

**Sborník
7. česko-slovenské konference**

**TRENDY V BIOMEDICÍNSKÉM
INŽENÝRSTVÍ**

**TRENDY V BIOMEDICÍNSKOM
INŽINIERSTVE**

11.–13. září 2007
Kladno

Editoři:

ZOLTÁN SZABÓ
JIRÍ HOLČÍK

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
Trendy v biomedicínském inženýrství
náklad: 100 ks
© Zoltán Szabó, Jiří Holčík
ISBN 978-80-01-03777-5

SLOVA NA UVÍTANOU

Milé kolegyně, vážení kolegové,

v září roku 1999 se na Ústavu biomedicínského inženýrství tehdejší Fakulty elektrotechniky a informatiky VUT v Brně uskutečnil pracovní seminář s dlouhým názvem „O výuce biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky v České republice a Slovenské republice“. Tento seminář se tehdy pokusil vytvořit prostředí pro vzájemné setkávání učitelů technických vysokých škol (a již tehdy nejen těch) a pro výměnu informací i pedagogických zkušeností získaných při výuce budoucích biomedicínských inženýrů. Od té chvíle tato setkávání měnila prostředí - střídavě s patronací vysokých škol v České republice a na Slovensku, zaměření - od ryze pedagogického obsahu k odbornému, scházeli se účastníci z obou dříve spojených republik, často i z dalších zemí. Měnila se perioda setkávání, původně od jednoho roku ke dvěma létům po konferenci v Rožnově, uspořádané kolegy z VŠB-TU Ostrava. Zásluhou našich košických přátel získala tato akce jméno. Měnilo se ledacos, zůstávalo příjemné prostředí, při kterém se účastníci čím dál tím lépe poznávali, poznávali prostředí partnerských pracovišť, výsledky jejich práce i práce všech dalších zúčastněných kateder, ústavů a jiných institucí, které v oblasti výuky či výzkumu v biomedicínském inženýrství v obou našich zemích něco znamenají.

Tentokrát se konference „Trendy v biomedicínském inženýrství“ přesunula na půdu velice nové Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Pro nás má tato událost dvojitý význam. Za prvé se uskutečňuje v době oslav 300 let od založení naší univerzity, za druhé je jednou z prvních větších odborných událostí, která se v prostorách nové fakulty uskutečňuje.

Biomedicínské inženýrství se ve světě, v zemích EU a tím pádem zcela nezbytně i v našich dvou republikách velice bouřlivě rozvíjí. Snažili jsme se proto, abychom si v sekci týkající se výuky biomedicínské techniky a inženýrství shrnuli současný stav, v jakém se takto orientovaná výuka v Česku i Slovensku nachází. V části týkající se výzkumných aktivit jsme se chtěli prezentovat s výsledky naší odborné práce a současně vytvořit plodné ovzduší pro vzájemné seznámení s výsledky výzkumu i na dalších vysokoškolských, výzkumných, příp. i zdravotnických pracovištích. Novým prvkem je soutěž studentských prací. Nepodařilo se nám zlákat studenty i jiných vysokých škol, proto je tato posterová sekce a soutěž záležitostí téměř výhradně studentů ČVUT v Praze - FBMI. Přesto doufáme, že pro všechny účastníky konference bude zajímavé se seznámit s výsledky studentských prací na naší fakultě. Při té příležitosti je třeba poděkovat *Nadaci prof. Rösche*, která tuto soutěž štědře sponzoruje.

Po prohlédnutí seznamu účastníků lze konstatovat, že je vše při starém. Zůstává tradiční jádro, někteří z dřívějších účastníků se z různých důvodů omluvili, někteří se po určité době vrací a přijedou i ti, kteří se s námi na podobných akcích dosud nepotkali. Věříme, že právě tyto kolegyně a kolegové, které bychom zejména rádi přivítali, naleznou na „Trendech v biomedicínském inženýrství“ příznivé a příjemné prostředí, objeví nové stimuly pro svou pedagogickou i odbornou práci a stanou se na oplátku obohacením celé odborné komunity českých a slovenských biomedicínských inženýrů.

Přeji Vám všem příjemný a užitečný čas strávený na ČVUT FBMI v Kladně.

prof. Ing. Jiří Holčík, CSc.
za organizační výbor konference
„Trendy v biomedicínském inženýrství“
Kladno, 11.–13. září 2007

OBSAH

VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ I

INTERFACULTATIVE CONCEPTS AND EDUCATION TRENDS IN THE AREA OF BIOMEDICAL ENGINEERING AT THE RWTH AACHEN UNIVERSITY V. Blazek, G. Mottaghy, K. Renner	14
PROTETIKA A ORTOTIKA NA TECHNICKEJ UNIVERZITE V KOŠICIACH J. Živčák, R. Hudák, D. Knežo.....	15
BIOMEDICAL ENGINEERING TUITION COMBINED WITH ECOLOGICAL ASPECTS J. Jan.....	19
NOVÝ BAKALÁŘSKÝ STUDIJNÍ PROGRAM BIOMEDICÍNSKÁ TECHNKA A BIOINFORMATIKA NA FEKT VUT V BRNĚ I. Provazník	23
ŠTUDIJNÝ PROGRAM BMI NA ŽILINSKEJ UNIVERZITE I. Čáp, K. Čápková.....	26
THE PRESENT AND TRENDS IN BIOMEDICAL ENGINEERING EDUCATION AT VŠB-TU OSTRAVA M. Penhaker, J. Černohorský, H. Sochorová	29
STUDIJNÍ OBOR BIOMEDICÍNSKÁ TECHNKA S PODPOROU PROJEKTU EVROPSKÉHO SOCIÁLNÍHO FONDU P. Tiefenbach, J. Černohorský.....	33
ŠTUDIJNÝ PROGRAM RÁDIOELEKTRONIKA V INŽINIERSKOM ŠTÚDIU – VÝBEROVÝ BLOK LEKÁRSKA ELEKTRONIKA Z. Krajčušková, M. Kukučka	37
VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ II	
STUDIUM TECHNICKY ZAMĚŘENÝCH OBORŮ NA ČVUT FBMI J. Hozman	42
BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ JAKO ZDRAVOTNICKÝ OBOR NA ČVUT FEL PRAHA L. Lhotská, V. Mařík, O. Štěpánková	45
VÝUKA LÉKAŘSKÉ TECHNIKY V NOVÉM STUDIJNÍM PLÁNU MAGISTERSKÉHO STUDIA NA FEL ČVUT V PRAZE J. Havlík, Z. Horčík.....	49
PROSTOR PRO NOVÝ VĚDNÍ OBOR MATEMATICKÁ BIOLOGIE V BIOMEDICÍNSKÉM VÝZKUMU L. Dušek, J. Hřebíček, J. Jarkovský, T. Pavlík.....	51
VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ III – DÍLČÍ PROBLÉMY A SPECIÁLNÍ NÁSTROJE	
PŘÍPRAVA STUDIA OPTIKY A OPTOMETRIE NA ČVUT FBMI B. Brúnová	56

PROJEKTOVĚ ŘÍZENÁ VÝUKA V MAGISTERSKÉM OBORU PŘÍSTROJE A METODY PRO BIOMEDICÍNU	
M. Vrbová	58
SPECIFIKA LABORATORNÍ VÝUKY NA ČVUT FBMI S DŮRAZEM NA KVALITNĚJŠÍ UPLATNĚNÍ V PRAXI	
J. Hozman.....	59
VÝUKA ZPRACOVÁNÍ BIOSIGNÁLŮ NA ČVUT FBMI	
J. Holčík	62
ANALYTICKÉ ÚLOHY VE VÝUCE CHEMIE	
J. Zimová, R. Najmanová.....	66
PŘÚTOKOVÉ SENZORY V BIOMEDICÍNĚ	
J. Spišák	69
ICT ŘEŠENÍ PRO SDÍLENÉ OBRAZOVÉ ÚLOŽIŠTĚ V TELEHEMATOLOGII	
D. Schwarz, M. Penka, L. Dušek	72
NÁSTROJE PRO POŘIZOVÁNÍ A SPRÁVU MULTIMEDIÁLNÍCH VÝUKOVÝCH MATERIÁLŮ	
J. Ráček	76
BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA I	
MULTICHANNEL ECG MEASURING SYSTEM FOR BODY SURFACE POTENTIAL MAPPING	
S. Karas, E. Hebláková, V. Rosík, M. Tyšler.....	78
SYSTEM FOR EVALUATION OF BIOPHYSICAL PARAMETERS FROM EXPERIMENTS ON ISOLATED ANIMAL HEARTS	
J. Švehlíková, S. Karas, V. Rosík, M. Tyšler.....	82
DATALOGGER PRO MĚŘENÍ FYZIOLOGICKÝCH VELIČIN	
K. Malý, P. Kolman	86
TESTOVÁNÍ OSCILOMETRICKÝCH MONITORŮ KREVNÍHO TLAKU: BĚŽNĚ POUŽÍVANÉ METODY A NOVÁ METODA	
J. Jílek, M. Štork	90
COMPARATIVE STUDY OF NON-INVASIVE BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHODS	
V. Fabián, M. Janouch, L. Nováková, O. Štěpánková	94
STANOVENÍ TRÉNINKU POMOCÍ SYSTÉMU A PROGRAMU PRO ZÁTĚŽOVÁ VYŠETŘENÍ	
M. Štork, V. Zeman, J. Novák.....	98
BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA II	
ADVANCES IN MONITORING OF ARTIFICIAL LUNG VENTILATION AND ITS APPLICATION IN VENTILATORY REGIMEN OPTIMISATION	
K. Roubík, R. Grúnes, M. Rožánek, V. Kopelent, K. Bláha	104
MECHANISMY TRANSPORTU PLYNU V RESPIR. SOUSTAVĚ PŘI VYSOKOFREKVENČNÍ A KONVENČNÍ UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI	
V. Kopelent, K. Roubík.....	108
STUDIUM FYZIKÁLNÍCH VLASTNOSTÍ HELIOXU A JEHO VYUŽITÍ PŘI UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI	
M. Rožánek, K. Roubík.....	112

VYUŽITÍ ELEKTRICKÉ IMPEDANČNÍ TOMOGRAFIE PRO SLEDOVÁNÍ DISTRIBUCE DECHOVÉHO OBJEMU PŘI UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI	
R. Grünes, K. Roubík, M. Rožánek, V. Kopelent, K. Bláha	115
ROZVOJ A VYUŽITÍ TETRAPOLÁRNÍ BIOIMPEDANČNÍ ANALÝZY	
M. Janouch	118
BIOHYDROGENIX2 – MĚŘENÍ ŽIVOTNÍCH FUNKCÍ PILOTA HYDROGENIXU2	
M. Černý, J. Floder	121
BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA III	
SYSTÉM PRO MONITORACI TEPLoty V JÍCNU PŘI IZOLACI PLICNÍCH ŽIL JAKO PREVENCE SÍŇO-JÍCNOVÉ FISTULY	
J. Brada, J. Kašpar, P. Smrčka, K. Hána, Š. Královec, P. Neužil, R. Fiala	126
VYUŽITÍ TERMOVIZE V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE	
J. Kašpar, B. Kaňková, K. Hána, P. Smrčka, J. Brada, R. Fiala	129
EASY CONTROL – UNIVERSAL CONTROL SYSTEM	
M. Fejtová, P. Novák	133
VYUŽITÍ TECHNOLOGIE HRADLOVÝCH POLÍ PRO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ Z ULTRASONOGRAFU	
P. Žurek	136
VYUŽITÍ INFORMAČNÍCH A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ (ICT) VE ZDRAVOTNICTVÍ	
J. Šubert, J. Válek	140
BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA I – INFORMAČNÍ SYSTÉMY A MODELOVÁNÍ BIOSYSTÉMŮ	
MEDICÍNSKÁ INFORMATIKA - SPECIFIKACE OBORU	
J. Münz	142
MEDIGRID – PROSTŘEDÍ PRO SDÍLENÍ MEDICÍNSKÝCH ZNALOSTÍ	
J. Vejvalka, P. Lesný, K. Slabý, A. Jarolímková, H. Krásničanová, M. Krhounek, T. Holeček	146
DATABÁZOVÝ SYSTÉM PRO UCHOVÁVÁNÍ GRAFOELEMENTŮ EEG	
L. Lhotská, V. Gerla, R. Horniak, M. Kytka, J. Rieger, V. Krajča, S. Petránek	150
BIODAT—WEB-BASED SYSTEM FOR STORING AND ANALYZING 1D SIGNALS	
P. Kozelek, J. Holcík	154
MODELOVANIE A SIMULÁCIA VPLYVU VYSOKOFREKVENČNÉHO ELEKTROMAGNETICKÉHO POĽA NA ĽUDSKÚ HLAVU	
Z. Pšenáková	157
NUMERICAL SIMULATIONS OF CEREBRAL VASCULAR SYSTEM IN PHYSIOLOGICAL AND PATHOLOGICAL CONDITION	
D. Gombarska, B. Czippelova	161
OPTIMÁLNÍ FARMAKOTERAPIE	
J. Potůček, N. Punt	165
ZNALOSTNÍ PODPORA DOMÁCÍ PÉČE	
L. Lhotská, K. Matoušek, P. Aubrecht, J. Vokřínek	168

BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA II – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA 1D BIOSIGNÁLŮ

VÝZKUM A NÁVRH ALGORITMŮ PRO KLASIFIKACI EEG J. Šťastný, L. Ručkay, P. Sovka	174
HODNOTENIE CEREBRÁLNEJ PERFÚZIE METÓDOU KORDANCIE P. Muriň, J. Mrázová, V. Nosál, Š. Sivák, J. Jakuš, E. Kurča.....	178
KONTROLA BDELOSTI POMOCOUCO EOG J. Mrázová, L. Muzikářová	182
ANALÝZA ŘEČI DĚTÍ S VÝVOJOVOU DYSFÁZIÍ P. Zetocha, M. Bártů, M. Žůrek, J. Tučková.....	186
ZPRACOVÁNÍ EKG MAP V REÁLNÉM ČASE J. Mužík, K. Hána.....	190
POUŽITÍ PROSTŘEDÍ MATLAB-SIMULINK PRO MĚŘENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO TEPU T. Funda, K. Hána	194
KVANTIFIKACE VLIVU SYMPATICKÉHO A PARASYMPATICKÉHO AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU J. Holčík, P. Kozelek	198
POROVNÁNÍ DVOU METOD IDENTIFIKACE KOMPLEXNÍCH FRAKCIONOVANÝCH SÍŇOVÝCH ELEKTROGRAMŮ JAKO VODÍTKA PRO KATETRIZAČNÍ ABLACI SUBSTRÁTU FIBRILACE SÍŇÍ V. Křemen, R. Čihák, J. Kautzner, L. Lhotská, D. Wichterle	202

BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA III – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA 2D BIOSIGNÁLŮ

ULTRASOUND TRANSMISSION TOMOGRAPHY R. Jiřík, J. Jan, I. Peterlík, D. Hemzal, A. Filipík, J. Začal, J. Roleček, R. Kolář	208
VÝVOJ NOVÝCH METOD PRO VČASNOU DIAGNOSTIKU GLAUKOMU R. Kolář, J. Jan	212
PERFUSION DIAGNOSTIC BY IMAGE ANALYSIS L. Hargaš, D. Koniar, M. Hrianka.....	216
APLIKÁCIA ŠTANDARDU DICOM V PROSTREDÍ LABVIEW D. Koniar, L. Hargaš, M. Hrianka.....	220
ANALÝZA KONFOKÁLNÍCH SNÍMKŮ VLÁKNITÝCH STRUKTUR J. Janáček, I. Saxl, X.W. Mao, L. Kubínová	224

BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA IV – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA 3D BIOSIGNÁLŮ

3D RECONSTRUCTION OF NMR IMAGES BY LABVIEW M. Smetana	230
TOOLS FOR VISUALIZATION OF LARGE THREE-DIMENSIONAL OBJECTS IN BIOLOGY M. Čapek, J. Janáček, L. Kubínová, P. Smrčka, K. Hána	234

KLASIFIKACE POHYBŮ PRSTU Z OBRAZOVÉHO ZÁZNAMU J. Havlík, Z. Horčík, V. Hanžl.....	238
CAMERA SYSTEM FOR MOVEMENT ANALYSIS IN PARKINSON'S DISEASE Z. Szabó.....	242
PERFORMANCE MONITORING OF YOUNG SPORTSMEN USING THE MOTION ANALYSIS METHOD Z. Dolná, D. Šimšík, J. Majerník, A. Galajdová	246
BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA V – KLASIFIKACE A HODNOCENÍ BIOMEDICÍNSKÝCH DAT	
ROBUSTNÍ METODY HODNOCENÍ GENOVÝCH EXPRESNÍCH DAT T. Pavlík, E. Budinská, L. Dušek, J. Jarkovský.....	252
PREDICTING RELAPSE IN SCHIZOPHRENIA USING COMMUNICATION TECHNOLOGY AND PATTERN RECOGNITION TECHNIQUES J. Hrdlička, F. Španiel, D. Novák.....	255
KLASIFIKACE POHYBŮ LIDSKÉHO TĚLA POMOCÍ MARKOVOVÝCH MODELŮ IMPLEMENTOVANÝCH V HTK TOOLBOXU A MATLABU A. Hlaváček.....	259
DESIGN OF ADVANCED EXPERIMENTAL FUZZY DIAGNOSTIC SYSTEM M. Kukučka, Z. Krajčůšková	262
FOTONIKA	
OPTICKÉ SPEKTROSKOPIE A MIKROSKOPIE V BIOMEDICÍNSKÉM VÝZKUMU V. Fidler, M. Hof.....	268
HUMAN SPONTANEOUS PHOTON EMISSION IN 24 HOUR PERIOD M. Cifra, E. P. A. Van Wijk, R. Van Wijk.....	269
AUTOFLUORESCENCE SPECTROSCOPY OF BRONCHIAL TISSUE J. Votruba, J. Zavadil, S. Javorský, F. Kostka, E. Klimtová, T. Brůha	273
PHOTON-TISSUE INTERACTION MODELLED BY MONTE CARLO METHOD FOR OPTIMIZED OPTOELECTRONIC SENSOR CONCEPTS M. Hülsbusch, V. Blazek, St. Vogel, D. Starke.....	277
OPTICAL METHODS ELUCIDATING ACTION OF ANTIMICROBIAL PEPTIDES R. Macháň, A. Miszta, M. Hof, W. T. Hermens, A. J. Ouellette.....	281
PHOTODYNAMIC AND SONODYNAMIC THERAPY ON MELANOMA CELLS H. Kolarova, K. Tomankova, R. Bajgar, L. Dolezal, J. Halek	285
STUDY OF PHOTODYNAMIC AND SONODYNAMIC EFFECT ON CELL LINE BY ATOMIC FORCE MICROSCOPY K. Tomankova, H. Kolarova, R. Bajgar	286
OPTICAL SENSORS FOR MONITORING OF BIOPROCESSES O. Podrazky, V. Matejec, G. Kuncova, M. Pospisilova, J. Mrazek, I. Kasik, K. Rose, N. Jaffrezic-Renault, S. Dzyadevich, L. Sasek, P. Scully	287
APLIKACE LASEROVÝCH TENKÝCH VRSTEV V LÉKAŘSTVÍ M. Jelínek, M. Vrbová, T. Kocourek	291

BIOMEDICÍNSKÉ APLIKACE

NEINVAZIVNÍ VYŠETŘENÍ FUNKCE AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU V ZÁVISLOSTI NA VĚKU SYSTÉMEM VARCOR PF7 J. Salinger, P. Štěpaník, P. Stejskal, J. Krejčí, S. Gwozdziejczová	296
HODNOCENÍ TVARU PÁTEŘE VE VYBRANÝCH FIXAČNÍCH POLOHÁCH S VYUŽITÍM DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU DTP-2 J. Krejčí, J. Salinger, P. Kolisko, P. Štěpaník	300
COMPUTER AID DESIGN OF BRACE FOR SCOLIOSIS TREATMENT J. Čulík	304
VÝVOJ SOFISTIKOVANÝCH SLUŽIEB PRE PODPORU AUTONÓMIE STARÝCH A ZDRAVOTNE POSTIHNUTÝCH OSÔB D. Šimšík, A. Galajdová	308
ANALÝZA E-SLUŽIEB PRE STARŠÍCH A ZDRAVOTNE POSTIHNUTÝCH UŽÍVATEĽOV J. Andrejková, D. Šimšík, A. Galajdová	312
PŘÍSTROJOVÁ PODPORA PRO REHABILITACI STRABISMU P. Novák, M. Fejtová	316
PROGRAMOVÁ PODPORA PRO REHABILITACI STRABISMU M. Fejtová, P. Novák, M. Uller	320
TECHNOLÓGIA FDM V OBLASTI VÝVOJA IMPLANTÁTOV M. Ďurajová	324
CO ŘÍKÁ TRAJEKTORIE AUTOMOBILU O PSYCHOFYZIOLOGICKÉM STAVU ŘIDIČE P. Vysoký, O. Sýkora	325
STUDENTSKÁ SEKCE – POSTERY	
BEZKONTAKTNÍ MĚŘENÍ SÁLAVÉHO TEPLA V LÉKAŘSTVÍ J. Březina, K. Hána, R. Fiala	330
ANALÝZA POŽADAVKŮ NA MOBILNÍ DOHLEDOVÝ SYSTÉM PRO ZÁSAHOVÉ JEDNOTKY V. Caithaml, R. Fiala, J. Kašpar	331
POČÍTAČOVÁ VIZUALIZACE TROJROZMĚRNÝCH BIOMEDICÍNSKÝCH DAT M. Gavalec, M. Čapek	332
VYUŽITÍ TERMOVIZE PŘI STUDIU LÉČEBNÝCH METOD KOMPLEXNÍHO REGIONÁLNÍHO BOLESTIVÉHO SYNDROMU Z. Horáková	333
KOMPLEXNÍ SYSTÉM ZASOBOVÁNÍ NEMOCNIC M. Houdek	334
ROZHRANÍ HEALTH LEVEL 7 E. Hrbáčková, J. Holčík, J. Potůček	335
NÁVRH A KONSTRUKCE SPECIALIZOVANÝCH BRÝLÍ PRO VYŠETŘENÍ V NEUROLOGII J. Charfreitag	336
VYUŽITÍ TERMOVIZE V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE B. Kaňková	337

DETECTION OF BRAIN DISORDERS IN INFANTS M. Tatíček, V. Řezáčová, V. Petrák, M. Kuchařová, K. Kánská, M. Jiřina	338
SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ, MĚŘENÍ A ZOBRAZENÍ VEKTORKARDIOGRAMU PODLE FRANKA M. Kohout, M. Podžorský, J. Chaloupka	339
NÁVRH STANDARDU PRO KALIBRACI OXYMETRU A. Král, P. Fitl	340
ELEKTRONICKÝ DYNAMOMETR P. Kudrna, J. Chaloupka	341
LÉČENÍ VAROZITY A VALGOZITY POMOCÍ ORTÉZ T. Lesňák, J. Čulík, I. Mařík	342
MONITOROVACÍ A VYHODNOCOVACÍ SYSTÉM PRO KONVENČNÍ A VYSOKOFREKVENČNÍ UMĚLOU PLICNÍ VENTILACI R. Matějka	343
NOVÉ MATERIÁLY PRO IMPLANTÁTY J. Nápravník	344
MĚŘENÍ BIOIMPEDANCE U KONÍ L. Nešvera, K. Hána, R. Fiala, J. Holčík, P. Smrčka, J. Kašpar	345
VYUŽITÍ KOMPLEXNÍ DEMODULACE PRO ČASOVĚ FREKVENČNÍ ANALÝZU VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU V. Petrák, P. Kozelek	346
SLEDOVÁNÍ POHYBU RUKY U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU CHOROBOU O. Rozinek, V. Hudák, Z. Szabó	347
VYHODNOCOVÁNÍ OKAMŽITÉ POLOHY HLAVY A TĚLA V. Chadima, L. Chaloupka, M. Smolaga	348
TIME-RESOLVED FLUORESCENCE SPECTROSCOPY OF MOLECULAR PROBES FOR BIOMEMBRANE STUDIES T. Staněk	349
FANTOMY PRO SLEDOVÁNÍ TEXTURÁLNÍCH PARAMETRŮ SNÍMKŮ NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÉ REZONANCE A. Strnadová	350
VYSOKOFREKVENČNÍ POVELY POUŽITÉ PŘI CANISTERAPII K. Šoršová	351
MECHANICKÝ MODEL SILOVÝCH POMĚRŮ NA DOLNÍ A HORNÍ KONČETINĚ, V MEZIOBRATLOVÉ PLOTÉNCE, V RAMENÍM KLOUBU A V IMPEDANČNÍM TRANSFORMÁTORU STŘEDNÍHO UCHA J. Vomela, L. Poušek	352
VYUŽITÍ EKG A HRV V BIOLOGICKÉ ZPĚTNÉ VAZBĚ K. Vospálková, K. Hána, T. Funda, J. Kašpar, R. Fiala	353
MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ Z TERMOBRONCHOSKOPIE J. Žáček, K. Hána, J. Kašpar, R. Fiala, J. Votruba, T. Brůha	354

VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ I

INTERFACULTATIVE CONCEPTS AND EDUCATION TRENDS IN THE AREA OF BIOMEDICAL ENGINEERING AT THE RWTH AACHEN UNIVERSITY

V. Blazek*, G. Mottaghy**, K. Renner***

* Institut für Hochfrequenztechnik, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der RWTH Aachen

** Institut für Physiologie, Medizinische Fakultät, Universitätsklinik der RWTH Aachen

*** Dekanat der Medizinischen Fakultät, Universitätsklinikum der RWTH Aachen
medopt@ihf.rwth-aachen.de

RWTH Aachen University was, with considerable support from the local industries, originally founded in 1870 as a polytechnic institute and was established later, in 1948, as the Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, the Institute of Technology of the State North-Rhine-Westfalia. Today, RWTH Aachen University is one of the most renowned technical universities in Europe.

Courses related to BME are established at different RWTH faculties. For example, the Faculty for Electrical Engineering and Information Technology offers various courses, seminars and internships as part of an in-depth study program in the field of medical technology, which includes sensors, micro systems and medical imaging. The Faculty for Mechanical Engineering also offers related courses in its areas of competence.

In European context the Aachen University has established a unique concentration of interdisciplinary study opportunities in the field of BME at the Medical Faculty. These activities led, in close collaboration with the Faculty of Faculty of Mathematics, Computer Sciences and Natural Sciences, the Faculty of Mechanical Engineering and the Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, in a two-year English-taught Master's programme in Biomedical Engineering. This is an interdisciplinary course, which corresponds to the basic and applied research activities in the field of BME at RWTH. It provides national and especially international students (holders of a first degree in either medicine, natural sciences or engineering) with scientific knowledge, skills and methods across all BME fields, leading to high scientific qualification and independence.

Special entrance requirements are defined in accordance with our motto "BME is not some of this and some of that, but the best of everything": candidates should have a substantial background in the natural sciences, medicine and engineering, and an in-depth background in mathematics and physics is required from all students. The two-year BME Master's programme is divided into basic modules, three specialised modules related to outstanding RWTH competences (Tissue engineering, Medical Imaging & Guided Therapy, Artificial Organs & Devices), general compulsory courses and some optional courses.

The formal entrance requirements for this BME Master's programme will be presented and the interfacultative curriculum design will be discussed in further detail.

PROTETIKA A ORTOTIKA NA TECHNICKEJ UNIVERZITE V KOŠICIACH

J. Živčák*, R. Hudák*, D. Knežo**

* Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Stojnícka fakulta,
Technická univerzita v Košiciach

** Katedra aplikovanej matematiky, Stojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach
Jozef.Zivcak@tuke.sk

Abstrakt:

Príspevok sa zaoberá vznikom a charakteristikou nového študijného programu Protetika a ortotika, ktorý bol otvorený v októbri 2006 na katedre prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Stojníckej fakulte Technickej Univerzity v Košiciach. Protetika a ortotika je interdisciplinárny odbor, ktorý sa zaoberá navrhovaním, výrobou a servisom ortopedicko-protetických pomôcok a produktov ktoré získava pacient na predpis odborného lekára. Absolventi tohto štúdia (bakalári) získajú odbornú spôsobilosť k výkonu technicko - zdravotníckeho povolania Protetik a ortotik a oprávnenie k výkonu samostatnej i tímovej odbornej činnosti.

1. Úvod

Na základe odporúčania Medzinárodnej spoločnosti pre protetiku a ortotiku ISPO (2002) a taktiež na základe spoločenskej objednávky formulovanej spoločnosťou protetikov a ortotikov na Slovensku ako aj sekčnou komorou medicínsko-technických pracovníkov SK IZPALT bol na Technickej univerzite v Košiciach, Katedre prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva v októbri 2006 otvorený nový študijný program Protetika a ortotika (PaO). Myšlienku vytvorenia študijného programu podporila aj neustále sa rozmáhajúca a narastajúca oblasť ortopedickej protetiky, jednak vo východoslovenskom regióne, ako aj v celoslovenskom meradle. Otvoreniu študijného programu predchádzala úspešná akreditácia na Ministerstve školstva SR (MŠ SR) s priznaním dekrétu ku dňu 9.5.2006 na 3-ročné denné a externé bakalárske (Bc.) štúdium „Protetika a ortotika“ v študijnom odbore 5.2.47 Biomedicínske inžinierstvo.

Prioritným cieľom študijného programu PaO je príprava vysokoškolsky kvalifikovaných technických pracovníkov s požadovaným zdravotníckym vzdelaním oprávnených v rámci liečebnej a rehabilitačnej starostlivosti na základe indikácie lekára navrhovať, vyrábať a opravovať protetické pomôcky v celom rozsahu odboru. Absolvent je schopný účinne spolupracovať s lekáarskymi i nelekárskymi zdravotníckymi pracovníkmi v oblasti ortopedickej protetiky, ako aj v oblasti liečebnej a rehabilitačnej starostlivosti.

2. Charakteristika študijného programu

Protetika a ortotika predstavuje dôležitý odbor v rehabilitačnej starostlivosti o pacienta. Pomáha pacientom s nadobudnutým postihnutím, ľudom s vrodenými fyzickými vadami a takisto plní dôležitú úlohu v jednotlivých fázach imobilizácie resp. hospitalizácie pacienta. Inými slovami predstavuje interdisciplinárny odbor (medicína, technika, psychológia a pod.), ktorý sa zaoberá technickým vyhodnocovaním a prípravou, meraním, navrhovaním, výrobou a servisom ortopedicko-protetických výrobkov (obr.1) na základe predpisu od odborného lekára. Z uvedeného vyplýva aj potreba znalostí pre správnu interpretáciu lekáarskych predpisov a správ.

V zahraničí je zavedený študijný odbor Protetika a ortotika (Prosthetics and orthotics) na mnohých univerzitách. Spomenieme pracoviská, ktoré poskytujú toto vzdelanie pod garanciou medzinárodnej asociácie ISPO: Nemecko: Federal School of Orthopaedics Technology in Dortmund; Veľká Británia: University of Strathclyde, University of Salford; Belgicko:

KHK University College; Kanada: British Columbia Institute of Technology, George Brown College, Toronto; USA: California State University, University of Texas, University of Washington, a ďalšie. Na základe iniciatívy ISPO sa pod jeho metodickým a odborným vedením vytvárajú študijné programy aj v štátoch strednej a východnej Európy. Príkladom je ČR: Ostravská univerzita.



Obr.1 Protézy -Streifeneder (vľavo), ortézy - COP (v strede) a epitézy - OttoBock (vpravo).

PaO na TU v Košiciach je interdisciplinárny študijný program so špecifickým obsahom bez možnosti vymedzenia samostatných študijných programov, ktoré by boli obsahovo a komplexne blízke študijnému programu protetika a ortotika s výnimkou študijného odboru 5.2.47 Biomedicínske inžinierstvo (2.stupeň) a 4.2.11 Bionika a biomechanika (3. stupeň), ktorý predstavuje užšie orientovanú oblasť biomedicínskeho inžinierstva. Možno však vymedziť študijné odbory podľa existujúcej sústavy študijných odborov, ktoré sa dotýkajú niektorej zložky technickej stránky študijného programu protetika a ortotika, ako sú napr. 5.1.7 Aplikovaná mechanika (1., 2. a 3. stupeň), 5.2.16 Mechatronika (1., 2. a 3. stupeň), 5.2.1 Strojárstvo (1.,2. stupeň).

Biomedicínske inžinierstvo (BMI) predstavuje na Slovensku dynamicky sa rozvíjajúci vedný a študijný odbor, ktorý zaznamenáva neustály kvalitatívny i kvantitatívny rast v celosvetovom meradle. Na technických univerzitách sa rozvíja na fakultách s elektroinžinierskym profilom alebo strojárskym profilom. V podmienkach Strojníckej fakulty TU v Košiciach predstavuje bakalárske štúdium Protetika a ortotika veľmi dobrú základňu pre výber študentov do druhého stupňa - inžinierskeho štúdia v odbore Biomedicínske inžinierstvo. U týchto bakalárov sa očakávajú lepšie vedomosti zo základov potrebných pre štúdium medicínskych a inžinierskych predmetov, čo by malo viesť k zvýšeniu kvality absolventov Biomedicínskeho inžinierstva na SjF TU a v konečnom dôsledku k celkovému rozvoju Protetiky a ortotiky. Nadväznosť medzi prvým stupňom a druhým stupňom, vzhľadom na interdisciplinárny charakter programu, bude riešená nástupom na druhý stupeň štúdia v odbore Biomedicínske inžinierstvo, a to v dvoch študijných programoch - Biomedicínske inžinierstvo alebo Rehabilitačné inžinierstvo.

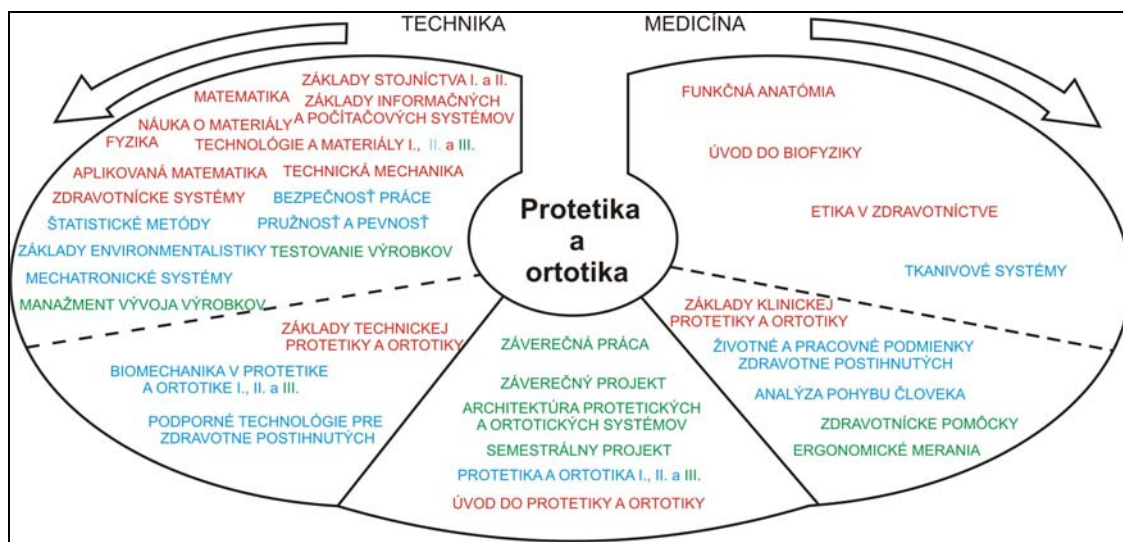
3. Výuka protetiky a ortotiky – súčasný stav a plány

Výuka v rámci bakalárskeho študijného programu Protetika a ortotika prebieha počas 3-rokov v dennej a externej forme. V internej forme pozostáva z prednášok, praktických cvičení a exkurzií v ortopedicko-protetických prevádzkach, kde sú študenti aktívne zapájaní do výrobného procesu. V externej forme výuka prebieha len formou prednášok. Vyučované predmety sú zostavené tak, aby mali interdisciplinárny charakter s väčšinovým zameraním na strojárstvo a techniku, medicínu a protetiku a ortotiku.

Každý zo šiestich semestrov štúdia zahrňuje 5 až 6 povinných predmetov, 2 voliteľné predmety a 4 až 5 výberových predmetov (napr. Odborná angličtina a odborná nemčina I., II. a III., Goniometria pohybovej sústavy človeka I. a II., Rehabilitácia, Zdravotnícka psycholó-

gia, Základy biomedicínskeho inžinierstva a pod.). Obr. 2 znázorňuje povinné a povinne voliteľné predmety podľa ročníkov štúdia a podľa ich charakteru (technické, medicínske, interdisciplinárne).

V dennej forme štúdia sa väčšina medicínskych predmetov vyučuje na Lekárskej fakulte UPJŠ v spolupráci s externými vyučujúcimi. Prienikom technickej a medicínskej oblasti sú aj predmety týkajúce sa samotnej protetiky a ortotiky, napr.: Úvod do protetiky a ortotiky, Protetika a ortotika I., II. a III., Architektúra protetických a ortotických systémov a pod. (obr. 2).



Obr.2 Predmety vyučované v rámci študijného programu Protetika a ortotika (červená – prvý ročník, modrá – druhý ročník, zelená – tretí ročník).

Praktické cvičenia sa realizujú v laboratóriách Protetiky a ortotiky L1, L2 a L3, ktoré boli vybavené modernými prístrojmi, zariadeniami a nástrojmi potrebnými na výrobu ortopedicko protetických pomôcok a produktov.



Obr.3 Laboratóriá L1 (vľavo) a L2 pre praktické cvičenia v rámci študijného programu Protetika a ortotika.

Na obr.3 sú fotografie prototypového a mechanického laboratória L1 a kalibračného pracoviska L2. Prototypové materiálové laboratórium L3 je v súčasnosti vo výstavbe. Bude slúžiť na nahrievanie vysokoteplotných plastov na výrobu ortéz a protéz a nízkoteplotných plastov na výrobu ortéz a dláh. Druhá polovica laboratória bude slúžiť na bandážistiku. Zámerom je v rámci uvedených laboratórií vybudovať kalceotické pracovisko.

Na účely prednášok, seminárov, workshopov resp. rokovaní je určená seminárna miestnosť protetiky a ortotiky a laboratórium CAD systémov (obr.4).

Súčasný stav Protetiky a ortotiky na TU v Košiciach bol dosiahnutý za významnej podpory nemeckej firmy Streifeneder a firmy Beznoska z Českej republiky, s ktorými boli do-

hodnuté vzájomné spolupráce jednak na poli obchodnom, ale vo významnej miere aj na poli edukačnom, výskumnom a vývojovom.

Trhová nestrannosť študijného programu však umožňuje rozšíriť spoluprácu aj s inými firmami, ktoré o ňu prejavia záujem. Vo významnej miere funguje v súčasnosti spolupráca s viacerými distribučnými a výrobnými firmami, kde študenti pravidelne absolvujú praktické cvičenia.



Obr.4 Seminárna miestnosť protetiky a ortotiky a laboratórium CAD systémov (vpravo).

Počiatočný krok pre rozvoj spolupráce v oblasti protetiky a ortotiky bol urobený návštevou Chicaga (USA), kde sa uskutočnili rokovania s vedúcimi nasledovných oddelení: Department of Orthopedic Surgery - Rush University Medical Center, Department of Disability and Human Development - UIC, Prosthetic-Orthotic Center - Northwestern University a Center for International Rehabilitation - CIR.

V najbližšom období sa uskutoční seminár v spolupráci s firmou Sharex-in s názvom „Výroba a aplikácia klasických a dynamických dláh z nízkoteplotných termoplastických materiálov“ a koncom leta roku 2007 seminár v spolupráci s firmou Streifeneder s predbežným názvom „Výroba protéz bez sadrových odtlačkov“.

Cieľom uvedených aktivít je poskytnúť študentom kvalitnú výučbu s možnosťou odbornej praxe vo výrobe ortopedicko-protetických pomôcok a výrobkov. Prostredníctvom spolupráce so zahraničnými inštitúciami a organizovaním odborných seminárov a školení majú možnosť študenti prísť do styku s trendovými technológiami, materiálmi a produktmi.

Absolventi študijného programu *Protetika a ortotika* na základe korpusu znalostí sú spôsobilí vykonávať podľa dosiahnutého stupňa profesiu: „Protetik a ortotik (Bachelor of Prosthetics and Orthotics) - 1.stupeň, Bc.“.

Absolvent študijného programu *Protetika a ortotika* bude odborným pracovníkom so spôsobilosťou pre uplatnenie predovšetkým na špecializovaných pracoviskách, ktoré poskytujú zdravotnú starostlivosť v programe protetika a ortotika, a taktiež ako člen multidisciplinárnych tímov v zdravotníckych zariadeniach a rehabilitačných ústavoch, ktoré sa špecializujú na liečbu pacientov vybavených ortotickými a protetickými pomôckami. Absolventi budú mať široké teoretické znalosti z radu vedných odborov, ktoré im umožnia profesijnú adaptáciu na podmienky konkrétneho pracoviska. Kompatibilita tohto študijného programu s podobnými programami na Sjf TU, či v rámci EÚ, umožní študentom voľný pohyb a uplatnenie na európskom trhu práce.

4. Literatúra

- [1] Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Strojnícka fakulta, TU Košice, <http://www.tuke.sk/sjf-kpabi/>, 6.5.2007,
- [2] International Society for Prosthetics and Orthotics, <http://www.ispo.ws/>, 6.5.2007,
- [3] Otto Bock, <http://www.ottobock.com>, 6.5.2007,
- [4] F.G.Streifeneder KG, <http://www.streifeneder.de/English/streifeneder.asp.html>, 6.5.2007

BIOMEDICAL ENGINEERING TUITION COMBINED WITH ECOLOGICAL ASPECTS

J. Jan

Biomedical Engineering Department, Faculty of Electrical Eng. and Communication,
Brno University of Technology, Czech Republic
jan@feec.vutbr.cz

Abstrakt:

The BME Department at Brno University of Technology has one of the longest traditions in teaching of BME (since 1967). A substantial change in the attitude to the teaching process appeared in 1989 when the concept of the biomedical engineering has been adopted as a solid technological tuition with a good deal of mathematics, biophysics, electronics and informatics plus some extras concerning primarily the ability of communicating with the medical staff. About 4 years ago, a new reformation of the study scheme has been started, effectively replacing the 5-year curriculum by the two-stage study (Bc+MSc). In this frame, a new MSc two-year study branch has been established encompassing not only biomedical technological concepts but also concepts used in ecological measurement and screening. In the paper, details are given on the concept and content of this MSc study; the individual courses and grouping of them will be described and expected possibilities of the graduates evaluated.

1. Introduction

After the political changes in 1989, the study system has been reformed generally at the BUT's Faculty of electrical engineering, and this influenced also the form of the biomedical engineering study branch. Primarily, the study was reformed in order to aim more towards flexibility that was considered, at that time, more important than the narrow specialization. In consequence of that, also the Department concept has been reformed to a wider scope, and correspondingly, it changed its name to the Institute of Biomedical Engineering (BME). The tuition of BME, in the then standard five years MSc (Ing) curriculum, was performed in frame of two rather general branches of study: either in Electronics and Telecommunication, or under Automatic Control. The basic idea established then was (and still is, even in the changed environment) to produce high quality master-degree electronic engineers with the generic enough education enabling them to cope with the changing labour market. The interdisciplinary biomedical engineering education, as a kind of extra bonus, was formed both by specialized subjects concerning the medical technical equipment, complemented by a system of biomedical courses, providing the ability to communicate well with the medical staff. However, the already well-established and consistent study system had to be reformed shortly again when the two-stage study system (BSc – MSc) was introduced based on the European concept of the sc. Bologna declaration. The new two-stage system, reflecting the needs of both the new regulations and the modern concepts of BME study, is the subject of the core of the contribution.

2. Concept of study

When conceiving the new curriculum of the BME education concept that had to fit into two years of the master-degree study, the preceding three-year bachelor programme had to be taken into account. Many ideas of the BME study under the previous five-years study system and the experiences with it have been taken over, primarily the idea that BME tuition should not be oriented narrowly towards only the jobs in area but that it should provide generic enough education to enable also other employment in the wide area of electronics, measuring, automation and applied informatics. This way, we are able to accept the relatively high

amounts of students who show a clear interest in the BME study without exposing them to the danger of becoming unemployed when the medical and health-care area job offer is just not

TABLE I

OVERVIEW OF THE MAIN COURSES AND THEIR TYPES

First year of study (typically)	Biomedical courses	Biophysics	Biology of man (basic anatomy and physiology)			
	Engineering view of biosystems	Bionics	Modelling of biological systems			
	Specialised BME engineering courses	Analysis of signals and images	Advanced methods of signal processing	Multirate systems in DSP	Diagnostics of bio- and eco-systems	Classical imaging systems in medicine and ecology
	Humanitarian aspects of ecology	Elements of environmental studies				
	Technologist view of ecology	Ecological engineering				
	Other courses	Modern physics	Modelling and identification	Electronic circuit theory		
	Semester project					
Second year of study (typically)	Biomedical courses	Clinical physiology	Health-care and medical ethics			
	Specialised BME engineering courses	Special medical (therapeutic) and ecological technology	Tomographic imaging systems	Design and management of complex systems		
	Applied informatics courses	Computer aided medical diagnostics	Analysis and interpretation of biological data	Hospital and health-care information systems	Ecological information systems	Modern numerical methods
	Other courses	Statistics and operational research	Signal processors	Structure and properties of biomaterials	Intelligent and semiconductor sensors	Computer and communication networks
	Practical BME training					

sufficient (which is still the case at least in central Europe). On the other hand, we believe that the necessary highly specialised skills particular to a concrete BME job (or any other job in electronics) can be acquired more easily when the graduates have a good generic technical background than with a too specialised but not exactly matching knowledge.

New in the present curriculum is the extension of the standard BME curriculum by the area of the instrumentation used in ecology. This possibly surprising connection comes from two ideas: first, much of the instrumentation used for medical and ecological diagnostics are technically close to each other and therefore the principles can be taught in frame of the same subjects. Second, concerning the interdisciplinarity of BME, it is quite similar to that of ecological applications of technology, at least as far as the measurement field concerns: similarly as in BME, the ecological applications also require not only the good technical knowledge but also at least a basic knowledge of the ecological (or environmentalistic) concepts and terms. This is the reason for quite a parallel way of studying both biomedical and environmentalist concepts from both the human science and technological aspects (although the ecology has to be relatively limited due to time reasons). We believe that this combination is sound and needed, considering the future demands on both the health-care and environment-protection application areas. It seems also that the possibility to study some ecologically oriented problems attracts a part of students who – still thinking primarily technically – generally seem to recognise gradually the need of environmental care. The details of the present biomedical/ecological engineering (BEE) curriculum can be seen in the table I. The subjects offered can be generally subdivided into two groups: primarily the technically oriented group providing both the generic technical knowledge from the area of electronics, measurement and applied informatics and also the specialised knowledge on biomedical and ecological instrumentation, e.g. imaging systems, diagnostic analytic equipment, therapeutic technology, etc. The names of the courses are hopefully sufficiently self descriptive. As it can be seen, important weight is put on the area of signal and image processing and analysis that seems to form a substantial part of both biomedical and ecological engineering at present, and probably even in future (examples of the used text books provided inside the Dept. of BME [3], [4]).

The second group is formed by the subjects devoted to the interdisciplinary areas of both biomedical and ecological areas. Here, you can find two basically different approaches, represented by individual courses. The first group are subjects presented by medical and clinical experts, a biophysicist, and a group of non-technically (biologically, sociologically, historically etc.) oriented environmentalists. The aim of these subjects is to expose the students to possibly all the differences that might be at first surprising for a technical novice in the medical or environmental institution. All these subjects are taught by external recognised medical or ecological experts, part-time hired by the Institute. The technically (or physically, system-theory based) subjects devoted to basically the same problems but presented by technologists are included in the curriculum as well. The comparison (or even clash) of both approaches is a very important feature of the Institute's concept of teaching the BE engineering; we believe that this is the proper way of learning to communicate efficiently with the experts of the other area.

3. Conclusions

The contribution describes a new combination of biomedical engineering, forming the basis of the study, with the ecologically oriented (smaller) part of the curriculum. Such a combined programme has been formed in frame of the newly introduced two-stage (BSc-MSc) curriculum conforming the Bologna declaration. The experience with the first students who just finished their study is rather positive – the students appreciate the combination with the environmentalists view, so far mostly unknown to them. It seems that inclusion of this area contributes to the positive response among the students of the BEE branch, which is also reflected in the surprisingly high demand for the new BEE study among the just graduating BSc students.

4. Použitá literatura

- [1] Student guide on the MSc study branch of Biomedical and Ecological engineering, Dept. of BME, Brno University of Technology, 2004.
- [2] Jan, J. “Digital Signal Filtering, Analysis and Restoration”, 407pp., IEE Press London, 2000, ISBN 0 85296 760 8.
- [3] Jan, J. “Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration”, 760 pp., CRC Taylor and Francis Press, New York, 2005, ISBN 0 8247 5849 8.

5. Acknowledgements

The design of the new curriculum including development of laboratories has been supported by several grants of the Ministry of Education of the Czech Republic. The research, also supporting the BME and ecological tuition, is long-term supported by the grant no. MS 0021630513 of the Ministry of Education of the Czech Republic.

NOVÝ BAKALÁŘSKÝ STUDIJNÍ PROGRAM BIOMEDICÍNSKÁ TECHNIKA A BIOINFORMATIKA NA FEKT VUT V BRNĚ

I. Provazník

Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií,
VUT v Brně
provazni@feec.vutbr.cz

Abstrakt:

Na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně byl připraven nový bakalářský studijní program s jediným stejnojmenným oborem pod názvem Biomedicínská technika a bioinformatika. Program byl schválen Ministerstvem zdravotnictví ČR a akreditován Akreditační komisí MŠMT ČR na jaře 2007. Do prvního běhu prvního ročníku programu byli přijati 104 studenti.

1. Úvod

Na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií (FEKT) VUT v Brně je výuka biomedicínského inženýrství institucionalizovaná od roku 1967, kdy vznikla tehdejší Katedra lékařské elektroniky na Fakultě elektrotechniky VUT v Brně. Pracovníci katedry v průběhu let postupně zavedli řadu specializovaných předmětů, zaměřených nejprve na problematiku diagnostických a terapeutických přístrojů používaných v medicíně, později i na další oblasti biomedicínského inženýrství a medicínské informatiky. V roce 2001 byl na nynějším Ústavu biomedicínského inženýrství vytvořen a akreditován magisterský studijní obor Biomedicínské a ekologické inženýrství (BEI) v rámci studijního programu Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika (EEKR). V roce 2007 byl pak vytvořen a akreditován nový bakalářský studijní program Biomedicínská technika a bioinformatika (BTBIO) jako odezva na zájem mezioborově zaměřených studentů, kteří inklinují k technologiím používaným v medicíně, zároveň však bez dostatečné průpravy absolvovat ryze elektrotechnické předměty stávajícího programu EEKR.

Prvotním impulsem pro vytvoření nového programu BTBIO tedy bylo poskytnout možnost vysokoškolského vzdělání absolventům gymnázií a odborných středních škol, kteří jsou humanitně založeni, mají ale zájem o aplikace moderních (informačních) technologií. Struktura programu byla proto od počátku koncipována tak, aby obsahovala značný rozsah výuky medicínských předmětů a vykazovala silnou provázanost na technické předměty. Samozřejmostí bylo dosáhnout splnění podmínek pro získání odborné způsobilosti k výkonu nelékařského zdravotnického povolání biomedicínského technika studiem programu podle zákona č. 96/2004 Sb. ve smyslu vyhlášky č. 39/2005.

2. Studijní program BTBIO

Vytvořený 3-letý studijní program akceptuje systém studia podle Boloňské deklarace včetně kreditového systému. Sestává z 11 biomedicínských předmětů zajišťovaných Lékařskou fakultou Masarykovy univerzity (celkem 56 kreditů), 20 technických předmětů zajišťovaných Fakultou elektrotechniky a komunikačních technologií (celkem 103 kreditů), bakalářské práce, semestrálního projektu a týmového projektu (celkem 10 kreditů), všeobecně vzdělávacích předmětů (celkem 7 kreditů), volitelných praktik (celkem 4 kredity) a 160 hodin povinné praxe (0 kreditů). Při tvorbě programu byl kladen důraz na snížení zátěže studentů ve formě kontaktní výuky. Veškeré předměty až na jediný jsou povinné bez možnosti volby. Výjimku tvoří všeobecně vzdělávací předměty, do kterých spadají např. jazykové předměty. Předměty byly koncipovány tak, aby v rozumné míře snížili počet hodin kontaktní výuky v souladu s Dlouhodobým záměrem VUT v Brně. Snížená zátěž studentů přímou výukou dává prostor k důkladnější realizaci individuálních i týmových projektů.

<p>Technický základ</p> <ul style="list-style-type: none"> • Algoritmizace a programování • Číslíkové zpracování signálů a obrazů 	<p>Přírodovědný základ</p> <ul style="list-style-type: none"> • Matematika 1 • Matematika 2 • Matematika 3 • Fyzika 1 • Fyzika 2 	<p>Biomedicínský základ</p> <ul style="list-style-type: none"> • Obecná biofyzika • Fyziologie • Patologická fyziologie • Biochemie • Úvod do klinické medicíny • Základy anatomie a histologie
<p>Další medicínské předměty</p> <ul style="list-style-type: none"> • Úvod do molekulární biologie a genetiky • Biomedicínská etika • Biostatistika • Základy první pomoci • Radiologie a nukleární medicína • Standardizace ve zdravotnictví • Zdravotnická legislativa a právo 	<p>Biomedicínská technika</p> <ul style="list-style-type: none"> • Terapeutická a protetická technika • Lékařská diagnostická technika • Zobrazovací systémy v medicíně • Materiály a komponenty pro biomedicínské aplikace • Biosenzory • Praktika z biomedicínské a klinické techniky 	<p>Bioinformatika</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bioinformatika • Úvod do medicínské informatiky • Analýza biologických signálů • Bioelektrické jevy • Modely v biologii a epidemiologii • Umělá inteligence v medicíně • Praktika z bioinformatiky

Struktura studijního programu splňuje podmínky vztahujících se k zákonu č. 96/2004 o podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k vyhlášce č. 39/2005, kterou se stanoví minimální požadavky na studijní programy k získání odborné způsobilosti k výkonu nelékařského zdravotnického povolání. Počet hodin praktického vyučování v lékařských předmětech: 299 (LF), 260 (FEKT), odborná praxe ve zdravotnickém zařízení: 160. Počet hodin praktického vyučování ve všech předmětech: 299 (LF), 390 (FEKT), odborná praxe ve zdravotnickém zařízení (160). Celkový počet hodin praktického vyučování v lékařských předmětech: 719. Počet hodin praktického vyučování ve zdravotnických zařízeních na pracovištích používajících diagnostické zdravotnické přístroje: 84,5. Počet hodin praktického vyučování ve zdravotnických zařízeních na pracovištích používajících terapeutické zdravotnické přístroje: 32,5. Počet hodin praktického vyučování ve zdravotnických zařízeních na pracovištích používajících laboratorní zdravotnické přístroje: 52.

Na jaře 2007 bylo realizováno první přijímací řízení ke studiu v programu BTBIO. Celkem se k datu 30.4. 2007 přihlásili 142 uchazeči, ke studiu byli přijati 104 uchazeči. Z analýzy přihlášek ke studiu vyplývá, že 36% přijatých studentů jsou ženy, 56% přijatých studentů absolvovalo gymnázia, 22% absolvovalo obor Lékařská elektronika na Střední průmyslové škole elektrotechnické v Brně, 7% některý typ střední odborné školy nebo odborného učiliště.

Studijní program BTBIO byl vytvořen v rámci řešení meziuniverzitního rozvojového programu MŠMT č.546/2006 „Vytvoření meziuniverzitní spolupráce v oblasti biomedicínské techniky a biomedicínského inženýrství s využitím špičkových technologií“ za spolupráce s Lékařskou fakultou Masarykovy univerzity (garant Prof. V. Mornstein) a Fakultou biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze (garantka prof. M. Vrbová). Rozvojový program byl dotován celkovou částkou 22,5 mil. Kč, zhruba polovina byla investována do nových špičkových přístrojů umístěných v nově vybudovaných výukových laboratořích všech tří participujících fakult. Na FEKT VUT v Brně vznikly Labo-

ratoř bioniky, Laboratoř biofyziky, Laboratoře zobrazovacích systémů. Z nejdůležitějších přístrojů instalovaných v laboratořích lze vybrat tyto: kompletní systém patch clamp fy Axon Instruments (pneumatický antivibrační stůl zesilovače, reverzní mikroskop, reverzní fluorescenční mikroskop, mikromanipulátor, přístroj na výrobu mikropipet, peristaltická pumpa, rychlý mikroperfuzní systém) a stíněná komora 12m² pro buněčný výzkum, elektromyograf fy Alien s příslušenstvím, elektroencefalograf fy Alien s příslušenstvím včetně biofeedbacku, video-EEG a modulu evokovaných potenciálů, mobilní ultrazvukový tomograf H 45001 SD s příslušenstvím, hydrofon se zesilovačem. Jejich využití je v přímé výuce a při řešení studentských projektů.

3. Závěr

První studenti začnou studovat v nově vytvořeném programu Biomedicínská technika a bioinformatika v září 2007. Nicméně již lze udělat některé závěry plynoucí z průběhu přijímacího řízení. Z podkladů přihlášek ke studiu a ze široké komunikace s potenciálními studenty vyplývá, že byl osloven jiný segment středoškolských studentů, než kteří nastupují ke studiu do tradičního programu Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika, byť ten obsahuje řadu specializovaných předmětů biomedicínských in bioinženýrských včetně kompletního magisterského oboru. Důvodem je zřejmě potlačení elektrotechnických předmětů v novém programu a významné zvýšení podílu biomedicínských předmětů vyučovaných lékařské fakultě.

Celý projekt přípravy akreditace nového studijního programu probíhal za koordinace Ústavu biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně. K vytvoření bloku biomedicínských předmětů a jejich návaznosti na technické předměty významně přispěla Lékařská fakulta MU, poradensky působila Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Poděkování patří oběma partnerům.

ŠTUDIJNÝ PROGRAM BMI NA ŽILINSKEJ UNIVERZITE

I. Čáp, K. Čápvá

Žilinská univerzita, Elektrotechnická fakulta
ivo.cap@fel.uniza.sk

Abstrakt:

Príspevok sa zaoberá aktuálnymi otázkami výučby študijného programu Biomedicínske inžinierstvo na Elektrotechnickej fakulte Žilinskej univerzity. Aktuálny problém predstavuje transformácia súvislého päťročného inžinierskeho štúdia na dvojstupňové – bakalársky a inžiniersky stupeň. Okrem zabezpečenia prvých dvoch stupňov štúdia sa pripravuje na akreditáciu doktorandské štúdium a pripravuje sa transformácia štúdia BMI do anglického jazyka s podporou Európskeho sociálneho fondu.

1. Štúdium BMI na Elektrotechnickej fakulte Žilinskej univerzity

Biomedicínske inžinierstvo (ďalej len „BMI“) je v súčasnosti jedným z najprogressívnejších odborov techniky. Od pôvodného úzkeho zamerania na technické prostriedky medicíny sa stále viac orientuje na vzájomnú prepojenosť techniky a medicíny ako nutnej podmienky pre efektívny rozvoj moderných sofistikovaných diagnostických a terapeutických prostriedkov a ich plnohodnotné využitie. Na rozdiel od medicínskej techniky minulého storočia vychádzajú moderné prostriedky medicíny z najnovších poznatkov prístrojovej techniky, materiálového inžinierstva, matematiky, prírodných vied, teoretickej a klinickej medicíny ako aj informačných a komunikačných technológií. Takýto široký záber sa vymyká klasickému vzdelávaniu inžinierov na tradičných technických fakultách ako aj lekárov. Interdisciplinárny odbor BMI rieši toto komplexné pokrytie problematiky osobitne zameraným vzdelávaním, ktoré zmysluplne kombinuje technické a medicínske vzdelávanie s využitím najnovších poznatkov z oblasti informačných technológií. Na rozdiel od prevažne intuitívnej medicíny z čias do polovice minulého storočia sa stáva moderná medicína stále viac exaktná vďaka stále sa zdokonaľujúcim diagnostickým metódam, metódam molekulárnej biochémie, presným a často automatizovaným terapeutickým metódam, moderným metódam spracovania a vyhodnocovania najrôznejších signálov atď. Na výchovu primerane vzdelaných odborníkov už nestačí len študijné zameranie na klasickej technickej alebo lekárskej fakulte, nová kvalifikácia BMI vyžaduje účelne štruktúrované interdisciplinárne štúdium, ktoré dokáže efektívne sklbiť všetky naznačené požiadavky. Vzhľadom na mimoriadnu náročnosť je potrebné na štúdium BMI získať veľmi dobre pripravených absolventov stredných škôl. Z tohto dôvodu nie je možné dosahovať požadovaných výsledkov na báze masového vzdelávania. Hľadaniu vhodných foriem vzdelávania v odbore BMI sa venuje mimoriadna pozornosť v medzinárodnom meradle, napr. pravidelné konferencie a sympóziá ako TRENDY v BMI, BIOMEDEA, a pod. V Európe nie je jednoznačne ustálená predstava o forme a náplni štúdia BMI, o čom hovoria skúsenosti z popredných zahraničných pracovísk.

Žilinská univerzita (ŽU) zachytila tento moderný trend pred približne 10 rokmi. S využitím grantu EU v rámci programu TEMPUS zhromaždila pracovná skupina EF ŽU skúsenosti domácich a zahraničných pracovísk a vypracovala nový model interdisciplinárneho študijného programu, ktorý sa vymyká bežným praktikám zahraničných univerzít. Základnou odlišnosťou je interdisciplinárne vzdelávanie v technických i lekárskejších disciplínach už od začiatku štúdia. Študenti tak rozvíjajú svoju základnú gramotnosť ako v technike, tak aj v teoretických lekárskejších predmetoch. Štúdium sa organizačne realizuje na Elektrotechnickej fakulte ŽU, je však do značnej miery odborne separované a od prvého semestra sa orientuje aj na budovanie lekárskej terminológie a funkčných predstáv o ľudskom organizme. Po úvodných základoch z matematiky, fyziky, chémie ako aj z biochémie a biofyziky,

sa rozvíjajú viac špecializované teoretické základy z elektrotechniky, informatiky, spracovania signálov, anatómie a fyziológie a študenti sa zoznamujú so základnými princípmi lekárskej techniky. Na týchto základoch sa rozvíja odborná špecializácia v lekárskej diagnostickej a terapeutickej technike a informatike. Do roku 2004/05 išlo o súvislé päťročné štúdiu, v roku 2005/06 bolo štúdiom v nadväznosti na Bolonský proces rozdelené na dvojstupňové – trojročné bakalárske štúdiu a dvojročné štúdiu inžinierske. Toto rozdelenie narušilo pôvodný zámer trojročnej prevažne všeobecnej teoretickej prípravy a následného dvojročného špecializovaného štúdia. Z požiadavky plnohodnotného bakalárskeho štúdia a uplatnenia jeho absolventov bolo potrebné štúdiom reštrukturalizovať tak, aby študenti získali v treťom ročníku aj praktické skúsenosti a vypracovali bakalársku záverečnú prácu. Pre tento účel bola potrebná určitá úprava teoretických základov štúdia tak, aby sa vytvoril priestor na aplikované predmety. Aj napriek tomu je možnosť uplatnenia absolventa bakalárskeho štúdia veľmi malá a hlavným účelom prvého stupňa zostáva príprava na pokračovanie v štúdiu v druhom inžinierskom stupni.

Súčasná štruktúra študijného programu je rozdelená na nasledujúce študijné okruhy podľa časového rozdelenia:

Bakalárske štúdiu

Teoretický základ – matematika, fyzika, chémia, informatika, výpočtová technika.

Technický základ – teoretická elektrotechnika, metódy merania, elektronika, logické obvody, spracovanie signálu, vlnové procesy, spracovanie a analýza obrazu.

Medicínsky základ – biofyzika, biochémia, anatómia, fyziológia a patofyziológia.

Odborné predmety – senzory a meracie metódy v BMI, materiály pre BMI.

Odborná prax – exkurzia na pracoviska BMI v Ústave merania SAV v Bratislave.

Manažérske predmety – manažment kvality, psychológia manažéra, pracovné právo.

Samostatná práca – bakalárska záverečná práca.

Predmety štátnej skúšky – technické prostriedky biomedicíny, aplikácie základných lekárskejších disciplín v biomedicíne

Inžinierske štúdiu

Rozšírenie teoretického základu – vybrané kapitoly z matematiky a fyziky.

Rozšírenie technického základu – neurónové siete, spracovanie signálov v medicíne, žiarenia a ochrana pred žiarením, modelovanie EM poľa pre BMI aplikácie.

Odborné predmety – základné diagnostické metódy v medicíne, základné terapeutické metódy v medicíne, rádiológia a nukleárna medicína, medicínska prístrojová technika, bioetika a medicínska etika, manažment zdravotníckych služieb.

Odborná prax – exkurzia do Jadrovej elektrárne Jaslovské Bohunice, praktické cvičenia na pracoviskách Nemocnice s poliklinikou v Žiline.

Doplňkové predmety – základy ekológie, psychológia manažéra, manažment kvality.

Samostatné práce – ročníkový projekt, diplomová záverečná práca.

Predmety štátnej skúšky – meracie metódy v BMI, spracovanie signálov v BMI, zobrazovacie metódy v BMI, materiály pre BMI

V súčasnosti nastupujú do tretieho a teda záverečného ročníka bakalárskeho štúdia prví študenti, ktorí študujú podľa nového študijného programu. Vyhodnocujú sa prvé skúsenosti a na ich základe sa uskutočnia potrebné malé korekcie študijného programu.

2. Výskum a spolupráca s partnermi

V súvislosti so zavedením študijných programov BMI sa na Katedre teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva, ktorá programy garantuje, postupne rozvíja aj výskumný program, ktorý do značnej miery vychádza z pôvodného zamerania katedry na

vyšetrovanie a aplikáciu elektromagnetických procesov. Jedným zo zameraní je vyšetrovanie vplyvu elektromagnetického poľa mobilných telefónov na človeka, druhým je nedeštruktívna diagnostika biomateriálov a tretím je počítačové modelovanie fyziologických procesov s využitím elektromechanickej analógie. Na zabezpečení štúdia BMI spolupracuje aj Katedra mechatroniky a elektroniky EF ŽU, ktorá sa zameriava na počítačové spracovanie obrazu a Katedra materiálového inžinierstva Strojníckej fakulty ŽU, ktorá sa venuje výskumu biomateriálov. Všetky uvedené katedry školia doktorandov v rámci svojich študijných programov ale so zameraním na aplikácie v BMI.

Významná je spolupráca s Jesséniovou lekárskou fakultou Univerzity Komenského v Martine, kde pokračuje niekoľko našich absolventov v doktorandskom štúdiu, a taktiež s Ústavom merania Slovenskej akadémie vied v Bratislave, kde sa naši absolventi zapájajú do biomedicínskeho výskumného programu ako ich interní doktorandi. Jednotlivci našli už svoje uplatnenie i na zahraničných pracoviskách orientovaných na problematiku BMI. Významná je spolupráca so zahraničnými univerzitami, ktorá sa uskutočňuje najmä na báze programu SOCRATES-ERASMUS. Naši vybraní študenti absolvujú jeden semester štúdia v zahraničí (v priemere štyria študenti za rok). Našimi partnermi sú RWTH Aachen, Nemecko, National University of Ireland Dublin, Írsko, University of Technology Compiègne, Francúzsko a ďalšie európske pracoviská. Významná je i vzájomná výmena vysokoškolských učiteľov, ktorá sa uskutočňuje formou týždňových prednáškových pobytov najmä s RWTH Aachen a NUI Dublin. Okrem série medzinárodných seminárov, ktoré naše pracovisko zorganizovalo ešte počas formovania študijného programu bola významnou aktivitou medzinárodná konferencia TRENDY V BMI 2005, ktorá sa uskutočnila na pôde ŽU.

3. Uplatnenie absolventov a perspektívy ďalšieho rozvoja

Významným kritériom úspešnosti nastúpenej cesty vzdelávania v odbore BMI je uplatnenie absolventov. S ohľadom na odhady súčasných potrieb trhu práce počet študentov prijímaných do prvého ročníka neprekračuje počet 30. Očakávaný počet absolventov by sa mal ustáliť na 20 ročne. V tomto roku ukončil päťročné štúdium štvrtý beh a celkový počet absolventov je doteraz 44. Vzhľadom na vyšší záujem uchádzačov o štúdium sa uskutočňuje náročnejší výber študentov do prvého ročníka, čo sa prejavuje pomerne vysokou kvalitou štúdia ako aj relatívne vysokým percentom úspešného dokončenia štúdia (okolo 80 %). Vzhľadom na veľmi dobrú úroveň štúdia sú absolventi tradične vysoko hodnotení najmä partnermi, ktorí ich prijímajú na doktorandské štúdium. Významná časť absolventov sa uplatňuje u obchodných organizácií so zameraním na medicínsku techniku, napr. SIEMENS – divízia zdravotníckej techniky, pomerne málo absolventov sa zatiaľ uplatňuje priamo v oblasti zdravotníckych služieb.

V rámci ďalšieho rozvoja študijného odboru BMI na EF ŽU sa pripravuje na akreditáciu doktorandský študijný program, ktorý bude nadväzovať na predchádzajúce dva stupne a výskumný program katedry. Významným krokom s cieľom prehĺbenia medzinárodnej výmeny študentov a prípravy našich študentov pre zahraničný trh práce je transformácia študijných programov BMI do anglického jazyka, ktorá sa uskutočňuje s podporou Európskeho sociálneho fondu. Štúdium v angličtine sa otvorí v školskom roku 2008/09.

Doterajšie výsledky v rámci štúdia, výskumu aj domácich a zahraničných vzťahov ukazujú na správnosť a perspektívnosť nastúpenej cesty.

4. Podakovanie

Na vytvorení a ďalšom rozvoji študijného programu BMI na Žilinskej univerzite sa podieľala EÚ v rámci projektu TEMPUS S JEP 11 214/96 „Applied Informatics in Medicine and Biomedical Engineering“ a projektu ESF SOP LZ – 2005/NP1-007, kód projektu 112 3010 0438 „Študijné programy VŠ vzdelávania pre európsky trh práce“.

THE PRESENT AND TRENDS IN BIOMEDICAL ENGINEERING EDUCATION AT VŠB-TU OSTRAVA

M. Penhaker*, J. Černohorský*, H. Sochorová**

* VŠB-TU Ostrava, FEI/Department of measurement and control, Ostrava, Czech Republic

** University of Ostrava/Medico social faculty, Ostrava, Czech Republic

* marek.penhaker@vsb.cz, * jindrich.cernohorsky@vsb.cz, ** hana.sochorova@osu.cz

Abstrakt:

Biomedical engineering, clinical engineering and medical informatics represent interdisciplinary branches which are very progressive and acknowledged and which intervene into many spheres. The mentioned branches apply various technical principles and skills in biology and medicine: from proposals, construction and implementation, to the servicing of medical technology. These inspired the needs to change the structure of curricula of the study branch and also the conception of some classes to better cover the legislative needs. Nowadays the study field biomedical engineering is educated as study field in bachelor and master study at VŠB – Technical university of Ostrava, Faculty of electrical engineering and computer science with cooperation of Medico–Social faculty of the University of Ostrava teaching medico - social courses.

1. Introduction

Biomedical engineering, clinical engineering and medical informatics represent interdisciplinary branches which are very progressive and acknowledged and which intervene into many spheres. The mentioned branches apply various technical principles and skills in biology and medicine: from proposals, construction and implementation, to the servicing of medical technology. Up until now, biomedical engineering has been taught at the Department of Measurement and Control within the master program as one of its majors called, “Measurement and Control in Biomedicine”. Changes both concerning the overall higher education system in Czech Republic and resulting from the entry of Czech Republic into the EU influenced the formation of a new type of biomedical study field.

The new bachelor study branch “Biomedical technologies” and “Control and Information Systems ” has been proposed and accredited at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science. From a technical point of view, the branch is very close to the field of “Measurement and Control” and that is why the department of measurement and control guarantee this study branch. The previous experience gained by the training of the mentioned master program made a very good groundwork for administration of the bachelor program. However, the cooperation of lecturers from other faculty departments, which are specialists in particular topics is expected and required.

2. Conception of study

The main bachelor program “Biomedical technologies” combines both technical courses and socio-health and medical courses. The classes are taught at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science and at the Medico–Social Faculty of the University of Ostrava respectively. Thus, the branch has

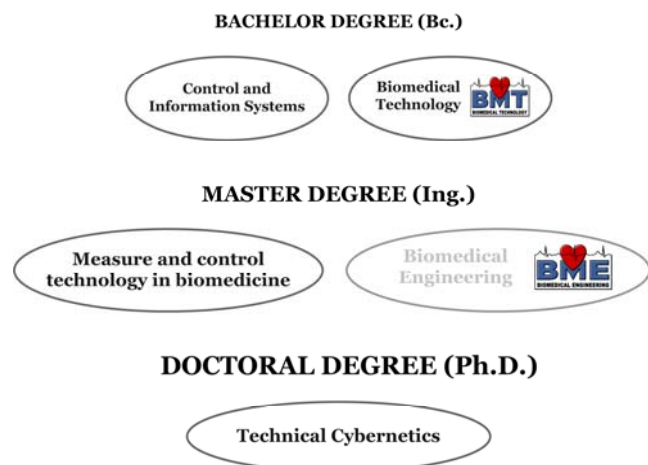


Fig. 1: Education levels of BMI at VŠB-TUO

an inter-disciplinary character and qualified teachers from both universities have become involved in its realization.

The graduates will be specialists in installing, operating, monitoring and innovating medical technique and advancements in medical institutions and may work in a direct contact with patients. They will be sufficiently educated in anatomy, physiology, pathology and other health and social disciplines. However, they must not work as a nurse. They also will be able to assist in selected areas of medical research and to use related information technology to this purpose.

3. Conception of interdisciplinary study

The preparation of the bachelor interdisciplinary program Biomedical Technologies (BMT) began already in year 2002 along with the transformational and developmental project of the Ministry of Education for youth and physical education of the Czech Rep (CZ). Groundwork for accreditation was prepared for this project and in year 2003 this branch was accredited by an accreditation committee of the Ministry of Education CZ as another study branch of the educational program Electrical Engineering, Telecommunications and Computers. At that time a law had not yet been passed that had to do with the existence and influence of non-medical staff in the public health work force because the government was waiting for further changes in legislation resulting from the Czech Republic's entrance into the EU. This law was therefore passed a year later as number 96/2004 of the Statute Book on non-medical staff in healthcare.

Another edict, number 39/2005 of the Statue-Book, follows and extends the edict in accordance with EU edicts and makes minimal alterations to both theoretical and practical classes which gives the program professional qualification with which to operate and create non-medical healthcare professionals.

The program must include basic general theoretical and practical classes: The theoretical education must provide the following knowledge like basic knowledge in anatomy, physiology and pathology for programs that supply basic services for the performance of technical health care. In technical programs; knowledge in signal and image processing (introduction to the theory of signal processing, analysis and interpretation of biosignals and biomedical sensors), in equipment health care instruments (knowledge in basic electrical circuits, diagnostic, therapeutic, laboratory and complex healthcare equipment and visual systems in clinics), in informatics and cybernetics (basic knowledge in statistics, support of computer diagnostics, telemedicine, information systems in health care, introduction to the theory of simulation and modelling), in electro technical subjects (knowledge in math, physics, theoretical electrotechnics, electronics, electrical measurements and programming).

Technical law and norms that apply to healthcare, in management of health care technology and the basics of scientific methodology in scientific research.

The practical classes must provide the following skills and knowledge: In classes that take place in school laboratories and in healthcare centres. A minimum of 50 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use diagnostic healthcare equipment. A minimum of 30 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use therapeutic healthcare equipment. A minimum of 20 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use laboratory healthcare equipment.

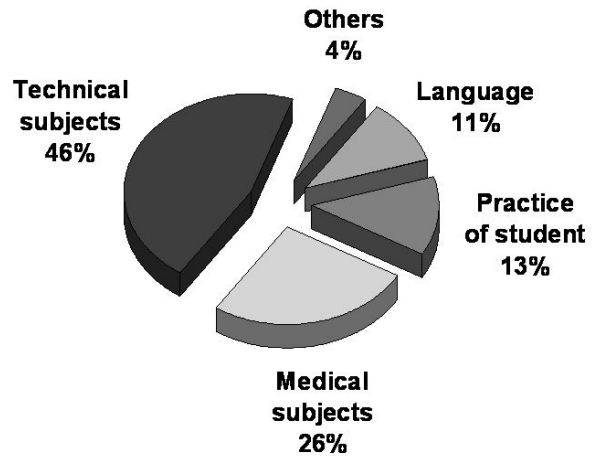
4. Statistical data about BMT

Classes, both theoretical and practical, are taught by two universities; by the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science at VŠB-TU Ostrava and by the Medico-Socio Faculty at the University of Ostrava. The faculty of Electrical Engineering and Computer Science, makes up 54,3% of total hours and provides technical and language classes with the

exception of Latin. The Medico-Socio faculty provides required classes in healthcare such as First Aid, Basics of Anatomy, Physiology, Pathology, Psychology, Chemistry etc.

In their first year, students complete 14 daily practical classes in the area of Technique in Diagnostics of Disease and in the second year, they complete similar practical courses in Technique in Therapy of Disease. Thus the Socio-Medico department classes of the University of Ostrava make up 45,7% of the total program.

Statistics that are more detailed in relation to the healthcare and technical courses of the BMT program are shown in the following table, Tab 1.



Tab. 1: Table of skills in subject representation according year, Hours also in

5. Profile and enforce of graduate

The graduates will be specialists in installing, operating, monitoring and innovating medical technique and advancements in medical institutions and may work with in direct contact with patients. They will be sufficiently educated in anatomy, physiology, pathology and other health and social disciplines. However, they must not work as a nurse. They also will be able to assist in selected areas of medical research and to use related information technology to this purpose.

Currently, graduates can find employment most often as assistances in clinical healthcare, in equipment security and in operating healthcare equipment. In order to obtain a certificate to practice in the profession without skilled supervision, the Ministry of Health needs to accredit the program. The structure and contents of the new bachelor study field Biomedical Technologies conforms to legislative requirements and all graduates of these biomedical professions are ready to practice in the profession in accordance with newly accepted legislative requirements.

6. Support of European social fund project

The legislative changes inspired the needs to change the structure of curricula of the study branch and also the conception of some classes to better cover the legislative needs.

The faculty applied for support to cover expenses combined with such reconstruction the grant agency of The Ministry of Education Youth and Sports for the European Social Fund (ESF) helps people improve their skills and, consequently, their job prospects. The ESF is the EU's main source of financial support for efforts to develop employability and human resources. It helps Member States combat unemployment, prevent people from dropping out of the labor market, and promote training to make Europe's workforce and companies better equipped to face new, global challenges

In Czech Republic one branch of ESF is focused on the following important activities

- Training in the fields of research, science and technology
- Development and improvement of training, education and skills acquisition, including the training of teachers
- Development of systems for anticipating changes in employment and in qualification needs
- Advancement of the study branch Biomedical technique and of employability of its graduates on the employment market in reference to law number 96/2004 of statute-book

From general point of view the global goal of the project is the advancement of study field Biomedical Technology with long-term perspective of better employability of its student on both on the Czech end EU labor market. The specific measures are realized within three key activities :

- The change of the structure and contents of particular classes with emphasis on practical part of the subjects
- The realization of the new mood of guidance of practical training in hospital by mentors
- The production of good-class set of study materials to cover both technical end medical part of the study program.

7. Conclusions Summary and perspective

This conception of biomedical engineering study was successfully started in year 1991 and it continuous also with accreditation in 2003 of Biomedical technology. The education in this branch started in the winter semester of the academic year 2004/2005. In the year 2004 the Czech Republic passed a law, number 96/2004 of the Statute Book, about non-medical sanitary professions. These legislative changes have a strong impact on branches like biomedical technology, respectively, biomedical engineering.

Although the instruction of this interdisciplinary program is new and there do not exist curriculum's and past experiences with graduates in such a branch, the cooperation between universities is very close and all evaluations, both from the students and from the teachers of the first year will lead to changes and alterations in the curriculum so that the quality of the branch will continue to grow.

8. References

- [1] Židek, J., Svatoš, Z., Kunčický, P. (2005): 'Faculty of Electrical Engineering and Computer Science VŠB – TU Ostrava, as the first academic institution in the Czech Republic to have a certified management system Academician', *Akademik* Vol, No 1/2005., pp. 9-10.
- [2] VŠB – TU, Internet site address: <http://www.fei.vsb.cz/>
- [3] Biomedical laboratory internet site address: <http://bmeng.vsb.cz/default.aspx>

9. Acknowledgement

This work was partially supported by the faculty internal project " Biomedical engineering systems III" and by the project of the European Social Fund (ESF) CZ.04.1.03/3.2.15.1/0020 which is co-financed by the European Union and by the state budget of the Czech Republic.

STUDIJNÍ OBOR BIOMEDICÍNSKÁ TECHNIKA S PODPOROU PROJEKTU EVROPSKÉHO SOCIÁLNÍHO FONDU

P. Tiefenbach, J. Černohorský

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
petr.tiefenbach@vsb.cz, jindrich.cernohorsky@vsb.cz

Abstrakt:

Pro podporu rozvoje nového bakalářského studijního oboru Biomedicínská technika byl získán projekt Evropských sociálních fondů s názvem „Rozvoj oboru Biomedicínská technika a zvýšení uplatnitelnosti jeho absolventů na trhu práce v návaznosti na zákon č. 96/2004 Sb“. Všeobecným cílem projektu je připravit takového absolventa oboru Biomedicínská technika, který bude mít uplatnění na trhu práce nejenom na území moravskoslezského kraje, ale i České republiky a v zemích Evropské Unie. Příspěvek je zpracován formou videa DVD o celkové délce 19,30 minut s možností volby prezentace v české nebo anglické verzi.

1. Úvod

Biomedicínské a klinické inženýrství i lékařská informatika představují ve světě rychle se rozvíjející a dnes již uznávané interdisciplinární obory, jejichž záběr je velmi široký. V zásadě jde o aplikace technických principů v biologii a medicíně, počínaje návrhem, konstrukcí až po údržbu zdravotnických prostředků přístrojového charakteru. Tato specializace požaduje technicky orientovaného odborníka, který se stává součástí výzkumného lékařského týmu a může tak přispívat k jeho činnosti z hlediska technického.

2. Mezioborové studium

Je tedy přirozené, že na Fakultě elektrotechniky a informatiky Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava, ve spolupráci se Zdravotně sociální fakultou Ostravské univerzity, vznikl studijní obor Biomedicínská technika, na jehož realizaci se podílejí obě fakulty. Jeho absolventi získají v průběhu tříletého studia základní potřebné teoretické a praktické znalosti a dovednosti jak z oblasti zdravotní tak z oblasti elektrotechniky a elektroniky.

Cílem studia v bakalářském oboru Biomedicínská technika je tedy výchova mezioborově vzdělaných pracovníků v oblasti elektrotechniky, měřicí techniky a zdravotnické problematiky s odbornou způsobilostí k výkonu povolání biomedicínského technika. Po ukončení bakalářského studia může absolvent pokračovat na Fakultě elektrotechniky a informatiky v magisterském studiu, a to v zaměření „Měřicí a řídicí technika v biomedicíně“. Fakulta také připravuje otevření specializovaného navazujícího dvouletého magisterského oboru „Biomedicínské inženýrství“.

3. FEI VŠB-TUO – výuka předmětů

Absolvent oboru Biomedicínská technika získá v průběhu studia základní teoretické znalosti a praktické dovednosti:

- v základních přírodovědných a elektrotechnických předmětech jako jsou matematika, fyzika, teoretická elektrotechnika, elektronika, elektrická měření a programování,
- dále ve specializovaných technických předmětech zabývajících se zpracováním signálů a obrazů a jejich aplikacemi v oblasti interpretace biosignálů a medicínských senzorů.
- Podstatnou část výuky tvoří problematika týkající se zdravotnických přístrojů. Zde se vyučují základy elektronických obvodů, diagnostické zdravotnické přístroje, terapeutické zdravotnické přístroje, laboratorní zdravotnické přístroje, komplexy zdravotnických přístrojů, klinické zobrazovací systémy a podobně.

- Součástí výuky jsou i předměty z oblasti informatiky a kybernetiky. Zde patří, například základy statistiky v medicíně, počítačová podpora diagnostiky, telemedicína, informační systémy ve zdravotnictví, úvod do teorie simulace a modelování.
- Mezi povinné předměty patří také latinský jazyk a terminologie a dále výuka jednoho cizího jazyku z nabídky katedry jazyků.
- V rámci kreditního systému studia musí studenti splňovat pro každý příslušný ročník předepsané podmínky pro postup do dalšího ročníku.

4. ZSF OU – výuka předmětů

Na Zdravotně sociální fakultě Ostravské univerzity se vyučují předměty, které poskytují znalosti a dovednosti potřebné pro výkon technického zdravotnického povolání, jako:

- základy anatomie, fyziologie, patologie a první pomoci, zdravotnická etika, psychologie a komunikace nebo management zdravotnické techniky.
- V dalších předmětech se studenti seznamují s problematikou zdravotnické administrativy, s organizací a řízením zdravotní péče a se základy zdravotnického práva. Dále s technickými a právními předpisy a normami platnými ve zdravotnictví i se základy metodologie vědeckého výzkumu.
- I když absolventi oboru nebudou ve zdravotnických zařízeních vykonávat práce vyhrazené zdravotním sestřím, seznamují se s některými praktickými zdravotnickými úkony a postupy, protože řada z nich je podporována technickými prostředky. Uvedme například První pomoc a Základy ošetrovatelské techniky nebo celou řadu předmětů zabývajících se vyšetřovacími metodami v různých klinických oborech a pro ně potřebnou přístrojovou technikou.
- Některé předměty si studenti zapisují jako volitelné, protože ne všechny zajímavé předměty které nabízí Zdravotně sociální fakulta je možno absolvovat v čase vyhrazeném pro povinné předměty studijního oboru Biomedicínská technika. To se týká například předmětů Audiometrie, Vyšetřovací metody a přístrojová technika v rehabilitaci, Riziko zátěže pohybového aparátu, Vyšetřovací metody a přístrojová technika v očním lékařství a dalších.
- Že je výuka v těchto volitelných předmětech také velice zajímavá, o tom nás mohou přesvědčit pořízené záběry z předmětu Přístrojová technika a kompenzační pomůcky u handicapovaných, kde výuka probíhá na specializovaném pracovišti Domu služeb pro nevidomé a slabozraké.

5. Odborná souvislá řízená praxe v nemocnicích

Praktická výuka je zaměřena na získávání dovedností a znalostí potřebných zejména ve specializovaných oborech používajících diagnostické, terapeutické a laboratorní zdravotnické přístroje. Toto praktické vyučování probíhá jednak ve školních laboratořích formou odborných cvičení a také ve zdravotnických zařízeních formou terénní a souvislé řízené praxe pod přímým vedením a dohledem vyškolených mentorů z řad technických i zdravotnických odborných pracovníků nemocnic. Studenti oboru Biomedicínská technika na VŠB Technické univerzitě Ostrava tak absolvují po prvním roce studia terénní souvislou praxi formou exkurzí ve vybraných zdravotnických zařízeních. Po druhém roce studia pak absolvují souvislou řízenou praxi s praktickou výukou v nemocnicích, jako ve Fakultní nemocnici v Ostravě – Porubě, v Městské nemocnici Ostrava, v nemocnici ve Frýdku-Místku, v nemocnicích s poliklinikou v Havířově a Novém Jičíně a v Krajské nemocnici Tomáše Bati ve Zlíně. V těchto zdravotnických zařízeních probíhá praktické vyučování na klinických a specializovaných pracovištích používajících diagnostické zdravotnické přístroje, terapeutické zdravotnické přístroje a laboratorní zdravotnické přístroje. V souladu s vyhláškou č.39/2005 Ministerstva zdravotnictví je celkový rozsah výuky na těchto pracovištích minimálně 100 hodin. V

příštích letech se předpokládá rozšíření i o další nemocnice a specializovaná zdravotnická pracoviště České republiky.

6. Projekt ESF

Pro podporu rozvoje oboru Biomedicínská technika byl získán projekt Evropských sociálních fondů s názvem „Rozvoj oboru Biomedicínská technika a zvýšení uplatnitelnosti jeho absolventů na trhu práce v návaznosti na zákon č. 96/2004 Sb“.

Hlavní cíl projektu je orientován na realizaci klíčových aktivit, kterými jsou:

1. Změna obsahové i formální náplně vybraných předmětů s důrazem na posílení praktické složky výuky a tím zvýšení uplatnitelnosti absolventů oboru v praxi.
2. Upřesnění struktury a způsobu provádění souvislé praxe předepsané legislativou navazující na zákon č. 96/2004 a vyškolení odborných pracovníků do funkce tzv. mentorů pro kvalitní zajišťování této praxe.
3. Vytvoření kvalitních studijních učebních opor, to je textů a pomůcek pro studenty oboru jak v oblasti technické, tak zdravotnické problematiky.

Všeobecným cílem projektu je připravit takového absolventa oboru Biomedicínská technika, který bude mít uplatnění na trhu práce nejenom na území moravskoslezského kraje, ale i České republiky a v zemích Evropské Unie.

7. Laboratoř ESF

Zkušenost ukazuje, že výuka biomedicínských odborníků vyžaduje nové přístupy, poznatky a technologie. Studenti oboru biomedicínská technika přicházejí stále více z gymnázií, středních zdravotních škol, popř. jiného typu netechnických středních škol. Tito studenti si na rozdíl od svých spolužáků ze středních odborných škol nebo odborných učilišť ve většině případů ještě nestačili osvojit potřebné technické myšlení a návyky a mají velmi rozdílnou vstupní úroveň znalostí.

V rámci projektu byla na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB – Technické univerzity Ostrava, vytvořena Integrovaná laboratoř elektroniky a biomedicínské techniky. Z prostředků projektu byla vybavena výpočetní technickou učebna pro výuku předmětu Informační systémy ve zdravotnictví a také laboratorním vybavením pro výuku elektrotechnických předmětů. Také v prostorách Zdravotně sociální fakulty Ostravské univerzity pak byla vybavena jedna učebna pro výuku předmětu Informační systémy ve zdravotnictví. Pro tento předmět byl na obou fakultách zároveň instalován i speciální výukový systém vytvořený v rámci řešení projektu.

Pro praktickou výuku předmětů s elektrotechnickou náplní je laboratoř na Fakultě elektrotechniky a informatiky vybavena moduly tvořícími flexibilní stavebnicový systém, který umožní vytvářet zapojení různých laboratorních úloh, na kterých si studenti prakticky ověří poznatky získané z teoretické výuky.

8. Akord software s.r.o.

Kromě Zdravotně sociální fakulty Ostravské univerzity je v projektu partnerem Fakulty elektrotechniky a informatiky ostravská firma AKORD software s.r.o. zabývající se vývojem zdravotnického softwaru. Pro výuku předmětu Informační systémy ve zdravotnictví vytvořila tato firma výukový nemocniční informační systém, který bude sloužit k praktické výuce studentů. V tomto systému je implementováno know-how firmy získané dlouhodobým vývojem a působením v oblasti zdravotnické informatiky podpořené i znalostí příslušné legislativy praxí prověřeným prostředím. Současně může být demonstrováno praktické uplatnění legislativních norem a současných odborných postupů souvisejících s prací zdravotnického personálu.

9. Propagace

Obor Biomedicínská technika žije i svým vlastním životem mimo standardně provozovanou výuku. To se projevuje nejrůznějšími způsoby a formami, jako jsou výstavy, dny otevřených dveří, ale i formou informací a inzerátů v denním tisku a časopisech. Jejich úkolem je seznamovat studenty a veřejnost jednak s vlastní existencí tohoto zajímavého oboru na VŠB – Technické univerzitě Ostrava, dále s uplatněním jejich absolventů a s novými výsledky a trendy v oblasti biomedicínské techniky.

Nejlepší studenti se mají možnost uplatnit se svými odbornými pracemi a výsledky na odborných konferencích. Takovými jsou například konference studentské tvůrčí odborné činnosti pořádané třemi fakultami VŠB, fakultou strojní, hornicko-geologickou a fakultou elektrotechniky a informatiky, nebo zdravotnický orientovaná konference pořádaná Zdravotně-sociální fakultou Ostravské univerzity. Vedle toho jsou pořádány pro vážné zájemce o biomedicínskou problematiku také odborné semináře s konkrétním lékařsko-technickým zaměřením.

10. Uplatnění absolventů na trhu práce

Program evropského sociálního fondu s operačním programem Rozvoj lidských zdrojů umožňuje rozvoj oboru Biomedicínská technika směřovaný na posílení charakteristik studijního oboru vyžadovaný zákonem č. 96/2004 a navazujícími vyhláškami. Ve svém důsledku to znamená posílení postavení absolventů oboru na trhu práce v ČR i v EU, protože přijetím uvedeného zákona dochází v této oblasti k harmonizaci legislativy.

Absolvent oboru Biomedicínská technika bude zdravotnickým pracovníkem, který bude schopen zavádět, obsluhovat, kontrolovat a inovovat zdravotnickou techniku ve zdravotnických zařízeních. Tento pracovník bude mít možnost přístupu a kontaktu s pacientem. Není však kompetentní provádět činnosti všeobecné zdravotní sestry.

Absolvent bude schopen rovněž realizovat i výzkumnou a vývojovou činnost v oblasti zdravotnické techniky a informačních technologií. V průběhu studia je připravován i pro multiborovou týmovou spolupráci ve zdravotnickém zařízení.

Uplatnění absolventů se ze současného hlediska jeví nejčastější při asistenci u klinických vyšetření, při zabezpečení techniky v provozech zdravotnických zařízení, ve firmách zabývajících se zdravotnickou technikou a v řídicích funkcích zdravotně – technického provozu. Dále v zavádění a vedení moderní zdravotnické dokumentace v aplikacích využívajících informační technologie a současně také ve výzkumné a vývojové činnosti v oblasti zdravotnické techniky.

11. Závěr

Bez použití moderní techniky je těžko představitelné že by současné zdravotnictví úspěšně zvládalo úkoly s nimiž je dennodenně konfrontováno. Rozvoj techniky pak přinese ještě dokonalejší avšak náročnější zdravotnické přístroje jejichž použití si vyžádá budoucnost. S tím však budou stoupat nároky nejenom na počet ale i na kvalitu budoucího technického personálu, který bude provoz a údržbu takových přístrojů zajišťovat. Z tohoto pohledu se ukazuje studium oboru Biomedicínská technika jako zajímavé, perspektivní a velmi potřebné.



ŠTUDIJNÝ PROGRAM RÁDIOELEKTRONIKA V INŽINIERSKOM ŠTÚDIU – VÝBEROVÝ BLOK LEKÁRSKA ELEKTRONIKA

Z. Krajčušková, M. Kukučka

Slovenská technická univerzita v Bratislave, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra rádioelektroniky, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovenská republika
zuzana.krajcuskova@stuba.sk, marek.kukucka@stuba.sk

Abstrakt:

Cieľom autorov pri tvorbe tohoto príspevku je prezentovať jednak súčasný stav vo výučbe v oblasti biomedicínskeho inžinierstva, lekárskej elektroniky na ich pracovisku, ale súčasne očakávajú, že svojim vystúpením aktivujú diskusiu účastníkov konferencie, ktorej výsledkom budú konštruktívne pripomienky, návrhy na zlepšenie výučby v oblasti biomedicínskeho inžinierstva, lekárskej elektroniky na univerzitách na Slovensku a v Čechách.

1. Úvod

V akademickom roku 2004/2005 na Fakulte elektrotechniky a informatiky STU v Bratislave bolo zahájené štúdium v modeli 3 + 2. To znamená, že nominálna dĺžka bakalárskeho štúdia je šesť semestrov a nominálna dĺžka inžinierskeho štúdia sú štyri semestre. Skrátením nominálnej dĺžky bakalárskeho stupňa štúdia sa stalo, že boli niektoré povinne voliteľné predmety študijného programu Elektronika presunuté z bakalárskeho stupňa štúdia do inžinierskeho stupňa štúdia, konkrétne do študijného programu Rádioelektronika. V tomto študijnom programe inžinierskeho štúdia boli vytvorené tri výberové bloky – Radiokomunikačná technika, Audiovideo technika a Lekárska elektronika. Študent si pri tvorbe svojho osobného učebného plánu na príslušný akademický rok najprv zapíše povinné predmety, ktorými sú : Ekonomika a manažment, Číslícové spracovanie signálov, Matematika 5 – Pravdepodobnosť a štatistika, Rádiová komunikácia, Signálové procesory, Analógová a digitálna TV, Diplomové projekty 1, 2, 3 a Tímový projekt. P tomto kroku nasleduje výber jedného výberového bloku z troch už vyššie uvedených. Povinne voliteľné predmety v konkrétnom bloku si potom vyberá a zapisuje tak, aby vo výsledku mohol získať v priemere 60 kreditov za jeden akademický rok štúdia. Na úspešné ukončenie inžinierskeho štúdia musí študent získať celkom 120 kreditov. Pre úplnosť je potrebné konštatovať, že hoci model štúdia 3 + 2 bol na fakulte uvedený do života v akademickom roku 2004/2005, prví tzv. trojroční bakalári končia bakalársky stupeň štúdia v akademickom roku 2006/2007, z čoho vyplýva, že v akademickom roku 2007/2008 budú prví študenti v inžinierskom štúdiu, ktorí si osobný učebný plán tvorili na jar roku 2007 už podľa vyššie vysvetlených pravidiel.

2. Výberový blok Lekárska elektronika

Študent, ktorý úspešne skončí bakalársky stupeň štúdia v študijnom programe Elektronika sa najčastejšie rozhoduje v pokračovaní v inžinierskom štúdiu medzi študijnými programami Mikroelektronika a Rádioelektronika. Voľba študijného programu pre ďalší stupeň štúdia najčastejšie vychádza zo skutočnosti akú tému individuálneho projektu študent riešil v bakalárskom štúdiu, konkrétne či riešil tému na Katedre rádioelektroniky, alebo na Katedre mikroelektroniky. Výber tém individuálnych projektov už v bakalárskom štúdiu je možný aj z oblasti lekárskej elektroniky. Takéto témy vypisujú v prevažnej miere učitelia z Katedry rádioelektroniky. Študenti, ktorí tému z oblasti lekárskej elektroniky riešili v bakalárskom štúdiu sú najčastejšími adeptami na pokračovanie v inžinierskom štúdiu v študijnom programe Rádioelektronika a v rámci výberu povinne voliteľných predmetov si najčastejšie vyberajú tieto z výberového bloku Lekárska elektronika.

Výberový blok Lekárska elektronika - študent, ktorý si tento blok vyberie absolvuje v ňom povinné predmety študijného programu Rádioelektronika konkrétne uvedené v časti 1. Úvod a výber povinne voliteľných predmetov z výberového bloku Lekárska elektronika. Povinne voliteľné predmety výberového bloku Lekárska elektronika sú tieto:

Biofyzika – hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň - prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Snímače, obvody a zariadenia lekárskej elektroniky – hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov ,

Analýza biosignálov a biosystémy - hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Telemedicínska technika - hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Vplyv elektromagnetickej radiácie na biologické objekty - hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Diagnostika v medicíne - hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Záznam signálov - hodinová výmera = 3 hodiny/týždeň – prednáška, 2 hodiny/týždeň – laboratórne cvičenia, 6 kreditov,

Cvičenia vo všetkých povinne voliteľných predmetoch majú laboratórny charakter. Študenti majú možnosť realizovať konkrétne merania na zariadeniach zdravotníckej techniky v laboratóriách na katedre a súčasne niektoré z cvičení absolvujú na spolupracujúcich pracoviskách v nemocniciach, taktiež absolvujú v rámci pedagogického procesu exkurzie k najmodernejším zariadeniam zdravotníckej techniky v nemocniciach.

Konkrétne informačné listy jednotlivých predmetov, témy prednášok a cvičení budú prezentované v priamom vystúpení na konferencii.

3. Individuálne projekty

Dôležitou súčasťou štúdia je výber a riešenie individuálnych projektov. V rámci absolvovania povinných predmetov sú to predmety Diplomový projekt 1 a 2, Diplomový projekt 3 – diplomová práca, Tímový projekt. Témy týchto projektov sú z oblasti lekárskej elektroniky, úzko súvisia s projektami, ktoré sú riešené na Katedre rádioelektroniky FEI STU v Bratislave a študenti si tému projektu, ktorý budú riešiť vyberajú sami z predloženej ponuky tém projektov.

Jednotlivé témy sú jednak z oblasti prístrojovej zdravotníckej techniky a tiež z oblasti spracovania biomedicínskych signálov. Popri diplomových projektoch, ktoré riešia študenti individuálne, je povinným predmetom Tímový projekt. V tomto predmete ponúkame študentom niekoľko tém, ktoré budú riešiť v kolektíve 4 – 6 študentov spoločnými silami. Cieľom tohoto typu projektu je naučiť študentov pracovať v kolektíve na riešení konkrétneho problému, vedieť riešiť dielčie úlohy, ktoré vo výsledku budú tvoriť finálne riešenie projektu. Na základe niekoľkoročných skúseností už z bakalárskeho stupňa štúdia, je možné konštatovať, že študenti majú záujem o témy individuálnych projektov z oblasti lekárskej elektroniky. Analogicky ako v povinných a povinne voliteľných predmetoch aj v projektoch uvedieme pri vystúpení na konferencii konkrétne témy vypisovaných projektov, ako aj už vyriešené a úspešne obhájené predovšetkým diplomové práce.

4. Záver

Cieľom autorov pri tvorbe tohoto príspevku je, aby prezentovali jednak súčasný stav vo výučbe v oblasti biomedicínskeho inžinierstva, lekárskej elektroniky na ich pracovisku, ale súčasne, aby aktivovali diskusiu účastníkov konferencie, konštruktívne pripomienky, návrhy na zlepšenie výučby v oblasti biomedicínskeho inžinierstva, lekárskej elektroniky na univerzitách na Slovensku a v Čechách. Ako sa autorom podarí stanovený cieľ splniť ukáže jednanie konferencie. Snahou autorov je, aby získali názor ostatných účastníkov konferencie na svoju pedagogickú prácu v oblasti biomedicínskeho inžinierstva, lekárskej elektroniky a súčasne, aby získali cenné nápady pre skvalitňovanie svojej práce do budúcnosti.

5. Použitá literatúra

- [1] Študijný program na akademický rok 2006/2007, inžinierske štúdium, Fakulta elektrotechniky a informatiky STU v Bratislave, Vydavateľstvo STU v Bratislave, 2006.
- [2] Informačné listy povinných a povinne voliteľných predmetov v študijnom programe Rádioelektronika, interný materiál FEI STU v Bratislave, 2006.
- [3] Témy individuálnych projektov, interný materiál Katedry rádioelektroniky FEI STU v Bratislave, 2006.

VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ II

STUDIUM TECHNICKY ZAMĚŘENÝCH OBORŮ NA ČVUT FBMI

J. Hozman

Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT, Kladno
hozman@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Príspevek se zabývá popisem technického bakalářského oboru Biomedicínský technik na ČVUT FBMI, který je nosným oborem zejména z hlediska počtu studentů a rozsahem výuky. V příspěvku je komentován studijní plán, specifikum interdisciplinárního oboru, požadavky legislativy na tzv. "zdravotnické minimum" a "elektrominimum" a v neposlední řadě i snaha realizovat prakticky orientovaný bakalářský studijní obor. Detailněji je rozebrána záležitost interdisciplinárnosti, spojitosti s odbornou praxí a též týmových projektů. Jsou uvedeny i vybrané charakteristiky, které jsou typické pro reakreditaci uvedeného oboru.

1. Úvod

Jednou z významných priorit Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT je snaha o dostatečnou nabídku studijních oborů a to zejména ve shodě s platnou legislativou v podobě zákona č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních. Z tohoto hlediska lze konstatovat, že FBMI má akreditován bakalářský, navazující magisterský a doktorský studijní program Biomedicínská a klinická technika. V rámci bakalářského studijního programu je zajišťován obor Biomedicínský technik. U navazujícího magisterského studijního programu jsou k dispozici dva obory a to Přístroje a metody pro biomedicínu a Systémová integrace procesů ve zdravotnictví. Doktorský studijní program není členěn na obory.

2. Studijní plán

Specifikum tohoto studijního plánu spočívá především v tom, že obsahuje relativně velký objem lékařských předmětů a elektrotechnických předmětů, což je dáno v současné době platnou legislativou, konkrétně Vyhl. č. 39/2005, která taxativně vymezuje okruhy předmětů, které musí být ve studijním oboru zahrnuty, pokud má být tzv. zdravotnickým oborem podle Zákona č. 96/2004 Sb. a poskytovat tzv. odbornou způsobilost pro Biomedicínské techniky. Studijní plán obsahuje ale také tzv. oborové předměty, ekonomicko-manažerské předměty a jazyky.

3. Specifikum interdisciplinárního oboru

Jako jediná fakulta biomedicínského inženýrství v ČR se snažíme, aby se do výuky technických předmětů prolínala problematika lékařských předmětů a naopak. Stejně tak je snaha o to, aby se ve všech předmětech, pokud je to možné, uplatnily poznatky a principy biologie. To je samozřejmě velmi jednoduchá myšlenka, ale pouze na první pohled. Při realizaci to vyžaduje jednak dostatek kvalifikovaných pedagogů včetně jejich vzájemné provázanosti a jednak vhodné zázemí pro laboratorní výuku, při které se realizuje většina ze záměru interdisciplinární výuky. Po zkušenostech, které máme s prvními absolventy, lze konstatovat, že praktická realizace výše uvedené myšlenky není nikterak jednoduchá. Nicméně se snažíme např. budovat silnou katedru lékařských a humanitních oborů, tj. skupinu lékařů. Je zajímavé, že se daří získávat pedagogy, kteří jsou vysokoškolsky vzděláni ve dvou oborech. Týká se to také lékařů a to je velmi vhodné a potřebné. Tito pedagogové si pak myšlenku interdisciplinárnosti osvojují velmi rychle.

4. Požadavky legislativy na tzv. "zdravotnické minimum" a "elektrominimum"

Každá vysoká škola, či fakulta v ČR, která se zabývá myšlenkou akreditace nelékařského zdravotnického oboru podle zákona č. 96/2004 Sb. a souvisejících vyhlášek velmi dobře ví, co vše je třeba splnit. Není až tak problém splnit požadavky tzv. "zdravotnického minima", ve kterém FBMI velmi zvyrazňuje fyziologii, která je pro techniky velmi důležitá. Zvláště v případě, kdy se podaří zajistit působení lékaře s touto odborností, je vše o něco snadnější. Výhodou pro FBMI je také spolupráce se SZŠ a VOŠZ Kladno, kde je např. velmi dobré zázemí pro výuku první pomoci, ale jsou zde i kvalifikovaní odborníci na některé disciplíny z oblasti psychologie, etiky a ošetrovatelství.

Z hlediska tzv. "elektrominima" je situace o něco složitější v tom, že Vyhl. č. 50/1978 Sb. je velmi zastaralá a nerespektuje ani strukturované studium na vysokých školách, ani vznik nových oborů. Nerespektuje ani to, že některé vysoké školy již neexistují s původním názvem a zaměřením apod. Zajímavé je to, že není problém v bakalářském stupni studia naplnit požadavky tohoto elektrominima a dokonce se dostat na o něco lepší úroveň (z hlediska požadavků legislativy), než je tomu na elektrofakultách v ČR.

Naše fakulta je součástí ČVUT, kde je samozřejmě začleněna i elektrotechnická fakulta a proto není problém pro ČVUT výuku elektrominima na FBMI zajistit. Nehledě na spolupráci se SPŠ a VOŠ Kladno, která je vybavena velmi dobrými laboratořemi pro tento účel.

Z hlediska náplně lze uvést, že jako stěžejní náplň elektrotechnického minima jsou následující okruhy: bezpečnost práce při práci s elektrickými zařízeními (Vyhl. č. 50/1978 Sb. a související normy), fyzika (Fyzika 2), která je zaměřena svojí náplní na základy elektrostatiky a elektromagnetismu, Zdravotnická legislativa a normy se zaměřením na technicky zaměřené právní předpisy a technické normy, silnoproudá elektrotechnika se zaměřením na měniče, motory (zejména krokové) a též silnoproudé rozvody a připojování spotřebičů, teoretická elektrotechnika se zaměřením na prvky a metody řešení elektrických obvodů, elektronické součástky a senzory v lékařství se zaměřením na fyzikální principy jednotlivých druhů součástek a jejich parametry a aplikace a dále na přehled senzorů používaných v lékařství s přímou vazbou na lékařské přístroje, elektronické obvody se zaměřením na operační zasilovače a základy číslicové techniky, elektrická měření s důrazem na metody a základní vlastnosti typických měřicích přístrojů, praktika z návrhu a konstrukce lékařských přístrojů se zaměřením na základní bloky jednotlivých typů lékařských přístrojů, zejména diagnostických a management zdravotnické techniky s důrazem na bezpečnost provozu zdravotnických prostředků.

5. Prakticky orientovaný bakalářský studijní obor a souvislost s odbornou praxí

Výše uvedený obor je koncipován jako prakticky orientovaný. Z tohoto hlediska je přizpůsobena i organizace povinné odborné praxe. Velmi dobrou přípravou pro realizaci odborné praxe jsou následující předměty: Základy psychologie včetně komunikace a prezentace, Management a administrativa ve zdravotnictví, anglický jazyk a týmový projekt.

Cílem odborné praxe je, aby budoucí absolventi získali patřičné návyky pro své budoucí uplatnění v praxi po absolvování oboru dle platné akreditace udělené MŠMT ČR. A to nejen z hlediska práce v kolektivu, ale i z hlediska jazykové průpravy a ekonomicko-manažerských dovedností. Velmi důležité je též hledisko odborného zdokonalení v oblasti biomedicínské a klinické techniky. V rámci praxe je věnována pozornost zejména činnostem uvedeným v Zákonu č. 96/2004 Sb. Studentům jsou též doporučována vhodná pracoviště.

Odborná praxe v celkové délce 3 týdnů (tj. 120 hodin) se skládá z:

„Individuální odborné praxe“, kterou si zajišťuje student sám a garant odborné praxe schvaluje vhodnost a odbornost vybraného pracoviště, které si student zvolil pro vykonání praxe. Veškeré náležitosti a související činnosti si zajišťují studenti individuálně.

„Odborné praxe organizované fakultou“, kterou zajišťuje garant (v předpokládaném rozsahu 1 týdne). Veškeré související činnosti zajišťuje garant odborné praxe.

Každý student je veden k tomu, aby si část praxe (předpokládaný rozsah je dva týdny) zajistil sám jako „Individuální odbornou praxi“. Druhou část praxe, tzv. „Odborné praxe organizované fakultou“ zajišťuje fakulta. Tato druhá část je volena proto, abycho zajistili jisté minimální standardy z hlediska náplně (vybraná konkrétní pracoviště), která bude pro všechny studenty stejná. Pokud se studentovi nepodaří zajistit si „Individuální odbornou praxi“, zajistí ji garant.

6. Závěry

Z uvedeného popisu vyplývá, že náplň uvedeného studijního oboru je jak z hlediska časového, tak i z hlediska náplně velmi náročná. Je obtížné skloubit tradiční vysoškolský způsob studia a požadavky legislativy pro profesní obory, jakýmje např. Biomedicínský technik. Vysoké školy primárně mejsou na tento druh studia dostatečně vybaveny zázemím pro praktickou výuku. Z tohoto hlediska vidíme jako optimální variantu ve spolupráci s oborově příbuznou VOŠ, která má dostatečné zázemí pro praktickou výuku. Vysoká škola pak je schopná poskytnout dostatečně kvalifikované vyučující.

Toto není jediný kompromis. Požadavek studentů na dostatečný počet povinně-volitelných a volitelných předmětů naráží opět na předepsané hodinové dotace daných skupin předmětů pro profesní obory. Požadavky legislativy tak umožňují velmi malý rozsah z hlediska nabídky povinně-volitelných a volitelných předmětů.

Podrobnější popis akreditovaných programů, oborů a souvisejících předmětů je uveden na WWW stránce FBMI <http://www.fbmi.cvut.cz>.

Z hlediska výhledu do budoucnosti lze samozřejmě očekávat aktivity FBMI ČVUT v oblasti rozvoje profesních studijních oborů (nelékařských zdravotnických) a to zejména v souvislosti s cílem dosáhnout jistého optimálního počtu studentů a to okolo 1200.

7. Poděkování

Příspěvek vznikl za podpory rozvojového projektu MŠMT s názvem Rozvoj studijních oborů biomedicínského inženýrství na ČVUT, jehož řešitelem je Prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc. a je řešen kolektivem FBMI v roce 2007 a dále též za podpory projektů financovaných z Evropského sociálního fondu a ze státního rozpočtu ČR s názvem Inovace bakalářského studijního programu Biomedicínská a klinická technika (BMKT) s cílem zvýšit míru uplatnění absolventů na trhu práce (registrační číslo projektu: CZ.04.1.03/3.2.15.2/0208, číslo jednací: 4112/2006–303) a Zvýšení kvality praktického vzdělání studentů studijního programu Biomedicínská a klinická technika (registrační číslo projektu : CZ.04.1.03/3.2.15.3/0444, číslo jednací: 21318/2006–303).

BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ JAKO ZDRAVOTNICKÝ OBOR NA ČVUT FEL PRAHA

L. Lhotská, V. Mařík, O. Štěpánková

Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze
lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Příspěvek představuje magisterský studijní obor Biomedicínské inženýrství, který je v nové podobě otevřen na ČVUT FEL Praha od školního roku 2006/2007 v rámci studijního programu Elektrotechnika a informatika. Nejprve jsou shrnuty informace o aktuálních platných právních podmínkách, které Ministerstvo zdravotnictví požaduje pro získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání. Dále je popsána náplň a organizace studia, které si klade za cíl vychovávat elektrotechnické inženýry se znalostmi a schopnostmi řešit inženýrské problémy zejména v oblasti navrhování a konstrukce lékařských přístrojů pro diagnostiku i terapii, návrhu a vývoji medicínských informačních systémů a systémů pro podporu rozhodování. Na závěr je popsáno začlenění oboru do širšího kontextu harmonizace evropského vzdělávání.

1. Úvod

V dnešní době je celá řada problémů, se kterými se setkávají zdravotníci, kteří úzce spolupracují s inženýry při návrhu a praktických aplikacích lékařských přístrojů a systémů - procesy, které jsou považovány za základní v lékařské praxi. Tyto problémy pokrývají celou škálu od velmi složitých a rozsáhlých celků, jako je návrh a implementace komplexních systémů typu automatizované klinické laboratoře, screeningové zařízení (tj. centrum, které umožňuje provádět mnoho klinických testů) či nemocniční informační systém, až po návrh a vývoj relativně malých a "jednoduchých" přístrojů, jako jsou záznamové elektrody a biosenzory, které lze použít pro monitorování specifických fyziologických procesů ať již ve výzkumu nebo klinické praxi. Nová témata se pak váží ke složitosti vzdáleného monitorování a telemetrie, včetně požadavků na záchranné vozy, operační sály a jednotky intenzivní péče.

Biomedicínské inženýrství, jako prudce se rozvíjející vědní obor za poslední desetiletí představuje interdisciplinární oblast, která integruje poznatky z oblasti technických a fyzikálních věd s cílem jejich využití při řešení problémů základních lékařských věd, klinické medicíny a biologie. V současnosti již biomedicínské inženýrství není v pozici nově vznikající disciplíny, ale stalo se velmi důležitou a aktivní interdisciplinární výukovou oblastí. Biomedicínská inženýrská se podílí na návrhu, vývoji a využití materiálů, přístrojů (např. kardiostimulátorů) a metod (např. zpracování signálů, umělá inteligence) v klinickém výzkumu a využití. Dále pracují jako členové lékařských týmů (klinické inženýrství, lékařská informatika, rehabilitační inženýrství, apod.) a hledají nová řešení pro složité zdravotnické úlohy.

2. Právní vymezení oboru

V letech 2004 a 2005 byly postupně přijaty **zákon č. 96/2004 Sb.** zákon o podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů a navazující vyhlášky a nařízení vlády, které vymezují zcela nové postavení technických pracovníků ve zdravotnickém systému. Konkrétně jde o vyhlášky: č. 394/2004 Sb. (upravuje podrobnosti o konání atestační zkoušky, zkoušky k vydání osvědčení, závěrečné zkoušky akreditovaných kvalifikačních kurzů, aprobační zkoušky a zkušební řád pro tyto zkoušky), č. 470/2004 Sb. (o zdravotní způsobilosti k výkonu povolání zdravotnického pracovníka a jiného odborného pracovníka), č. 423/2004 Sb. (stanoví kreditní systém pro vydání

osvědčení k výkonu zdravotnického povolání bez odborného dohledu, definuje vzdělávací akce, za které lze získat kreditní ohodnocení a počet kreditů), č. 424/2004 Sb. (stanoví činnosti zdravotnických pracovníků a jiných pracovníků), nařízení vlády č. 463/2004 Sb. (stanoví obory specializačního vzdělávání a označení odbornosti zdravotnických pracovníků), **vyhláška č. 39/2005 Sb.** (stanoví minimální požadavky na vzdělávací programy ke způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání) [1]. V této souvislosti je nutné zdůraznit, že vedle standardní akreditace studijního programu, resp. oboru pregraduálního vzdělávání Akreditační komisí MŠMT ČR musejí mít tyto programy resp. obory akreditaci MZ ČR ve smyslu zákona 96/2004 Sb. a navazujících vyhlášek. Pouze absolventi takovýchto akreditovaných oborů získají certifikát způsobilosti vykonávat zdravotnické povolání podle zákona 96/2004 Sb. Pro bakalářské a magisterské studijní obory jsou důležité zejména vyhlášky č. 424/2004 Sb. a č. 39/2005 Sb. Na přelomu let 2006 a 2007 vznikl další dokument, který bude mít charakter metodického pokynu. Jeho účelem je definovat doporučené hodinové rozsahy pro jednotlivé okruhy témat, požadované zákonem 96/2004 Sb. a navazujícími vyhláškami. Dokument byl vytvořen ve spolupráci odborných společností a pracovních skupin akreditačních komisí MZ ČR a MŠMT ČR. Základní motivací pro jeho vznik bylo vytvoření návodu pro všechna vysokoškolská pracoviště, která budou připravovat nové studijní programy či obory v předmětné oblasti.

3. Výuka Biomedicínského inženýrství na ČVUT FEL

V nově akreditovaném strukturovaném studiu je **samostatný obor "Biomedicínské inženýrství"**, který je otevřen absolventům všech bakalářských oborů [2]. Jeho struktura a náplň plně odpovídá požadavkům definovaným v zákoně 96/2004 Sb. a v navazujících předpisech. Cílem magisterského studijního oboru Biomedicínské inženýrství je vychovávat elektrotechnické inženýry se znalostmi a schopnostmi řešit inženýrské problémy zejména v oblasti navrhování a konstrukce lékařských přístrojů pro diagnostiku i terapii, návrhu a vývoje medicínských informačních systémů a systémů pro podporu rozhodování. Obecné poznatky ze všech zmíněných oblastí mohou být prohloubeny podle zájmu a potřeb studenta prostřednictvím volitelných předmětů oboru. Volitelné předměty oboru umožňují studentovi profilovat se do dvou základních oblastí: Lékařská přístrojová technika a Biokybernetika. Podle zájmu nebo předpokládaného uplatnění studenta je možno vytvořit vhodnou volbou studovaných předmětů interdisciplinární zaměření, které bude nejlépe vyhovovat individuálním požadavkům na profil a znalosti absolventa. Absolventi tohoto studijního oboru se mohou uplatit ve zdravotnických zařízeních jako kliničtí inženýři, při implementaci informačních technologií v lékařské praxi i při vývoji původních zařízení a SW systémů atd. Studium magisterského oboru Biomedicínské inženýrství může současně představovat i přípravu pro zahájení doktorského studia v odpovídajících vědních oborech ovšem s důrazem na rozvíjení metod teoretické práce ověřované přiměřeným experimentem. Při výuce velmi úzce spolupracujeme s 1. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy v Praze.

Podívejme se blíže na jednotlivé skupiny předmětů. Základními medicínskými předměty jsou Fyziologie a anatomie a Patofyziologie. V předmětu Fyziologie a anatomie se studenti seznamují se základními informacemi o stavbě lidského těla, funkci jednotlivých orgánů a systémů a s principy fyziologických regulací. V předmětu Patofyziologie studují odlišnosti od normální funkce a jejich příčiny. Další témata, jako např. základní principy klinických lékařských oborů, klinická dokumentace, laboratorní diagnostické procesy, přehled diagnostických a terapeutických metod v jednotlivých oblastech, jsou pokryta během praxe studentů v nemocnicích.

Další skupinu tvoří předměty, které úzce navazují na uvedené lékařské předměty, protože jsou zaměřeny na procesy v lidském těle, ale z technického pohledu. V předmětu Biologické signály získají studenti znalosti o nativních a evokovaných biosignálech a me-

todách jejich záznamu. Předmět Biofyzika pokrývá témata fyzikálních procesů v lidském těle, zejména se zaměřením na krevní oběh, měření hemodynamických parametrů in vivo. Předmět Fyzika pro terapii je zaměřen na problematiku civilizačních chorob pohybového ústrojí a léčbu bolesti u pacientů s nádorovým onemocněním. Velký prostor je věnován elektroterapii, fyzioterapii a fototerapii. Dále jsou probírány hojivé procesy, metody konzervace orgánů a moderní chirurgické techniky.

Další skupina předmětů pokrývá teoretický základ v disciplínách, které jsou potřebné pro navazující technické a softwarové předměty. Sem patří Teorie signálů, Statistika pro medicínu, Databáze, sítě a techniky programování, Rozpoznávání a Zpracování obrazu.

Velká skupina předmětů je zaměřena na elektrické a elektronické systémy, které se používají pro diagnostické a terapeutické účely v medicíně. Obsahem je návrh, konstrukce a testování systémů, analýza funkce a praktické využití. Seznam předmětů zahrnuje: Zobrazovací systémy v medicíně, Lékařská technika, Návrh, konstrukce a spolehlivost lékařských přístrojů, Biomedicínské senzory, Přístrojové systémy a jejich programování.

Následující skupina předmětů pokrývá témata softwarových systémů pro modelování a simulace biologických systémů a procesů, zpracování biologických dat, zpracování medicínských informací, řízení mechanických a elektrických systémů v medicíně, podpory rozhodování a inteligentního monitorování.

Poslední skupina předmětů reprezentuje netechnické problémy spojené s biomedicínským inženýrstvím. Cílem předmětu Návrh a řízení projektu je seznámit studenty se všemi částmi a fázemi řízení projektu. V seminářích si studenti prakticky ověřují znalosti na zadaném projektu. Předmět Organizace zdravotnictví a legislativa poskytuje informace o struktuře zdravotnictví a jeho financování v ČR. Dále jsou diskutovány problémy informačních systémů ve zdravotnictví, technické a právní aspekty spojené s využíváním techniky v medicíně. Předmět Lékařská etika poskytuje studentům orientaci jak v obecných etických otázkách, tak zejména v etických otázkách spojených s lidským životem, zdravím, nemocí, umíráním a lékařskými zákroky.

Individuální a týmové projekty představují nedílnou součást vzdělávacího procesu. Na začátku studenti obdrží specifikaci praktického problému a během semestru mají za úkol jej vyřešit. Navržené řešení diskutují s vyučujícími – jak techniky, tak lékaři. Tím se také učí komunikovat s odborníky z jiných oborů. Na závěr napíší zprávu a v prezentaci obhajují svoje řešení.

Poslední, ale velmi důležitou součástí studia biomedicínského inženýrství jsou praxe ve zdravotnických zařízeních. Ve školním roce 2006/2007 absolvovali studenti stáže na pracovištích v IKEM, FN Motol a Nemocnice Na Homolce. Ve všech případech se mohli detailně seznámit s novými technologiemi používanými na specializovaných klinikách.

4. Závěry

Moderní zdravotní péče závisí na pružných multidisciplinárních týmech, ve kterých hrají biomedicínské inženýři důležitou nezastupitelnou roli. Ale na rozdíl od tradičních akademických disciplín, kde se shodný názor o nezbytném obsahu vysokoškolských vzdělávacích programů a požadované kvalifikaci pracovníků mohl vytvářet po několik desetiletí, neměl obor biomedicínského inženýrství jako mladá a bouřlivě se rozvíjející disciplína dosud takovou možnost. Boloňská deklarace odstartovala iniciativu biomedicínské komunity, jejímž záměrem je uvést do života „European Higher Education Area“ prostřednictvím harmonizace vzdělávacích programů. Přitom jsou také specifikovány minimální kvalifikační požadavky a definována kritéria pro efektivní řízení kvality pregraduálního i celoživotního vzdělávání. V tomto kontextu je nutné také zmínit evropskou iniciativu BIOMEDEA [3], do které jsme se též aktivně zapojili.

Cílem projektu BIOMEDEA (Biomedical Engineering Preparing for the European Higher Education Area), iniciovaným profesorem Joachimem Nagelem a EAMBES (European Alliance for Medical and Biological Engineering and Sciences), je harmonizace vzdělávání v oblasti biomedicínského inženýrství v Evropě. Má pomoci univerzitám připravit a případně modifikovat vzdělávací programy v biomedicínském inženýrství tak, aby odpovídaly nejen dnešním, ale i budoucím potřebám praxe. Má připravit a v mezích možností prostřednictvím partnerů vytvořit evropský prostor vyššího vzdělávání se zlepšeným zajištěním kvality, tj. akreditace vzdělávacích programů a certifikace klinických inženýrů, tudíž zajišťující transnárodní mobilitu ve vzdělávání, školení (kursech) a zaměstnání. Zajištění kvality vzdělávání a školení v biomedicině je také přímo spojené s otázkami kvality zdravotní péče. Zaměstnavateli je tak poskytnuta jistá záruka, že zaměstnanec má potřebné vzdělání, školení, zácvik a odpovídající zkušenost. Podobně i uživatelé služby, tedy pacienti, je tak poskytnuta jistá záruka, že ti, kteří poskytují službu, pracují efektivně a jsou kompetentní.

Hlavní snahou je dosažení celoevropského konsensu na doporučeních pro harmonizaci vysoce kvalitních programů biomedicínského inženýrství, jejich akreditaci a pro certifikaci či dokonce registraci a pokračující vzdělávání profesionálů pracujících v systémech zdravotní péče. Dodržování těchto doporučení zajistí mobilitu ve vzdělávání a zaměstnávání, lepší konkurenceschopnost v evropském biomedicínském průmyslu, stejně jako potřebnou bezpečnost pacientů, a tudíž přispěje ke zdraví a dobrému stavu obyvatel Evropy. Cílovými skupinami pro diseminaci výsledků budou evropské univerzity, tvůrci politických rozhodnutí, ENQA, akreditační orgány, studenti a poskytovatelé zdravotní péče.

Cílem harmonizované evropské akreditace je garantovat vzdělávací standardy, které zajistí ekvivalenci vyučování a učení se, přičemž se ale zároveň uchovají speciální profily jednotlivých institucí. Proto musejí být akreditační kritéria dostatečně specifická, aby garantovala minimální požadavky na kompetence, ale musejí poskytnout potřebnou flexibilitu, aby se zachoval rozlišující charakter individuálních programů.

Magisterský studijní obor Biomedicínské inženýrství na ČVUT FEL, který je akreditován jako zdravotnický obor, zcela splňuje základní rámec formulovaný v projektu BIOMEDEA. Elektrotechnická fakulta ČVUT citlivě reaguje na potřeby lékařské praxe i na legislativní změny tak, aby jí zabezpečovaná výuka v oblasti biomedicínského inženýrství co nejdynamičtěji odrážela technický pokrok na straně jedné a odborné a organizační trendy v oblasti medicíny. Těsná spolupráce se špičkovými lékařskými pracovišti i s nedávno vzniklou Fakultou biomedicínského inženýrství ČVUT je naprosto přirozeným aspektem pedagogického úsilí. Jediný cíl, který máme na zřeteli, je vychovávat kvalitní inženýry schopné rychlé a bezproblémové integrace do zdravotnických týmů.

5. Použitá literatura

- [1] Sbírka zákonů České republiky: <http://www.mvcr.cz/sbirka/index.html>
- [2] Studijní plan oboru Biomedicínské inženýrství na ČVUT FEL Praha: <http://www.feld.cvut.cz/cz/education/bk/plany/pl1746.html>
- [3] <http://www.bmt.tue.nl/biomedea/about.htm> (13.6.2007)

6. Poděkování

Práce je podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 “Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II”.

VÝUKA LÉKAŘSKÉ TECHNIKY V NOVÉM STUDIJNÍM PLÁNU MAGISTERSKÉHO STUDIA NA FEL ČVUT V PRAZE

J. Havlík, Z. Horčík

Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze
zhavlikj@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Príspevek prináša informáciu o výuce predmetu X31LET Lékařská technika, zařazeném do nového studijního plánu oboru Biomedicínské inženýrství. Studenti se v něm seznámí s principy a základními obvody využívanými v přístrojích lékařské techniky, cvičení přináší možnost získat základní dovednosti při obsluze těchto přístrojů a zařízení. Rozsah popisovaných přístrojů je rozšířen v závěru semestru při samostatných prezentacích připravených studenty.

1. Úvod

V letním semestru školního roku 2006 / 2007 probíhala na naší fakultě výuka povinného předmětu X31LET Lékařská technika zařazeného do nového studijního plánu oboru Biomedicínské inženýrství. Předmět je rozvrhován do 3 hodin přednášek a 2 hodin cvičení týdně a nahrazuje dřívější předměty 37LT1 Lékařská přístrojová technika 1 (rozsah 2 + 2) a 37LT2 Lékařská přístrojová technika 2 (3 + 2), které byly začleněny ve starých studijních plánech.

Náplň předmětu byla zvolena tak, aby studenti po jeho absolvování měli představu o principech činnosti a používaných obvodových strukturách základních lékařských přístrojů využívaných jak v klinické praxi (např. elektrokardiografie, elektroencefalografie apod.), tak pacienty v běžném životě (např. kardiostimulátory, kochleární implantáty apod.).

2. Přednášky

Náplň přednášek předmětu Lékařská technika byla volena s ohledem na snahu poskytnout studentům pokud možno ucelenou představu o soudobých elektronických lékařských přístrojích. Při výběru přednáškových témat bylo přihlédnuto k osnovám výuky dalších povinných předmětů probíhajících současně s výukou předmětu Lékařská technika i předmětů navazujících (především se jednalo o současně vyučovaný předmět X31BSG Biologické signály [4] a navazující předměty X33ZS1 Zobrazovací systémy v lékařství 1 [5] a X33ZS2 Zobrazovací systémy v lékařství 2 [6]).

Po úvaze byla zvolena taková skladba přednášek, která zahrnovala jak přehledové přednášky (např. rozdělení biologických signálů a jejich artefakty), tak přednášky přibližující studentům zcela konkrétní principy používané v lékařské technice (např. měření srdečního výdeje) nebo přímo konkrétní obvodová řešení některých přístrojů (např. obvodové řešení a technická realizace elektrokardiografu).

Úvodní přednášky byly věnovány základnímu přehledu biologických signálů a základním obecným blokovým a obvodovým řešením, se kterými je možné se v elektronických lékařských přístrojích setkat (struktura a typy lékařských přístrojů, přístrojové zesilovače). Při navazujících přednáškách pak studenti měli možnost seznámit se s funkčními principy a realizacemi konkrétních lékařských diagnostických přístrojů (např. elektrokardiografů, elektroencefalografů, elektromyografů, pulsních oxymetrů, elektronických tonometrů nebo elektronických kontaktních i bezkontaktních teploměrů) a s principy vybraných metod používaných při měření biologických signálů (např. diluční metody pro měření srdečního výdeje). V závěru semestru pak byly přednášky věnovány úvodu do některých pokročilých diagnostických a terapeutických metod (ultrazvuková diagnostika, radioterapie a stereotaktická radiochirurgie).

Přednášky byly z větší části zajišťovány kmenovými pracovníky katedry teorie obvodů, významně se na nich však podíleli i externí specialisté z praxe, což bylo studenty velmi kladně hodnoceno.

3. Cvičení

Cvičení předmětu Lékařská technika je možné rozdělit do třech skupin – seminární cvičení, laboratoře a v závěru semestru pak prezentace samostatných prací.

Seminární cvičení byla koncipována tak, aby vhodně doplňovala přednášenou látku. Postupně byla cvičení věnována analýze a simulacím konkrétních obvodových struktur používaných v lékařských přístrojích (simulace vlastností diferenčního zesilovače, optimalizace jeho zapojení s ohledem na maximální vstupní odpor a vysoký součinitel potlačení souhlasné složky, simulace přístrojového zesilovače), měření vlastností elektrod pro snímání biologických potenciálů a diskusi vlastností defibrilačních pulsů.

Významnou součástí předmětu Lékařská technika byla pak především laboratorní cvičení, v kterých měli studenti možnost seznámit se prakticky s běžnými diagnostickými přístroji, ověřit jejich vlastnosti a provádět s nimi základní měření na živých subjektech. V průběhu pěti laboratorních cvičení si studenti vyzkoušeli měření na monitoru životních funkcí (měření EKG, SpO₂, NIBP, dechové křivky), neinvazivní měření krevního tlaku (měření palpační metodou, deformačním a elektronickým tonometrem), měření na 12 svodovém EKG (měření frekvenční charakteristiky elektrokardiografu, měření EKG umělého pacienta a měření EKG pokusné osoby), měření tělesné teploty (měření rtuťovým, elektronickým, IR ušním a IR čelním teploměrem) a základy ultrazvukové diagnostiky (získání základní praxe, měření v B i M módu, pokusná měření).

V závěru semestru pak studenty čekaly prezentace samostatných prací, které v jeho průběhu ve dvojicích připravovaly. Zadané téma studenti prezentovali v rozsahu zhruba 12 minut, poté následoval prostor pro krátkou diskusi. Témata semestrálních prací byla volena tak, aby doplňovala a rozšiřovala látku probíranou na přednáškách. V zadáních se vyskytovala témata jako např. ergometry, tukoměry, diagnostika spánkové apnoe, magnetoterapie a další.

4. Závěry

Zkušenosti z prvního roku výuky tohoto předmětu a zpětná vazba ze strany studentů potvrdily správnost zvoleného modelu výuky a náplně přednášek, cvičení a práce v laboratoři. Studenti oceňovali přímý kontakt s konstruktéry přístrojů při přednáškách zajišťovaných externími přednášejícími. Velký ohlas měla laboratorní měření, která umožňovala získat základní zručnost a tedy i jistý nadhled a porozumění práci odborných pracovníků se zdravotnickou kvalifikací při využívání přístrojů typu sonografu nebo EKG. Tyto zkušenosti a informace povedou k drobným změnám v programu výuky pro příští semestr.

5. Použitá literatura

- [1] Rozman, J. a kol.: Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia. 2006.
- [2] Penhaker, M. a kol.: Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. VŠB TU Ostrava, Ostrava, 2004.
- [3] Bronzino, J. D.: The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press. 1995.
- [4] Osnovy předmětu X31BSG Biologické signály,
<http://www.feld.cvut.cz/cz/education/bk/predmety/01/90/p19015.html> [2007-06-14].
- [5] Osnovy předmětu X33ZS1 Zobrazovací systémy v lékařství 1,
<http://www.feld.cvut.cz/cz/education/bk/predmety/01/90/p19018.html> [2007-06-14].
- [6] Osnovy předmětu X33ZS2 Zobrazovací systémy v lékařství 2,
<http://www.feld.cvut.cz/cz/education/bk/predmety/01/90/p19019.html> [2007-06-14].

PROSTOR PRO NOVÝ VĚDNÍ OBOR MATEMATICKÁ BIOLOGIE V BIOMEDICÍNSKÉM VÝZKUMU

L. Dušek, J. Hřebíček, J. Jarkovský, T. Pavlík

Institut biostatistiky a analýz, Masarykova univerzita
jarkovsky@iba.muni.cz

Abstrakt:

Matematická biologie je nový obor akreditovaný na Přírodovědecké fakultě Masarykovy univerzity v Brně. Současný rozvoj informačních a komunikačních technologií (dále jen ICT) a s tím související možnosti analýzy dat významně zasahují všechny přírodovědné, klinické i humanitní obory a zásadně zvyšují jejich vědecký potenciál. V celé řadě i čistě experimentálních oborů se objevují směry zaměřené na analýzu dat nebo modelování, což je vývoj, který jen zdánlivě představuje paralelu vlastního rozvoje odborné informatiky nebo matematiky. Zrození tohoto nového stylu „vědy o datech“ v rámci většiny klasických oborů bylo velmi rychlé a pro celou řadu především biologických a lékařských oborů i nečekané, avšak zásadně podmiňující kvalitu výsledků. Tyto skutečnosti výrazně zvyšují význam výuky ICT a analýzy dat v rámci přírodovědeckých a lékařských fakult. Moderní výzkum v celé řadě přírodovědných i klinických oborů není bez specialistů na analýzu dat a ICT plnohodnotný. Obor Matematická biologie si klade za cíl vyplnit tento prostor výchovou nového typu odborníků znalých matematické metodologie a informačních technologií, avšak s dostatečným biologickým vzděláním, které jim zároveň umožňuje analyzovaná data interpretovat. Tento profil dělá z matematických biologů velmi žádané odborníky, kteří se, jak prokazují již dosavadní výsledky oboru, na současném trhu práce rozhodně nemusí bát o své uplatnění.

1. Význam a koncepce oboru Matematické biologie

Současný rozvoj informačních a komunikačních technologií (dále jen ICT) významně zasahuje všechny přírodovědné, klinické i zdravotnické vědy a zásadně zvyšuje jejich vědecký potenciál. V celé řadě i čistě experimentálních oborů se objevují směry zaměřené na analýzu dat nebo modelování, což je vývoj, který jen zdánlivě představuje paralelu vlastního rozvoje odborné informatiky nebo matematiky. Zrození tohoto nového stylu „vědy o datech“ a „vědy o počítání“ v rámci většiny klasických oborů bylo velmi rychlé a pro celou řadu především biologických a lékařských oborů i nečekané, avšak zásadně podmiňující kvalitu výsledků. Dnes již nelze počítat s přijetím vědecké práce v mezinárodním časopise bez kvalitní analýzy dat a jejich zpracování s využitím ICT, která zcela zdomácněla ve všech přírodovědných oborech, a rozvoj mnoha nových směrů bádání jako je například prediktivní medicína není bez analýzy dat vůbec myslitelný. Tyto skutečnosti výrazně zvyšují význam výuky ICT a analýzy dat v rámci přírodovědeckých a lékařských fakult. Výchova odborného přírodovědce nebo vědecky orientovaného lékaře není v současnosti bez tohoto vzdělání plnohodnotná.

Analýza dat a informační technologie jsou skutečně strategickým jednotícím prvkem přírodovědných a klinických oborů. Slovo strategický není použito náhodně, například stochastické modelování v oblasti genomického inženýrství a molekulární biologie je řadou států vnímáno jako strategická a do určité míry i chráněná disciplína. Tyto důvody mohou ovšem sloužit k argumentaci pro větší počet vyučovacích hodin v této oblasti nebo pro rozšiřování existujících kurzů. V tomto přístupu by však bylo skryto stejné riziko jako v samotném zanedbávání strategické disciplíny. Současná věda vyžaduje vysoký stupeň specializace a je tedy legitimní se ptát, kde je hranice pro rozumnou nebo ještě užitečnou znalost analýzy dat například pro biologa-ekologa nebo lékaře-onkologa. Velmi rychle zjistíme, že pozitivní přínos spočívající v rozšiřování interpretačních možností končí ve chvíli, kdy časově a metodicky náročná výuka analýzy dat brání rozvoji vlastní disciplíny.

Koncepce výuky Institutu biostatistiky a analýz se snaží respektovat již tak dost přetíženou náplň studia biologických a klinických oborů a řadu analytických předmětů nabízí volitelně pro vyšší ročníky studia nebo pro postgraduální úroveň. Zároveň ale tyto předměty začleňuje do studijního plánu oboru Matematická biologie, který se tak stává kultivační platformou pro výuku i ostatních oborů.

Primárním cílem Matematické biologie je výchova mezioborového specialisty s velmi dobrými základy v následujících oblastech:

- Odborná biologie a biomedicínské obory
- Odborná matematika
- Informační technologie

Předměty nabízené ve vyšších ročnících studia jsou mezioborové a spojují zkušenosti biologického a klinického výzkumu s aplikovanou analýzou dat, modelováním nebo informačními technologiemi (viz též příloha tohoto sdělení). Tyto předměty jsou kromě matematických biologů k dispozici studentům odborné biologie nebo postgraduálním studentům klinických oborů.

Zadáme-li do jakéhokoli webového vyhledávače mezinárodní ekvivalent názvu tohoto oboru „Computational biology“, zjistíme že současný vývoj ne zcela symetricky pokrývá všechny oblasti biologie. Je patrná výrazná převaha zaměření na molekulární biologické vědy a směry jako „Computational molecular biology“ nebo „Bioinformatics“ jednoznačně vítězí. Avšak i ostatní biologické a všechny klinické disciplíny produkují velmi významné náměty a směry pro aplikaci ICT nebo matematické modelování, namátkou můžeme zmínit například numerickou taxonomii, hodnocení ekologických rizik nebo prediktivní onkologii. Matematická biologie akreditovaná na Masarykově univerzitě si klade za cíl pokrýt rovnoměrně všechny oblasti biologického výzkumu a dát posluchačům komplexní základ, na kterém se mohou dále kvalitně specializovat.

2. Základní specializační směry oboru Matematická biologie

Posluchač Matematické biologie projde v bakalářském stupni komplexním vzděláním ve všech biologických disciplínách a získává základy jak z experimentální biologie, genetiky a molekulární biologie, tak i z ekologických věd a antropologie. Následně volí některý z následujících specializačních směrů, z nichž především zdravotnická informatika dává možnost realizovat diplomovou práci i v oblasti klinického výzkumu. Matematictí biologové tak mohou posilovat klinické vědecké týmy a přinášet mezioborovou inspiraci a zázemí. Studijní program předpokládá, že student v rámci zvolené specializace i realizuje diplomovou práci a v dané oblasti si i vybírá z nabídky volitelných (specializačních) předmětů.

S ohledem na strukturu podobných oborů obvyklou v zahraničí nabízíme posluchačům matematické biologie specializaci ve třech hlavních směrech:

- *Analýza biologických a klinických dat.* Specializace reaguje na potřebu komplexního a invenčního zpracování narůstajícího množství stále složitějších dat v biologických a klinických oborech. V posledních několika desítkách let se analytická podpora výsledků biologického a klinického výzkumu stala nezbytnou součástí nejen vědeckých publikací, ale podmiňuje rovněž jejich reálnou aplikaci. Matematický biolog disponuje potřebným teoretickým vzděláním a představuje pro tuto oblast novou kvalitu vědce. V rámci specializace se studenti zaměřují na stochastické a deterministické modelování, získávání a dolování dat a informací a na moderní metodiky analýzy dat (vícerozměrné modelování, robustní metody, neuronové sítě, strojové učení, ...).
- *Zdravotnická informatika.* Pokroky v jakékoliv oblasti moderní medicíny, počínaje základním laboratorním výzkumem až po komplexní epidemiologické studie, jsou dnes neodmyslitelně spjaty s kvalitním statistickým zpracováním dat pomocí ICT. Spolu-

práce mezi lékařem-výzkumníkem a analytikem dat často nezačíná až po provedení experimentu nebo studie, ale dlouho před tím, již v čase plánování a optimalizace. Z tohoto důvodu jsou dnes Matematictí biologové rovnocennými členy klinických výzkumných týmů s velkým vlivem na průběh i výsledky výzkumu. V širokých možnostech aplikace informatiky a biostatistiky ve zdravotnictví je možné vyčlenit několik specifických oblastí, jimž se lze v rámci oboru Matematická biologie věnovat především:

- Management klinických dat
- Epidemiologie vážných chorob
- Plánování, optimalizace hodnocení klinických studií
- Zpracování, přenos a interpretace obrazové informace, telemedicína
- *Environmentální informatika (EI)*. Obecně můžeme environmentální informatiku definovat jako vědní obor, který využívá informačních a komunikačních technologií na podporu trvale udržitelného rozvoje (TUR), tvorby a ochrany životního prostředí, poskytování informací o životním prostředí a podporu rozhodování veřejné správy. EI je náročný interdisciplinární vědní obor, který využívá poznatků z oblasti přírodovědných, technických i ekonomických věd, zejména biologie, chemie, geologie, geografie, matematiky a informatiky. Studenti Matematické biologie mají možnost si v průběhu magisterského studia doplnit vzdělání v oblasti environmentální chemie a ekotoxikologie, aplikace geografických informačních systémů a ekologie. Diplomová práce může být zaměřena na projektovou dokumentaci, tvorbu environmentálních informačních systémů, zpracování environmentálních dat nebo modelování přírodních procesů.

3. Profil absolventa oboru Matematická biologie

V bakalářském studijním programu obor poskytuje komplexní vzdělání v oborech biologie, aplikované matematiky a informatiky (matematická analýza biologických a biomedicínských problémů, bioinformatika, modelování). Absolventi získají kvalitní přehled ve všech základních biologických disciplínách (systematická biologie, genetika, molekulární biologie, fyziologie, ekologie), dále znalost matematických metod a informačních technologií využitelných v biologickém výzkumu. Praktická část výuky je zaměřena především na aplikace matematických metod a informačních technologií v biologii a medicíně. Bakalářský stupeň připravuje studenta pro navazující magisterské studium oboru Matematická biologie. Student má rovněž možnost pokračovat ve studiu i jiných oborů, pokud si doplní určitou část odborného vzdělání (odborná biologie, matematika, informatika). Absolventi bakalářského studia mohou najít uplatnění při zpracování biologických dat v akademické i komerční sféře (výzkum, zdravotnictví, farmakologie, ochrana životního prostředí, zemědělství, lesnictví), v oblasti klinického výzkumu, popřípadě v jiných oblastech zabývajících se správou a zpracováním dat.

Navazující magisterské studium matematické biologie je zaměřeno na prohloubení biologických, matematických a inforatických znalostí dle výběru uchazeče, a to ve třech hlavních specializačních směrech: analýza biologických a klinických dat, environmentální informatika, zdravotnická informatika. Od absolventa se předpokládá schopnost samostatné práce a orientace v problematice. Absolvent je schopen samostatně řešit problémy od úvodního designu studií a projektů, dále optimalizovat management a zpracování získávaných dat. Komplexní znalost matematické metodologie dává absolventům schopnost zpracovávat i velmi složitá data až po úroveň matematického modelování, algoritmizace výsledků a jejich implementace v praxi, vše při pochopení biologické podstaty hodnocených dějů. Absolvent může najít uplatnění ve vědeckém i komerčním biologicky nebo medicínsky zaměřeném výzkumu nebo v jakékoli oblasti zaměřené na zpracování dat. Další významnou oblastí uplat-

nění je vývoj software a informačních systémů v různých oblastech (klinický výzkum, monitoring životního prostředí, aj.).

4. Historie a perspektiva oboru matematická biologie na Masarykově univerzitě

Obor byl na Masarykově univerzitě založen v roce 1999, od roku 2003 byl převeden pod Institut biostatistiky a analýz a od roku 2004 běží podle nového studijního plánu respektujícího aktuální vývoj v mezioborové oblasti matematické biologie. Kromě bakalářského a magisterského studia jsou pro obor matematická biologie akreditovány i RNDr. práce a v plánu je získání akreditace pro DSP studium.

V dosavadní historii oboru byla vypracována řada úspěšných diplomových prací od ekologie až po molekulární biologii a genetiku, řada z nich pokračuje navazujícím postgraduálním studiem na PřF a LF MU. Od roku 2004 začal také nárůst počtu studentů, který v letošním roce dosáhl okolo 70 studentů 1 až 4 ročníku studujících podle nového studijního plánu a i do budoucna lze počítat s rostoucím potenciálem oboru.

Obor matematická biologie Masarykovy univerzity tak představuje rozsáhlý prostor pro úspěšnou mezioborovou spolupráci s perspektivou dalšího růstu a výchovu mladých vědců požadovaných trhem práce v oblasti biologického a medicínského výzkumu.

5. Poděkování

Budování takto široce zaměřeného oboru by nebylo možné bez spolupráce s vyučujícími Přírodovědecké fakulty (Sekce Biologie a Matematiky) a Fakulty informatiky MU. Všem vyučujícím upřímně děkujeme za jejich čas a ochotu přispět k rozvoji zcela nového studijního oboru. Poděkování rovněž patří vedení Masarykovy univerzity za podporu rozvoje Matematické biologie a mezioborového vzdělávání vůbec v rámci svého rozvojového projektu pro rok 2007.

**VÝUKA BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ III – DÍLČÍ
PROBLÉMY A SPECIÁLNÍ
NÁSTROJE**

PŘÍPRAVA STUDIA OPTIKY A OPTOMETRIE NA ČVUT FBMI

B. Brúnová* **

* Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze

** Oční klinika dětí a dospělých, 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze

brunova@fbmi.cvut.cz

Mám-li hovořit o optice a optometrii, chci se předem omluvit Vám, vysoce technicky vzdělaným posluchačům, kteří máte jasně rozříděnou nomenklaturu z daleko přesnějšího zorného úhlu, než oční optici, optometristé či oftalmologové. Poslední skupina – oční lékaři sice v rámci jednosemestrového předmětu na počátku studia na lékařské fakultě – lékařská fyzika – měli možnost oživit a doplnit své vědomosti, ale vlastní oční optice bylo věnováno velice málo času.

Ti obeznámenější z nás měli představu, že věda, která se zabývá studiem světla, světelných jevů a vidění, se nazývá optika. Ta se dělí na optiku *geometrickou*, která vysvětluje značnou část světelných úkazů pomocí představy světelného paprsku, na optiku *fyzikální*, zkoumající podstatu světla a světelných jevů, a na optiku *fyziologickou*, která studuje vidění. Někteří autoři dělí nauku o světle na optiku biologickou a fyzikální: do první skupiny dále zařazují optiku fyziologickou a psychologickou. Optiku fyzikální pak rozdělují na optiku *klasickou* (s dalším dělením na geometrickou a vlnovou) a na optiku *kvantovou*. Mezi těmito jednotlivými obory se prolíná optika *brýlová, přístrojová a aplikovaná*. Nahlédneme-li však do fyzikálního kompendia OPTIKA autorů Josefa Fuky a Bedřicha Havelky, seznamujeme se s daleko sofistikovanějším dělením, kde našich oborů se týkají kapitoly *Oko a vidění, Subjektivní optické přístroje a Laboratorní optické přístroje* v oddílu PAPERKOVÁ OPTIKA a několik kapitol v oddílu VLNOVÁ OPTIKA a OPTICKÉ METODY VE VĚDĚ A VÝROBĚ.

Pojem oční či brýlová optika není tedy zcela jasně a jednoznačně definován.

Oční optik je odborný pracovník, který nabyt kvalifikace očního optika do roku 1953 učebním poměrem a složením tovaryšských zkoušek, na jejichž podkladě mu byl vydán výuční list, který ho opravňoval k používání názvu a výkonu práce očního optika. Náplň práce je přesně definována a týká se především zhotovování zrakových korekčních prostředků – brýlí a jejich úpravy. Po roce 1953 ke kvalifikaci očního optika bylo nutno absolvovat 4letou specializovanou střední zdravotnickou školu, zakončenou maturitou. Od roku 1971 je možno studovat 2letou nástavbovou školu i pro maturanty jiných středních škol.

Oční optik – optometrista je vyšší stupeň specializace očního optika, kde pracovní náplň je rozšířena. Zákon č. 96/2004 Sb. O podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů (zákon o nelékařských zdravotnických povoláních) má jasné definice. V paragrafu 11 tohoto zákona je odborná způsobilost k výkonu povolání optometristy definována. 1/ odborná způsobilost k výkonu povolání optometristy se získává absolvováním akreditovaného zdravotnického bakalářského studijního oboru pro přípravu optometristů a 2/ za výkon povolání optometristy se považuje činnost v rámci diagnostiky a korekce očních refrakčních vad a poradenství a aplikace kontaktních čoček.

V současné době je tedy jasně formulován požadavek vysokoškolského vzdělání pro optometristu.

Tento požadavek je u nás zatím realizován tak, že základy vysokoškolského vzdělávání optometristů byly dány nejdříve na přírodovědecké fakultě PU v Olomouci, dále na lékařské fakultě MU v Brně a na 2. lékařské fakultě UK v Praze- Motole. Na prvních dvou fakultách byly později podány žádosti o reakreditaci, na LF v Praze nebyla vůle předložit tuto žádost,

fakulta se chtěla zaměřit především na posílení postgraduální výchovy lékařů, proto tam studium zaniklo. Řada očních optiků i absolventů jiných středních škol má zájem o studium optiky a optometrie, aby tak splnili požadavky, zřetelně definované v zákonu. Tím, že v současné době je dána možnost tohoto vzdělání pouze na 2 vysokých školách a to v Olomouci a v Brně, je jasný požadavek akreditace tohoto oboru v Čechách, navíc na vysoké škole, která by dovedla splnit požadavky zaměření moderního oboru.

V dnešní době jsou oftalmologická pracoviště vybavena řadou nejmodernějších přístrojů, které slouží k upřesnění diagnostiky i k výraznému zlepšení terapeutických postupů očních postižení. Plně si uvědomujeme, že oftalmolog, který byl před 15 let na špičce oboru a přestal by sledovat další vývoj, by v současné moderně vybavené ordinaci nebyl schopen pracovat. Vystává tedy potřeba technicky zdatných a vzdělaných odborníků, kteří krom základů optiky a optometrie budou mít základy technického zaměření a budou cennými spolupracovníky oftalmologů.

Společenstvo českých optiků a optometristů (SČOO) sdružuje všechny optické odborné pracovníky v naší republice a je řádným členem Evropské rady pro optiku a optometrii (ECOO). Evropská rada se velice zodpovědně zabývá dalším vzděláváním optometristů a vypracovala podrobný projekt nové podoby Evropského diplomu, v němž jednou ze základních součástí je *technická optika*, vedle nauky o zraku, poruch vidění a korekce zrakových vad.

Historie korekčních prostředků zrakových refrakčních vad je nesmírně zajímavá, i když plná ne zcela doložených údajů. Je nepochybné, že v počátcích to byli především matematikové, přírodovědci, vzdělání a zruční mnichové, z nichž vznikly skupiny brýlařských mistrů. Dnešní název OPTIK vznikl asi v roce 1635 v Berlíně jako dvorní titul „OPTICUS“.

V našich zemích se prodejem brýlí zabývali nejdříve podomní obchodníci, teprve později se usídlili do „kamenných obchodů“. Existovaly sdružené živnosti elektrotechnické, mechanické a optické – prameny lze dokonce zjistit v archivu magistrátu hl. města Prahy. Teprve později došlo k osamostatnění optiky. Jako všechna ostatní řemesla byla i živnost optická organizována v živnostenském společenstvu. V roce 1934 byli optici zařazeni mezi obchodní zaměstnance, což trvá, optometristé jsou začleněni do nelékařských zdravotnických povolání.

V současné době vzrůstají požadavky na přesné vidění u celé řady činností a tím zároveň nároky na dokonalé, přesné korekční prostředky.

Spojení medicínských a technických požadavků na dokonalou kvalitu studia stálo na počátku sestavování a vytváření podkladů pro akreditaci oboru Oční optika a optometrie na vysoké škole s výborným technickým zázemím, které ideálně spojuje právě typ školy, jako je Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT.

PROJEKTOVĚ ŘÍZENÁ VÝUKA V MAGISTERSKÉM OBORU PŘÍSTROJE A METODY PRO BIOMEDICÍNU

M. Vrbová

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství
vrbova@fbmi.cvut.cz

V akademickém roce 2006/7 byla na ČVUT Fakultě biomedicínského inženýrství (FBMI) zahájena výuka ve dvouletém dvouoborovém navazujícím magisterském programu Biomedicínská a klinická technika. Jedním ze studijních oborů je obor Přístroje a metody pro biomedicínu (PMB), který má připravit inženýry pro vývojovou, výzkumnou a servisní činnost v oblasti přístrojové techniky využívané na biologických a medicínských pracovištích. Obor PMB garantuje katedra přírodovědných oborů FBMI. Výuka je projektově orientována, studijní plán je sestaven s důrazem na samostatnou kreativní činnost studenta. Každý student si na počátku magisterského stupně vybere výzkumné téma z nabídky vypsané akademickými pracovníky fakulty a odborníky ze spolupracujících pracovišť. Přibližně jednu třetinu studijních povinností ve dvouletém studijním programu představují povinné předměty, jednu třetinu volitelné a povinně volitelné předměty, zbývající třetina připadá na samostatnou práci na projektu. Každý student je veden učitelem (tutorem), který ve shodě s projektem odsouhlasí skladbu povinně volitelných a volitelných předmětů. Počet kontaktních výukových hodin se během dvouletého programu postupně snižuje, čímž se vytváří dostatečný prostor pro řízenou tvůrčí činnost studentů. Diplomová práce je závěrečnou fází práce na projektu.

V prezentaci bude uveden přehled řešených témat a první zkušenosti získané s projektově řízenou výukou 17 studentů zapsaných v prvním ročníku tohoto oboru v předcházejícím akademickém roce.

SPECIFIKA LABORATORNÍ VÝUKY NA FBMI ČVUT S DŮRAZEM NA KVALITNĚJŠÍ UPLATNĚNÍ V PRAXI

J. Hozman

Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT, Kladno
hozman@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Příspěvek se zabývá netradiční formou výuky v rámci laboratorních cvičení a to zejména v předmětu Konvenční zobrazovací systémy v biologii a lékařství a Tomografické zobrazovací systémy v lékařství. V úvodu příspěvku je zmínka o laboratořích FBMI a hned potom následuje popis zaměření laboratoře zobrazovacích systémů v lékařství, popis vybavení této laboratoře, vybraná specifika a nakonec je uveden odkaz na podrobnější informace o laboratořích FBMI jako celku. Vybranými specifiky se právě má na mysli to, že cvičící je v roli klinického inženýra, nebo přednosty oddělení zdravotnického zařízení zaměřeného na zobrazovací metody a pokouší se zadávat studentům úlohy z reálné praxe. To má pro studenty velký význam.

1. Úvod

Jednou z významných priorit Fakulty biomedicínského inženýrství je kvalitní a dostatečné laboratorní zázemí. Vzhledem k tomu, že fakulta vychovává zejména prakticky orientované absolventy bakalářského studijního programu Biomedicínská a klinická technika, je hlavní pozornost věnována výukovým laboratořím. Vybrané laboratoře mají pak bezprostřední souvislost i s výzkumnými aktivitami na jednotlivých katedrách. Jednotlivé laboratoře pokrývají potřeby základního experimentálního zázemí pro jednotlivé odborné disciplíny biomedicínského inženýrství včetně počítačových laboratoří a to jak standardních, tak i zaměřených do oblastí praktického uplatnění. Následující přehled laboratoří odráží jednotlivé aktivity FBMI v daných oblastech.

Přehled laboratoří FBMI (podrobnější popis je uveden na WWW stránce FBMI ČVUT <http://www.fbmi.cvut.cz/laboratore/>):

Laboratoř excimerového laseru (pracoviště Albertov)
Laboratoř pro experimentální výuku biologické zpětné vazby (pracoviště Albertov)
Laboratoř výuky biotelemetrických systémů (pracoviště Albertov)
Laboratoř pro výuku paralelního zpracování multimodálních biomedicínských dat (pracoviště Albertov)
Centrum pro biologii a genové inženýrství ČVUT (1.p. výškové budovy A)
Laboratoř biofyziky (přízemí – č. 16)
Počítačová laboratoř (přízemí – PU7)
Otevřená počítačová studovna (přízemí – PU8)
Laboratoř lékařské přístrojové techniky (přízemí – č. 9)
Laboratoř zobrazovacích systémů v lékařství (přízemí – 10)
Laboratoř praktické výuky lékařské elektroniky (přízemí – 11)
Laboratoř biosignálů (přízemí – č. 12)
Laboratoř senzorů a snímačů (přízemí – 13)
Laboratoř biofotoniky (přízemí – č. 14)
Laboratoř chemie, fyzikální chemie a biochemie (přízemí – č. 15)
Laboratoř nemocničních informačních systémů — NIS (výšková budova A, 3.p. – m.č. 310)
Laboratoř rehabilitačního inženýrství, ortotiky a protetiky a umělých orgánů (výšková budova A, 7.p. – m.č. 712)

2. Zaměření vybrané laboratoře

Konkrétním příkladem laboratoře, která slouží k nácviku praktických dovedností studentů je Laboratoř zobrazovacích systémů v lékařství umístěná v přízemním laboratorním traktu fakulty v Kladně.

Laboratoř poskytuje studentům náhled na principy tvorby vzniku obrazových dat používaných v lékařství, na princip metod jejich snímání, digitalizaci a následného zpracování, na princip funkce a vlastnosti snímacích obrazových prostředků pro různé spektrální obory. Všechny takovéto poznatky jsou pak výchozím předpokladem ke správnému postupu technika při výběru a aplikaci dané modality a též nezbytným minimem pro zajištění potřebné kvality výsledných obrazových dat. V zimním semestru šk. roku 2006/2007 byla realizována laboratorní cvičení v rámci předmětu Konvenční zobrazovací systémy v lékařství a biologii a v letním semestru šk. roku 2006/2007 v rámci předmětu Tomografické zobrazovací systémy v biologii a lékařství pro studenty FBMI ČVUT. Laboratoř byla také využita pro výuku studentů 1. LF UK v rámci předmětu Zobrazovací technika I (1, 2) a II (1, 2). Laboratoř byla vybavena specializovanou přístrojovou technikou používanou v současné době v klinické praxi a audiovizuální prezentační technikou.

3. Vybavení laboratoře

V laboratoři zobrazovacích systémů je v současné době připravena sada laboratorních úloh podporovaných počítačem. Tato laboratoř je koncipována obdobně jako laboratoř základů lékařské elektroniky, tj. v laboratoři je k dispozici celkem 21 míst, takže lze v laboratoři realizovat jak přednášky, semináře, tak i laboratorní výuku. Z hlediska odborné náplně se během roku 2006 podařilo dokončit vybavení laboratoře projektem FRVŠ č. 2223/2006 s názvem Laboratoř zobrazovacích systémů v lékařství. V laboratoři je každé pracoviště tvořeno digitalizačním zařízením obrazu v PC DFG/LC4e, ke kterému je možné připojit analogovou TV kameru. Digitální kameru s rozhraním IEEE 1394 DMK31BF03 nebo DBK31BF03 je pak možné připojit přímo k PC prostřednictvím rozhraní IEEE 1394 na základní desce PC (6 kamer je součástí těchto pracovišť). Oba typy kamer se dají použít pro snímání obrazu z mikroskopu, který má pracoviště k dispozici. Výše uvedenou komunikaci kamer s PC umožňuje SW MontiVision. Komplexní zpracování obrazových dat pak umožňuje školní licence tzv. vývojového prostředí MontiVision, které umožňuje velmi ilustrativně, pomocí sestavování blokového uspořádání výsledného zpracování, tvořit i náročné systémy pro zpracování lékařských obrazových dat a videosekvencí v reálném čase. Všechna pracoviště jsou zapojena do počítačové sítě FBMI. Laboratoř je vybavena dataprojektorem PT-D3500E, který umožňuje jednak zobrazení vybraných výsledků a jednak promítání výukových filmů o zobrazovacích systémech v lékařství s patřičným ozvučením. Uvedený dataprojektor umožňuje bezdrátový přenos videosignálu. Vzhledem ke komplexnímu pojetí předmětu, je součástí laboratoře specializovaný skener pro RTG snímky Vidar Sierra Plus včetně SW pro skenování a správu naskenovaných snímků včetně podpory ve formátu DICOM eScan a eFilms, velkoplošným LCD monitorem a záznamovým zálohovacím zařízením pro videosekvence DSR-45AP. Výstupy tohoto skeneru se pak porovnávají s výstupem standardního komerčního skeneru s použitím matnice z hlediska kvality obrazu a rozlišovací schopnosti. Vzhledem k nutnosti se seznamovat s charakterem signálu z jednotlivých snímacích obrazových prostředků je využíván specializovaný digitální osciloskop DSO6014A. Vzhledem k ilustraci principu moderních RTG senzorů je použit pro úlohy CMOS senzor Shad-o-box 1024 fy Rad-ikon, zvláště upravený pro takovéto účely. Vlastní expozice probíhá buď na RDG klinice 1. LF UK, nebo na RDG oddělení Nemocnice v Kladně. S oběma pracovišti realizujeme spolupráci při výuce studentů. Posledním specializovaným zařízením je rychlosnímková kamera PHOT MV-D1024-160-CL-8 včetně frame grabberu PCI-64 frame grabber SISO Microenable III - XXL a SW Common Vision Blox, která slouží pro ilustraci toho, jak je možné sejmout velmi

rychlé pohyby očí, hlavy, či těla. Srovnání je pak realizováno s klasickou TV analogovou a digitální standardní kamerou. Takováto srovnání jsou pak velmi cenná a důležitá z především z hlediska kvality, ale i možností diagnostického procesu. Výstupem je pak stanovení časové rozlišovací schopnosti jednotlivých snímacích kamer. V laboratoři je k dispozici RTG mamograf jako polytechnická učební pomůcka.

4. Specifika úloh v laboratoři

Na základě podpory výše uvedeným projektem FRVŠ mohlo být přistoupeno k inovativního přístupu během výuku laboratorních cvičení, který spočíval v tom, že studenti jsou navozeni do situace jako kdyby vykonávali funkci technika na radiodiagnostické klinice, či klinice zobrazovacích metod a mají řešit úlohy, se kterými se setkají na budoucích pracovištích velmi často. Tento přístup se osvědčil a vede k větší samostatnosti a zájmu studentů a k vyšší uplatnitelnosti absolventů v praxi. Příkladem takových úloh může být situace, kdy technik má zajistit přenos rtg snímku na planfilmu ve formátu Dicom prostřednictvím počítačové sítě samozřejmě za podpory specializovaného skeneru pro rtg snímky. Druhým příkladem může být měření kvality specializovaného polovodičového detektoru rtg záření z hlediska přenosových vlastností a to ve spolupráci s radiologickým oddělením Nemocnice Kladno. Předchozí text také naznačuje, že bez propojení na klinická pracoviště zobrazovacích metod by nebyla výše uvedená forma výuky možná. V rámci předmětu Praktika z biomedicínské a klinické techniky se uskutečňují exkurze a praktická cvičení na pracoviště zobrazovacích metod, která jsou časově náročnější.

5. Závěry

Pro laboratorní výuku v rámci uvedených předmětů se jako nejvhodnější forma výuky jeví právě metoda reálného experimentu. Je to metoda, která je náročná na čas přípravy, ale je to opět metoda efektivní a mající vztah k reálné praxi.

Pro budování laboratoří jsou využívány zejména finanční prostředky v rámci rozvojových projektů MŠMT ČR, FRVŠ, ale i projektů evropských strukturálních fondů, které jsou navíc zaměřeny právě na vyšší uplatnění absolventů fakulty v praxi.

Podrobnější popis laboratoří fakulty s fotodokumentací lze nalézt na [www stránce http://www.fbmi.cvut.cz/laboratore/](http://www.fbmi.cvut.cz/laboratore/) . I v roce 2007 bude laboratorní zázemí fakulty rozšířeno o další laboratoře, které budou vybudovány zejména na základě rozvojových projektů MŠMT ČR.

6. Poděkování

Příspěvek vznikl za podpory rozvojového projektu MŠMT s názvem Rozvoj studijních oborů biomedicínského inženýrství na ČVUT, jehož řešitelem je Prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc. a je řešen kolektivem FBMI v roce 2007.

VÝUKA ZPRACOVÁNÍ BIOSIGNÁLŮ NA ČVUT FBMI

J. Holčík

Katedra biomedicínské informatiky
ČVUT v Praze - FBMI, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno
holcik@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Text popisuje uspořádání výuky problematiky biomedicínských signálů ve studijních programech ČVUT v Praze – Fakultě biomedicínského inženýrství. Uvádí podrobné sylaby předmětu bakalářského studia a rozebírá podmínky, za kterých se především praktická výuka uskutečňuje. Dále jsou uvedeny studijní materiály podporující výuku a jejich dostupnost.

1. Úvod

Zpracování biosignálů je klasická disciplína studijních programů na všech světových univerzitách vzdělávajících studenty v oboru biomedicínského inženýrství. Zaměření těchto kurzů je ale zpravidla specializační, navazující na úvodní kurz poskytující studentům základní informace o problematice zpracování signálů. Případně jsou tyto kurzy formulovány jako základní kurzy s aplikacemi v medicínské oblasti.

V České republice se podobně zaměřený předmět vyučuje na všech třech technických univerzitách zabývajících se výukou biomedicínského inženýrství, tj. VUT v Brně, ČVUT i VŠB-TU Ostrava pouze však v magisterských studijních programech [1], [2].

Ve studijním programu Biomedicínské a ekologické inženýrství na FEKT VUT v Brně [1] má předmět Analýza a interpretace biologických dat nejobecnější zaměření, studenti mohou využívat předchozí velice podrobné přípravy v oblasti číslicového zpracování signálů, mohl tedy být zaměřen především aplikačně a nadstavbově se věnovat specifickým problémům medicínských signálů. Na rozdíl ode všech ostatních zde zmíněných předmětů, které jsou v rozsahu 2+2. klade svou strukturou větší důraz na přednášky (3+1).

FEL ČVUT má ve studijním programu dva předměty, povinné Zpracování biologických dat [2] a povinně volitelné Biologické signály [3], z nichž u prvně jmenovaného odpovídá struktura předmětu zaměřeného na některé otázky pokročilejších způsobů analýzy a klasifikace biosignálů s aplikacemi do medicíny, s tím že především některá laboratorní cvičení se zabývají základními algoritmy zpracování signálu EKG, příp. pokročilejšími postupy uplatnitelnými např. při analýze signálu EEG. Tento předmět nemá část týkající se popisu jevů, jejichž projevy se snímají, podmínek snímání a z toho vyplývajících vlastností zpracovávaných signálů, kterých lze využít při volbě algoritmů zpracování. Takovou koncepci má částečně druhý z předmětů na FEL ČVUT, který navazuje na v minulosti vytvořenou dobrou tradici výuky tohoto předmětu na FEL.

Předmět Zpracování biosignálů na VŠB-TU Ostrava [4] se zabývá některými z obecných postupů a algoritmů zpracování signálů, využitelných především pro zpracování signálů EEG, což odpovídá odbornému zaměření vyučujících.

Na dvou slovenských univerzitách, na kterých se vyučuje problematika biomedicínského inženýrství je na Žilinské univerzitě vyučován předmět Spracovanie signálů v lekárske pracovníci VŠB-TU v Ostravě [5], na TU v Košicích se tento předmět nevyučuje.

V obou zemích tedy nebyly do zahájení bakalářské výuky na ČVUT v Praze - FBMI žádné praktické zkušenosti s výukou této problematiky na bakalářském stupni.

2. Cíle výuky

Předmět musí respektovat cíle a zaměření bakalářského studia, tzn. vychovat prakticky zaměřené na nižším stupni vysokoškolsky vzdělané odborníky s biomedicínsko - technickým

interdisciplinárním zaměřením. Z hlediska celé koncepce studia mohou studenti v tomto kurzu navázat na relativně dobré základy z medicínských oborů (anatomie, fyziologie, elektrofyziologie) ve srovnání s uvedenými magisterskými obory, na druhé straně ale na počátku výuky předmětu mají se svými magisterskými kolegy handicap v nesrovnatelně menších znalostech z teorie systémů a signálů, v podstatě jen nezbytné základy.

Výuka tedy může navázat na solidní fundament o procesech vedoucích ke vzniku jednotlivých signálů, které je třeba v rámci předmětu pouze zopakováním zafixovat a dále rozvíjet principy metod zpracování popisovaných signálů, které musí vycházet z informace, kterou fyziologické procesy v lidském těle poskytují a kterou jsme za určitých technologických i medicínských podmínek schopni měřit. Výklad principů postupů zpracování pro každý z rozebíraných signálů tedy musí jednoznačně souviset principy vzniku.

Dále je třeba seznámit studenty s co největší škálou medicínských signálů. Konečně, v rámci uspořádání studia, je tento předmět poslední možností, jak dále rozvíjet základní vědomosti z hlediska obecné teorie zpracování signálů (lineární frekvenční filtrace, lineární predikce, zpracování ve frekvenční oblasti a další souvislosti mezi časovou a frekvenční oblastí, kumulační metody, stručné základy metod adaptivního zpracování signálů) a v rámci laboratorních cvičení umožnit studentům, aby se seznámili s některými dalšími praktickými aspekty a podmínkami možného použití jednotlivých algoritmů zpracování.

Tyto cíle pak bylo potřeba uvést do souladu se snížením týdenního rozsahu přednášek ze tří na dvě hodiny. Na druhé straně, snížení rozsahu přednášek vede pedagogy, podílející se na výuce, k co nejdůslednějšímu a nejefektivnějšímu využití vymezeného času zejména k vysvětlování všech možných souvislostí, které se v interakci mezi medicínskými, technologickými i teoretickými aspekty problematiky vyskytují.

Anotaci současně náplně předmětu lze charakterizovat následovně:

Signál - definice, vlastnosti. Vznik a charakter biomedicínských signálů. Obecné blokové schéma zpracování a analýzy biosignálů. Základní vlastnosti biomedicínských signálů v časové a frekvenční oblasti - signály repetiční, nerepetiční a vázané na vnější události. Signály kardiovaskulárního systému - EKG, FKG, FEKG, variabilita srdečního rytmu. Signály CNE - EEG, evokované potenciály. Okulografické signály. Respirační signály.

3. Náplň přednášek

Výše uvedená anotace byla rozvedena do jednotlivých přednášek podle následujícího harmonogramu:

1. Signál - definice, vlastnosti. Vznik a charakter biomedicínských signálů. Obecné blokové schéma zpracování a analýzy biosignálů. Základní vlastnosti biomedicínských signálů v časové a frekvenční oblasti - signály repetiční, nerepetiční a vázané na vnější události.
2. Signály kardiovaskulárního systému. EKG - princip vzniku a základní parametry popisu celého signálu a jeho částí v časové a frekvenční oblasti. Typy rušení EKG a jeho vlastnosti.
3. Základní algoritmy odstranění v časové doméně - principy odstranění kolísání izoelektrické linie, síťového rušení.
4. Základní algoritmy odstranění myopotenciálů. Redukce dat.
5. Analýza EKG, principy detekce jednotlivých typů vln v EKG. Různé typy záznamů signálu EKG (krátkodobý záznam, dlouhodobý záznam, průběžné monitorování), požadavky na jejich zpracování.
6. Morfologická analýza, analýza rytmu. Využití v diagnostice. EKG dětí. Zátěžová elektrokardiografie. EKG ve veterinární medicíně.

7. Fetální elektrokardiogram, vlastnosti v časové a frekvenční doméně. Metody jeho oddělení od EKG matky - prostorové zprůměrnění. Fonokardiogram - základní vlastnosti popisu v časové a frekvenční doméně, vazba na EKG.
8. Variabilita srdečního rytmu (HRV) - princip vzniku. Způsoby popisu HRV a vlastnosti frekvenčního spektra ve vazbě na procesy řízení KVS a způsoby popisu HRV. Variabilita srdečního rytmu ve vazbě na další informace o činnosti KVS.
9. Signály elektrické aktivity mozku. Spontánní aktivita EEG. Rušení EEG. Vlastnosti v časové a frekvenční doméně. Spektrální hustota výkonu a algoritmy jejího výpočtu. Diagnostické vlastnosti frekvenčního spektra signálu EKG.
10. Grafoelementy EEG, jejich vlastnosti s časové doméně, detekce a využití v diagnostice. Mapy spontánní elektrické aktivity mozku.
11. Evokované potenciály. Kumulační metody pro odstranění šumu. Akusticky evokované potenciály. Vlastnosti, detekce významných útvarů a bodů.
12. Vizualně evokované potenciály. Vlastnosti a detekce významných parametrů.
13. Elektromyogram. Definice. Geneze. Snímání. Vlastnosti. Využití.
14. Okulografické signály. Vlastnosti v časové a frekvenční doméně, zpracování, diagnostické využití. Elektronystagmogram.

Na podporu jednotlivých přednášek byly připraveny jednak učební texty, jednak powerpointové prezentace, které jsou studentům FBMI přístupny na webové stránce předmětu [6].

4. Náplň cvičení

Laboratorní cvičení v duchu interdisciplinarit celého studia kombinují práci orientovanou na pořizování experimentálních dat s tvorbou počítačových programů v programovacím prostředí MATLAB[®], realizujících jednotlivé úlohy zpracování naměřených signálů.

První, měřicí fáze laboratorních úloh je realizována pomocí měřicích studentských systémů BIOPAC[®].

Náplň jednotlivých cvičení je následující:

1. Měření reakční doby - seznámení se se systémem BIOPAC, bezpečnost práce v laboratoři,
2. EMG - snímání signálu systémem BIOPAC v různých režimech, vazba mezi formáty dat BIOPAC vs. MATLAB, zobrazení nasnímaných dat v MATLABu
3. EKG - šumové složky signálu EKG, jejich nasnímaní za různých experimentálních podmínek a zobrazení;
4. EKG - vazba bipolárních končetinových svodů a zesílených svodů, algoritmy výpočtu elektrické osy srdce
5. EKG - výpočet frekvenčního spektra signálu - jeden srdeční cyklus, dlouhý záznam, spektra jednotlivých vln
6. EKG filtrace rušivých složek signálu - drift izolinie, 50 Hz, myopotenciály
7. EKG -detektor QRS
8. EKG & pulsová vlna (pletysmografický signál) - detekce maxima a minima v pletysmografické křivce
9. Variabilita srdečního rytmu (HRV) - popis signálu HRV, výpočet spektra
10. Spontánní elektrická aktivita CNS - EEG - snímání signálu za různých experimentálních podmínek, z různých míst
11. EEG - spektrální analýza
12. Dýchací křivky
13. Okulogram

Podrobné návody pro jednotlivé laboratorní úlohy jsou opět studentům k dispozici na webové stránce předmětu [6].

K vypracování koncepce předmětu a náplně přednášek byly použity především publikace [7] - [12], pro přípravu návodů k laboratorním úlohám se částečně využila firemní literatura firmy BIOPAC[®] [13], [14], částečně - pokud se týká nadstavbové části laboratoří zabývajících se metodami a algoritmy zpracování signálů – jsou návody původní.

5. Použitá literatura

- [1] http://www.feec.vutbr.cz/studium/stud_plany/stud_plan_M_2007-cz_1.html#O3
- [2] <http://www.feld.cvut.cz/education/bk/predmety/01/01/p10154.html>
- [3] <http://www.feld.cvut.cz/education/bk/predmety/01/44/p14443.html>
- [4] <http://kat455.vsb.cz/vyuka/osnovy/Zbiosig.htm>
- [5] http://www.fel.uniza.sk/www/referat_studijny_aktual/client-data/ucplan_2_3_4_5.pdf
- [6] <http://www.fbmi.cvut.cz/predmety/bbbs/>
- [7] Sörnmo, L., Laguna, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Amsterdam, Elsevier 2005.
- [8] Bruce, E.N. Biomedical Signal Processing and Signal Modelling. New York, J. Willey & sons 2001.
- [9] Baura G.D. System Theory and Practical Applications of Biomedical Signals. Piscataway, IEEE Press 2002.
- [10] Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals (Gevins, A.S., Rémond A. ed.) Amsterdam, Elsevier 1987.
- [11] Cohen, A. Biomedical Signal Processing. Vol I Time and Frequency Domains Analysis. Vol. II Compression and automatic Recognition. Boca Raton, CRC Press 1986.
- [12] Svatoš, J. Biologické signály I. Geneze, zpracování, analýza. Praha, Vydavatelství ČVUT 1992.
- [13] <http://www.biopac.com>
- [14] Biopac Student Laboratory Manual. PL.3.6.7-ML3.0.7-12012004, BIOPAC Systems Inc. 2004.

6. Poděkování

Náplň předmětu Biologické a lékařské signály, tvorba studijních materiálů i vybavení laboratoře biosignálů na ČVUT - FBMI byly podporovány řadou projektů MŠMT ČR a FRVŠ, zejména projekty FRVŠ č.3367/F3a/2006 „Biologické a lékařské signály“ a č.2413/Aa/2006 „Výuková laboratoř biosignálů“.

ANALYTICKÉ ÚLOHY VE VÝUCE CHEMIE

J. Zimová, R. Najmanová

ČVUT FBMI, Katedra biomedicínské techniky
zimova@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

V rámci této práce jsou uvedeny do praxe návrhy analytických úloh pro laboratorní cvičení z chemie bakalářského studijního programu „Biomedicínská a klinická technika“ na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Kladně. Cílem tohoto projektu je připravit pro studenty 1. ročníku ucelené návody a pomůcky k provedení laboratorního cvičení. Doplnění těchto návodů o mezioborové úlohy s vybavením stávající laboratoře.

Bylo navrženo pět úloh z analytické chemie s vybranou tematikou kvalitativní analýzy kationů, anionů a komplexů, a kvantitativní analýzy látek stanovovaných srážecí, acidobazickou či komplexotvornou titrací. Provedení těchto úloh bylo optimalizováno na dvě vyučovací hodiny běžného cvičení. K těmto úlohám byly vytvořeny přesné, optimalizované návody, včetně teoretického úvodu a testových otázek k danému tématu. K výuce laboratorních cvičení také neodmyslitelně patří schémata a nákresy jednotlivých postupů, aparatur a zařízení, které jsou připravené a které budou studenti využívat při vlastní práci na zadaných úkolech. Dalším přínosem této práce je vytvoření multimediální výukové prezentace k vybrané úloze, která by měla pomoci názorně přiblížit důležité zásady a úkony laboratorní práce.

Dalším krokem bylo využití přístrojového vybavení v podobě atomového absorpčního spektrofotometru a tedy rozšíření sbírky úloh o přístrojovou analytickou chemii. Tento přístroj je schopen detegovat stopová množství atomů kovů. Jako zkoumané vzorky byla použita vína z oblasti Čech i Moravy a porovnávány jejich obsahy kovů zejména mědi. Výsledky předběžných měření korelují s myšlenkou souvislosti obsahu mědi s hnojením, postřikem proti plísním a přírodními podmínkami v dané oblasti. Úloha není postavena na věcném zjištění faktů, nýbrž jako modelová situace pro úlohu z analytické chemie v laboratorních cvičení, u které ale studenti, podobně jako v závěru této práce, zhodnotí daný pokus jako projekt v souvislosti s předpoklady a s diskusí výsledků. Výstupem této části práce je další přesný, optimalizovaný návod, včetně teoretického úvodu a závěru.

Studenti by se tímto způsobem měli lépe seznámit s postupy práce, nutností čistoty a přesnosti v analytické práci, ale také s vyhodnocením analytických stanovení.

1. Úvod

V rámci tohoto příspěvku bych ráda představila práci našich studentů v laboratoři chemie, zvláště pak práci na týmových projektech, které jsou zaměřeny na návrh, přípravu a optimalizaci úloh pro laboratorní cvičení z chemie a biochemie s využitím analytických přístrojů. Zaměřila bych se na téma, které bylo zpracováno do finální podoby bakalářské práce, téma: Analytické úlohy ve výuce laboratorních cvičení z chemie a biochemie [1]. Tato práce je zaměřena na přípravu analytických úloh kvalitativních i kvantitativních. Bylo navrženo pět úloh z analytické chemie s vybranou tematikou kvalitativní analýzy kationů, anionů a komplexů, a kvantitativní analýzy látek stanovovaných srážecí, acidobazickou či komplexotvornou titrací. Provedení těchto úloh bylo optimalizováno na dvě vyučovací hodiny běžného cvičení. K těmto úlohám byly vytvořeny přesné, optimalizované návody, včetně teoretického úvodu a testových otázek k danému tématu. Stěžejní část práce je věnována využití atomového absorpčního spektrofotometru (AAS) pro účely výuky chemie. Součástí této práce jsou kromě výukových textů a návodů i plakáty a výuková prezentace s videoprojekcí jedné

ze zpracovaných úloh. Na konci tohoto příspěvku bych se také ráda věnovala dalším možným tématům, která jsou připravena pro další týmové projekty.

2. Návrh a optimalizace úloh pro laboratorní cvičení z chemie a biochemie

Důležitou podmínkou pro vypracování návrhů laboratorních úloh je dodržet daný výukový rozsah laboratorních cvičení z chemie, tzn. pouze dvou hodinová cvičení včetně přípravy a úklidu pracovního místa, a také široký záběr témat probíraných v základní přednášce z chemie, ke které tato cvičení náleží. Proto musí být navrhované úlohy jednoduché v provedení, ale musí demonstrovat co nejvíce informací probíraných v přednáškách. V anorganické chemii jsou tedy úlohy věnovány především vlastnostem jednotlivých prvků, převážně nekovů. Ukázky vlastností kovových prvků a jejich sloučenin, stejně jako vlastnosti některých organických látek, se již prolínají s úlohami kvalitativní analýzy a znalosti z obecné chemie jsou procvičovány v rámci úloh kvantitativní analýzy. Základní provedení těchto úloh vycházející z publikace *Chemické pokusy pro školu a zájmovou činnost* [2], je již druhým rokem vyučováno v prvním ročníku studia na FBMI v rámci studijního programu Biomedicínská a klinická technika.

Úkolem studentů v rámci týmových projektů a bakalářských prací je do těchto stávajících nebo do nově navržených úloh zapracovat postupně veškeré technické vybavení laboratoře. Ve vypracování nesmí chybět výukové texty o jednotlivých používaných látkách, principech měření či přístrojového zapojení, dle chemické, fyzikální či technické orientace studenta a samozřejmě podrobné návody a další učební pomůcky (plakáty, prezentace).

Mezi první takto upravené úlohy, publikované v citované bakalářské práci, která se podrobně věnuje pěti analytickým úlohám, patří acidobazické titrace z tématu acidobazické reakce. Zde vedle standardního využití acidobazického indikátoru pro stanovení bodu ekvivalence je možné využít pH metr a porovnat tak získané výsledky. Využití analytických vah je při kvantitativní analýze samozřejmostí. Správný postup vážení a odměňování látek je součástí výukové prezentace spolu s videoprojekcí úvodní úlohy tématu acidobazické reakce nazvané „Fontány“. Kvantitativní analýza je kromě acidobazické titrace zastoupena také v úloze „Komplexometrie“, kde studenti stanovují celkovou tvrdost vody chelatometricky. K oběma úlohám je vypracován plakát a nákresem titrační aparatury. Další dvě úlohy jsou věnované analytickým důkazům kationů kovů a anionů solí, nikoli však pomocí skupinových činidel, ale pouze ukázkami specifických reakcí látky a činidla. Organická analýza je naznačena v úloze „Složení bílkovin“. Zde studenti zkoumají přítomnost dusíku a síry v organickém materiálu.

Dále pak zcela nově navržená úloha, s využitím atomového absorpčního spektrofotometru Varian Duo, zatím jen stanovení plamenovou AAS (Varian typ AA 240FS), na téma: „Měření obsahu mědi ve víně“. Víno jako vzorek měření bylo vybráno jako kapalný vzorek, u kterého je minimalizována možná chyba způsobená převáděním vzorku do roztoku především u nezkušených studentů. Na druhém místě ve statistice činností, které vnášejí do měření největší chybu, bylo ředění vzorků. Bylo tedy nutné zjistit citlivost této metody a vybrat prvek, který má v dané kapalině obsah v rozmezí citlivosti atomové absorpční spektrometrie, tzn., že musí být vyšší než mez stanovitelnosti (0,00X – 0,0X mg/l) a nižší než desítky procent. Z těchto důvodů bylo víno vhodným vzorkem, zbývalo tedy vybrat vhodný stopový prvek. Byla vybrána měď, neboť se při ošetřování vinné révy používají látky měď obsahující, ale při běžných rozborech se obsah mědi nezjišťuje, proto by samotné stanovení mohlo být zajímavé i přínosné. Pro měď je na našem přístroji mez stanovitelnosti od 0,03 mg/l, což by měl překročit i přirozený obsah mědi ve vinné révě. Hygienický limit pro obsah mědi ve víně je 7 mg/l, což znamená, že ani horní hranice by neměla být dosažena. Posledním krokem bylo vybrat vhodné vzorky vín a provést měření. Zajímalo nás především, jak se na obsahu mědi projeví to, zda víno pochází z chráněné krajinné oblasti, kde není dovo-

leno používat chemická hnojiva a postřiky. Na obsah mědi ve víně má vliv i znečištění ovzduší a další důsledky lidské činnosti, které budou v chráněných oblastech méně významné.

Vybrána byla dvě vína, jedno z ekologického provozu v CHKO Pálava (eko), konkrétně Ryzlink rýnský ročník 2006 ze Šatova, vinařská podoblast znojemska. Druhé víno pochází z Kochovic u Mělníka (Mělník), Müller Thurgau ročník 2003, vinařská podoblast litoměřická. Byla provedena orientační měření a navržena kalibrace. Výsledky měření jsou v uvedené tabulce č. 1, převzaté z citované bakalářské práce [1].

Průběh a výsledky měření odpovídali předpokladům a takto navržená úloha byla optimalizována a byl vypracován přesný návod laboratorního cvičení pro studenty s použitými chemikáliemi, pomůckami a postupem, včetně náhledů do softwaru ovládajícího vlastní atomový absorpční spektrofotometr, podobně jako u ostatních úloh zpracovaných v citované bakalářské práci. Bakalářská práce také obsahuje nezanedbatelnou část teoretického přehledu kvalitativní, kvantitativní i přístrojové analytické chemie, který je možné s výhodou použít jako výukový text pro analytickou chemii i laboratorní cvičení, spolu s připravenými plakáty základních chemických aparatur a multi-mediální výukovou prezentací základních úkonů v laboratoři a vypracovanými otázkami k probíranému tématu.

Název vzorku	Koncentrace Cu mg/l
eko 1	0,0320
eko 2	0,0310
eko 3	0,0320
průměr eko	0,0317
Mělník 1	0,1640
Mělník 2	0,1630
Mělník 3	0,1650
průměr Mělník	0,1640

Tab. 1 Výsledky analýzy

3. Závěr

Tato práce byla prvním krokem ve využití přístrojového laboratorního vybavení v rámci laboratorních cvičení z chemie a bude důležitým studijním materiálem pro tato cvičení, spolu s výukovou prezentací základních úkonů v laboratoři a plakáty použitých chemických aparatur. Teoretická část této práce je velkým přínosem pro shrnutí analytické chemie pro potřeby studentů ke zkoušce z chemie, části analytické chemie.

Dalším možností pro týmové projekty bude zapracování např. UV/VIS spektrofotometru do cvičení z chemie, ale také navržení a optimalizace úloh pro budoucí cvičení z biochemie, kde se uplatní další technické vybavení laboratoře, jako jsou třepačky, lázně ultrazvukové i s termostatem, možné je připravit úlohu na elektroforézu atd., a tím pokračovat v možnosti rozšíření znalostí a dovedností našich studentů.

4. Použitá literatura

- [1] Najmanová, R.: Analytické úlohy ve výuce laboratorních cvičení z chemie a biochemie. Bakalářská práce, ČVUT Fakulta biomedicínkého inženýrství, 2007.
- [2] Čtrnáctová, H., Halbych, J., Hudeček, J., Šimová, J.: Chemické pokusy pro školu a zájmovou činnost., 1. vyd., Praha, Prospektum, 2000.

5. Poděkování

Tato práce vznikla za tématické a finanční podpory Rozvojového projektu na rok 2007, 8) Program na rozvoj přístrojového vybavení a moderních technologií, c) - tvorba multi-mediálních vzdělávacích pomůcek. Název projektu: Elektronická podpora výuky pro předměty Chemie, Fyzikální chemie a Biochemie na ČVUT.

PRŮTOKOVÉ SENZORY V BIOMEDICÍNĚ

J. Spišák

VŠB-TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky
jan.spisak@vsb.cz

Abstrakt:

Příspěvek se zabývá popisem a vlastnostmi diferenčního pneumotachografu pro měření objemového průtoku vzduchu konstrukčně upraveného pro použití při výuce v laboratorních úlohách zaměřených na aplikace snímačů a senzorů v biomedicíně.

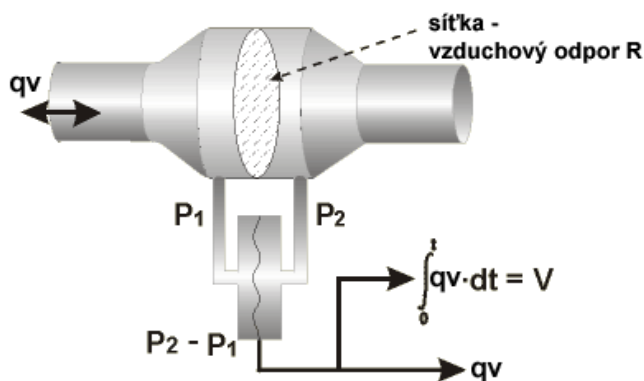
1. Úvod

Smyslem laboratorních úloh v předmětu Snímače a senzory v biomedicíně je seznámit studenty se základním principem činnosti použitých senzorů. Pro maximální názornost a jednoduchost zapojení dané laboratorní úlohy je třeba použitý snímač upravit do speciálního přípravku, doplněného o další obvody pro zpracování snímaného signálu, případně o obvody chránící senzor i celý přípravek proti zničení příčinou nesprávného zapojení (ochrana vstupů a výstupů). Pro takové účely byl vyvinut přípravek diferenčního pneumotachografu pro ukázkou měření průtokového objemu vzduchu při dýchání.

2. Rozbor

Dýchání je jedním z fyziologických projevů živých organismů. Jedná se o proces výměny plynů v plicích nebo o proces výměny plynů mezi krví a zásobovanými orgány. Díky pneumotachografu je možné tyto procesy posoudit z hlediska jejich kvality a aktuálních předpokládaných potřeb organismu. Pomocí diferenčního pneumotachografu je tedy možno měřit dechové objemy a průtoky. Kvalitu dýchání je možno posoudit podle spiogramu a podle plicních funkčních ukazatelů, jejichž měření, záznam a zpracování se souhrnně nazývá spirometrie nebo spirografie. [1]

Pneumotachograf s diferenčním manometrem měří průtok na základě snímání rozdílu tlaku mezi dvěma místy snímače. Existuje hned několik konstrukčních provedení, přičemž rozdíl tlaků se vždy vytvoří pomocí vzduchového odporu v podobě sítky nebo soustavy tenkých trubiček (viz obrázek obr.1). Tlak je potom měřen před a za vzduchovým odporem. Vzduchový odpor v provedení několika za sebou uložených rovnoběžných jemných kovových sítěk je osazen v Lillyho manometru, což je jeden z typů diferenčního manometru. Tento typ se používá jako součást anestetických a respiračních zařízení a v inkubátorech. Z těchto



Obr.1 Struktura diferenčního manometru
 (<http://www.spirxpert.com/technical2.htm>)

důvodů je snímač konstruován pro spontánní klidné dýchání a ne pro zátěžové měření objemového průtoku, jako je tomu u spirometrických měření. Hlavní rozdíl spočívá v konstrukci vzduchového odporu, který pro malé průtoky (do 1 L/s) vytváří téměř lineární závislost objemového průtoku q_v na rozdílu tlaků Δp .

Vzduchový odpor R je tedy definován jako rozdíl tlaku Δp , který odpovídá jednotkovému průtoku:

$$Dp = p_2 - p_1 = R q_v \quad (1)$$

Následně lze integrací objemového průtoku ve zvoleném časovém intervalu vypočítat objem nadechovaného nebo vydechovaného vzduchu tekoucího ventilačním zařízením pneumotachografu. Pro vzduchové odpory obecně platí, že musí mít dostatečně velký průměr, odpovídající maximálnímu měřenému průtoku. V opačném případě může docházet k turbulentnímu proudění vzduchu, při kterém již není závislost objemového průtoku na rozdílu tlaku lineární. Zároveň se snahou vytvořit dostatečně velký rozdíl tlaku se musí dbát na to, aby příliš velkým vzduchovým odporem nebyla omezena pacientova schopnost správně nadechnout a vydechnout. [1] [2]

3. Realizace a výsledky

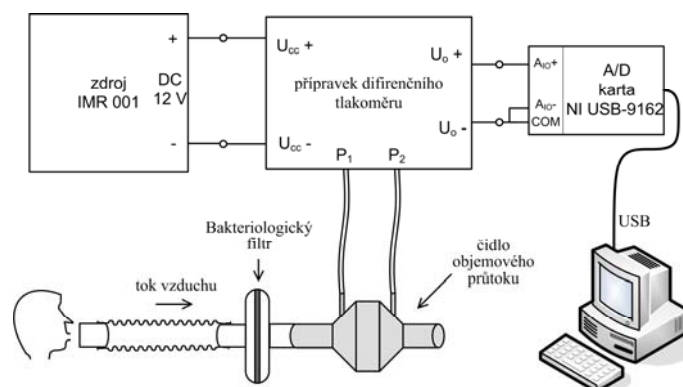
Základem celého zařízení přípravku je Lillyho diferenční manometr fy Hamilton Medical. Použitý senzor diferenčního tlaku Omega TX278-05D5V je konstruován pro měření rozdílů tlaků v měřicím rozsahu 1,25 psi, což odpovídá 8618,45 Pa (64,644 mmHg). Vstupní napětí senzoru je maximálně 10V. Při nastavení nulového rozdílu tlaků je na výstupu 5V, což

umožňuje měření rozdílů tlaků v obou směrech proudění snímačem objemového průtoku vzduchu. Pro přepočítání změřeného napětí na tlak je použita konstanta nastavená na diferenčním tlakovém senzoru propojkami na hodnotu 861,845 Pa/V, což rovněž odpovídá citlivosti snímače. Vzduchový odpor R [Pa.s.l⁻¹] čidla objemového průtoku 279331 Flow Sensor fy Hamilton Medical je přibližně 3000. Přípravek je použit v laboratorní úloze demonstrující princip činnosti anestetického nebo respiračního zařízení na operačním sále nebo jednotkách intenzivní péče. V úloze je úkolem změřit závislost výstupního napětí senzoru při měnění

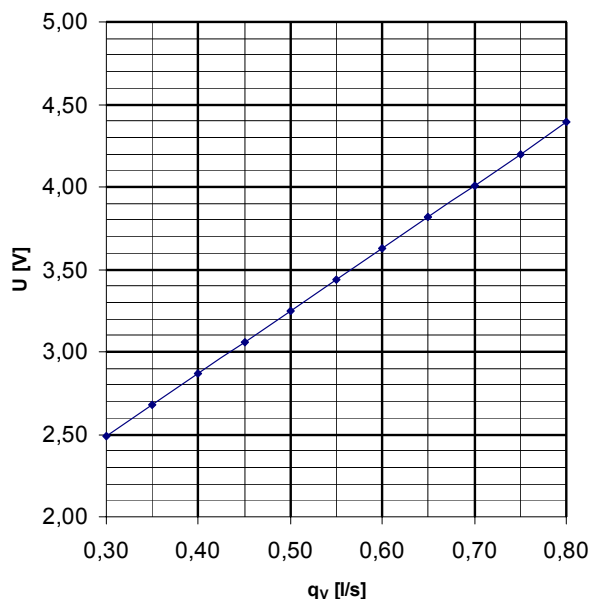


Obr.2 Přípravek diferenčního pneumotachografu

se rychlosti průtoku vzduchu. Hodnoty napětí jsou v dalším kroku přepočteny na hodnoty tlaku. Pro zaznamenání napěťové charakteristiky je výstup přípravku pneumotachografu připojen přes A/D převodník na PC.



Obr.3 Zapojení laboratorní úlohy



Obr.4 Závislost Uvýt senzoru na průtoku vzduchu

4. Závěr

Přípravek diferenčního pneumotachografu typu Lilly je použitelný díky své konstrukci i v dalších laboratorních úlohách demonstrující princip fungování průtokových senzorů v respiračních přístrojích na operačních sálech. Provedení všech přípravků v laboratorních úlohách zaměřených na snímače a senzory v biomedicině umožňuje snadné vzájemné propojení s minimálním rizikem poškození vlivem chybné manipulace. Taktéž je možno díky značné univerzálnosti přípravky vzájemně kombinovat pro použití v jiných laboratorních úlohách, než v zde prezentované.

5. Použitá literatura

- [1] Penhaker, M., Imramovský, M., Tiefenbach, P., Kobza, F.: Lékařské diagnostické přístroje, ISBN 80-248-0751-3.
- [2] Internetové stránky zabývající se spirometrií, www.spirxpert.com

6. Poděkování

Práce vznikla za podpory grantu ESF. Poděkování patří také Ing. M. Penhakerovi, Ph.D. a Ing. M. Imramovskému za spolupráci na projektu zaměřeném na rozvoj výuky na univerzitě.

ICT ŘEŠENÍ PRO SDÍLENÉ OBRAZOVÉ ÚLOŽIŠTĚ V TELEHEMATOLOGII

D. Schwarz*, M. Penka**, L. Dušek*

* Institut biostatistiky a analýz, Masarykova univerzita

** Fakultní nemocnice Brno, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita

schwarz@iba.muni.cz

Abstrakt:

Telehematologie je jedním z programů pro tvorbu multimediálních učebních pomůcek na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity. Zahrnuje vznik a využití webového archivu snímků a k němu připojených telehematologických stanic. Archiv má svou klinickou a edukační část. V klinické části je možno komplikovaný nebo nejasný nález přes společné úložiště předat jiným lékařům a formou rychlé výměny informací po síti s nimi nález probrat. V edukační části jsou snímky doplněny o nezbytné údaje tak, aby byl archiv využitelný pro interaktivní výuku včetně cenné možnosti efektivního samostudia. ICT řešení, které je popsáno v tomto příspěvku, se od roku 2007 stává také součástí meziuniverzitního projektu MEFANET, který řeší modernizaci a strategický rozvoj výuky lékařských oborů pomocí informačních technologií a telemedicíny. Projekt zahájil v této oblasti celorepublikovou efektivní spolupráci, která je otevřena všem lékařským fakultám v České republice.

1. Úvod

Hematologie je lékařský obor zabývající se krví a chorobami krve či krvetvorných orgánů. Soubor služeb telemedicíny zahrnující přenos vizuální informace v hematologii se obvykle označuje jako telehematologie [1].

Rozmach digitální fotografie spolu s rozšířením internetu s sebou přinesl do klinické praxe mnoho nových aplikací obrazové dokumentace, zejména v anatomické patologii [2] nebo v dermatopatologii [3]. První telehematologické průzkumy byly zaměřeny hlavně na využití lokálních nemocničních sítí a podporu rozhodování v klinické praxi [4]. Typické hematologické problémy jsou rozebrány v [5], kde je srovnávána přesnost telehematologické diagnostiky provedené formou prosté emailové komunikace a formou konferenčních technologií v reálném čase.

Cílem tohoto příspěvku je popsat ICT řešení programu Telehematologie na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity. Program byl iniciován ve spolupráci s několika hematoonkologickými centry v České republice v roce 2006 s cílem podpořit přístup studentů medicíny k digitální obrazové dokumentaci diagnostiky a léčby vážných chorob krve a krvetvorných orgánů. Od roku 2007 se program Telehematologie stal také součástí meziuniverzitního projektu MEFANET, který řeší modernizaci a strategický rozvoj výuky lékařských oborů pomocí informačních technologií a telemedicíny.

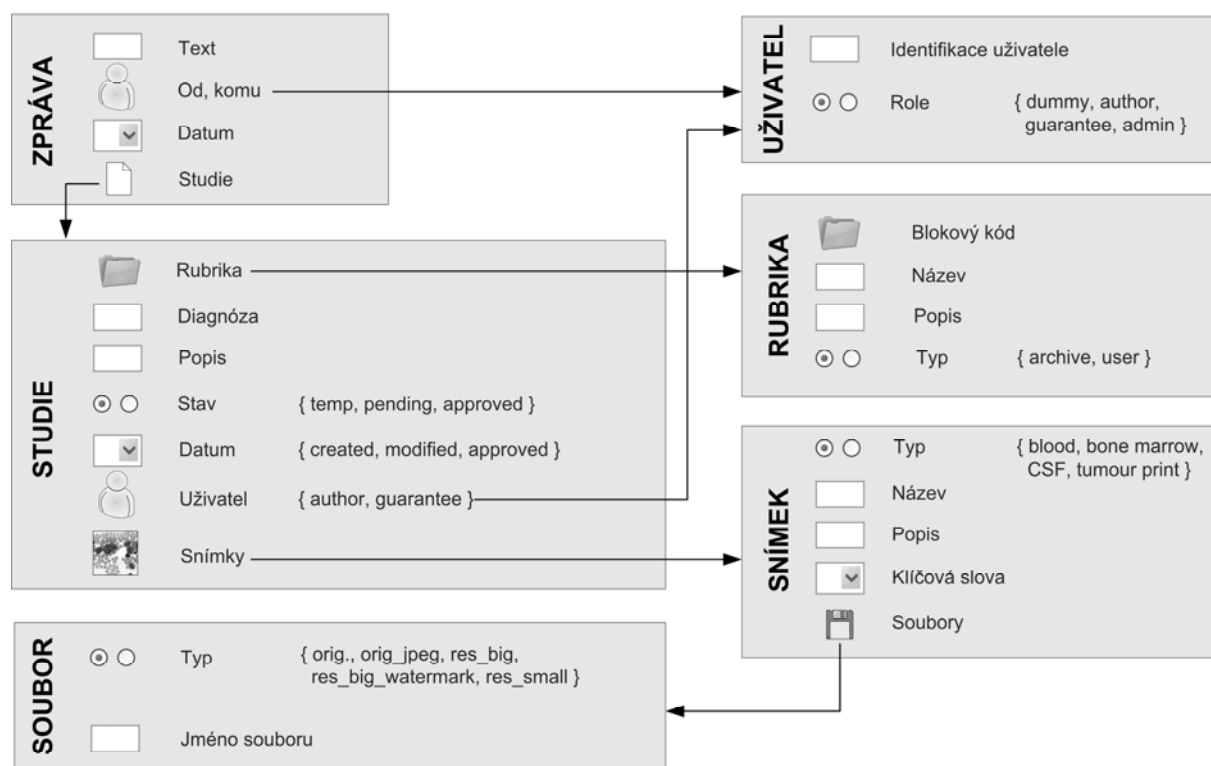
2. ICT v Telehematologii

Program Telehematologie sestává z klinické a edukační části. V klinické části je možno komplikovaný nebo nejasný nález přes společné úložiště předat jiným lékařům a formou rychlé výměny informací po síti s nimi nález probrat; snímky i diskuze jsou anonymní, bez identifikace pacienta. V edukační části jsou snímky doplněny o nezbytné údaje tak, aby byl archiv využitelný pro interaktivní výuku včetně cenné možnosti efektivního samostudia.

Telehematologickou pracovní stanicí se zde rozumí pracovní místo vybavené laboratorním mikroskopem s digitálním fotoaparátem nebo kamerou komunikující přes rozhraní USB nebo Firewire s běžným počítačem PC připojeným k internetu. Digitální kamera nebo fotoaparát je obvykle spojena s mikroskopem přes závit c-mount a dále přes optický adaptér

pro přizpůsobení zorného pole. Komunikace mezi kamerou a PC je řízena lokálním software, který je obvykle dodáván spolu s kamerou. Pro náročnější úpravy pořízených snímků je vhodné využít i mocnějších programů pro editaci rastrové grafiky. K zaslání snímků do sdíleného úložiště a jejich popisování postačí běžný internetový prohlížeč. Typická sestava zařízení v rámci programu Telehematologie zahrnuje laboratorní mikroskop Olympus BX41 (planachromatické objektivy 10× a 20× a fluotarový objektiv 100×), digitální kameru Artcam 300 MI (3 Mpx, až 46 fps, USB), optický adaptér U-TV0.5X, řídicí jednotku PC (Windows XP), software QuickPhotoMicro a volně distribuovaný obrazový editor GIMP.

Přestože existuje celá řada komerčních softwarových produktů pro sdílení obrazové dokumentace, byl v rámci programu Telehematologie vyvinut originální systém. Jedná se sdílené obrazové úložiště, které je implementováno ve formě webové aplikace, což umožňuje zapojení v podstatě kteréhokoli zainteresovaného a vybaveného hematologického pracoviště. Hlavní komponenty úložiště jsou na obr. 1.



Obr. 1 Zjednodušené schéma sdíleného obrazového úložiště v programu Telehematologie. Jsou zde uvedeny pouze vybrané objekty a jejich vzájemné vztahy.

Obrazová sbírka je organizována ve stromově hierarchické struktuře. Jednotlivé větve reprezentují buď osobní složky zapojených uživatelů v režimu vzdálených konzultací snímků, nebo diagnózy v režimu edukačního obrazového atlasu. Ve druhém případě byla jako taxonomie atlasu zvolena taxonomie chorob krve dle WHO. Stromová struktura je realizována pomocí blokového kódu, jenž umožňuje libovolně hluboké větvení.

Studie zahrnuje sadu snímků pořízených z jednoho případu. Studie tedy reprezentují vizuální informaci o konkrétních diagnózách u jednotlivých pacientů. Kromě samotných snímků obsahují studie také volný textový popis případu. Počet snímků asociovaných ke studii není limitován. Každý snímek je identifikován názvem souboru, textovým popisem a parametrem nabývajícím jednu hodnotu z výběru: periferní krev, kostní dřeň, mozkomíšni mok, otisk tumoru. Dále může být ke každému snímku asociován libovolný počet klíčových

slov vybraných z předem nadefinovaného tezauru. Tato vlastnost je výhodná z hlediska rozšířeného vyhledávání v úložišti. Přidávání klíčových slov z tezauru je implementováno formou interaktivního našeptávače, jenž průběžně upřesňuje seznam vyhledaných slov na základě zadávané fráze. Pro tvorbu našeptávače bylo využito technologie AJAX, aby se předešlo neustálému znovunačítání stránky s formulářem studie.

Snímky jsou v úložišti uchovávány v několika verzích: 1) původní soubor, 2) kopie s původním rozlišením převedená do formátu JPEG, 3) převedená kopie v rozlišení VGA (šířka snímku 640px), 4) převedená kopie v rozlišení VGA opatřená vodoznakem a 5) zmenšenina obrázku s delší hranou dlouhou 75px. Veškeré operace nad snímky jsou prováděny automaticky bez zásahu uživatelů, kteří tak mohou zasílat snímky v libovolném formátu. Převody formátu, převzorkování snímků i opatření vodoznakem je prováděno pomocí volně distribuovaného programu ImageMagick. Počítač, na kterém je aplikace provozována, je vybaven operačním systémem Linux, web serverem Apache a databázovým serverem MySQL. Vlastní programy sdíleného úložiště jsou napsány s využitím skriptovacího jazyka PHP.

Uživatelské role ve sdíleném úložišti jsou následující: 1) Author: uživatel může vytvářet nové studie, editovat vlastní existující studie ve stavu TEMP a PENDING. Uživatel může dále posílat zprávy dalším autorům nebo garantům a tyto zprávy asociovat ke konkrétním studiím. 2) Guarantee: uživatel kontroluje studie ve stavu TEMP, tj. studie, které jejich autoři označili jako dokončené. Uživatel může změnit stav studie z PENDING na APPROVED. Uživatel může pracovat se zprávami stejným způsobem jako autor. 3) Dummy: koncový uživatel sdíleného úložiště, který si může pouze prohlížet studie ve stavu APPROVED. Uživatelův pohled je omezen jen na převedené a převzorkované snímky. Zcela anonymní uživatelé mohou vidět jen snímky opatřené vodoznakem. 4) Administrator: uživatel s neomezenými právy, který provádí dohled nad úložištěm. Uživatel může rozšiřovat a editovat tezaurus s klíčovými slovy a měnit stromovou strukturu obrazové sbírky podle pokynů garantů.

Všechny role kromě těch administrátorských a mohou být uživatelům přiřazeny nejen obecně na celý atlas, ale také jen na vybrané podmnožiny stromové struktury.

3. Praktické aspekty

V iniciální fázi programu Telehematologie se ukázala celá řada obtíží, které bylo nutné vyřešit. Za nejdůležitější komponentu z hlediska ICT bylo považováno stabilní a uživatelsky přívětivé rozhraní sdíleného obrazového úložiště, a tak se očekávaly největší obtíže právě při jeho vývoji. Nakonec se však ukázalo, že nejkritičtější hlediskem je kvalita pořizovaných snímků. Většina z testovaných CCD a CMOS kamer vyžadovala provést v pořízených snímcích následné úpravy z důvodu chybného vyvážení bílé barvy. Snímky s nevyrovnanou směsí primárních barev (červená, zelená, modrá) nejsou jednak vhodné pro výuku a dále ani nemotivují hematologie k dalšímu rozšiřování obrazové sbírky a ti pak nevyužívají vyvinutých komponent projektu ani pro vzdálené konzultace mezi pracovišti. Tento zásadní problém se podařilo částečně vyřešit zavedením pokročilé editace snímků v prostředí GIMP, ovšem za cenu větší časové náročnosti operací nutných k zaslání snímků do úložiště.

Význam projektu Telehematologie tkví v možnosti zpřístupnit studentům medicíny dobře organizovanou a popsanou sbírku snímků z mikroskopu, které mohou využít jak v pregraduálním, tak i v postgraduálním stupni studia, a to v celé řadě disciplín, jako jsou např. hematologie, biologie, histologie, anatomická patologie, onkologie atd. Webově orientovaná povaha ICT řešení programu Telehematologie umožňuje využití nasbíraného obrazového materiálu jak v kontaktní výuce, tak i pro účely samostudia.

Studenti a pedagogové Lékařské fakulty Masarykovy univerzity využívají pro hledání multimediálních podkladů pro výuku na fakultním vzdělávacím portálu

<http://portal.med.muni.cz>, který je podrobně popsán v [6]. Mezi mnoha jinými je zde odkázán i popsán program Telehematologie.

4. Závěr

V tomto příspěvku byl prezentován program Telehematologie na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity, a to hlavně z pohledu jeho ICT řešení. Mimo jiné byly zmíněny i klíčové problémy související s kvalitou pořizovaných snímků.

Nejoriginálnější komponentou vyvinutého sdíleného obrazového úložiště z hlediska uživatele je tezaurus klíčových slov implementován ve formě interaktivního našeptávače. Díky němu není nutné při tvorbě studií v atlasu listovat v dlouhých seznamech nebo zdlouhavě hledat v knihách, aby byl nalezen správný termín.

Velká část zde popsaného řešení pro sdílené obrazové úložiště je využívána i v dalších e-learningových aplikacích na Masarykově univerzitě, jako je např. Digitální mamografický atlas se zaměřením na diagnostiku karcinomu prsu, atlasy představující aplikace perorální kamery ve stomatologické chirurgii nebo využití 3-D vizualizace intrakraniálních procesů ve výuce neurochirurgie.

5. Použitá literatura

- [1] Beolchi, L.: Telemedicine Glossary, European Commission. Bruxelles, 5th edition, 2003.
- [2] Leong, F. J., Leong, A. S.: Digital Photography in Anatomical Pathology. *Journal of Postgraduate Medicine*, 50 (2004), pp. 62–69.
- [3] Feit J., Kempf, W., Jedlickova, H., Burg G.: Hypertext Atlas of Dermatopathology with Expert System for Epithelial Tumors of the Skin. *Journal of Cutaneous Pathology*, 32 (2005), pp. 433–437.
- [4] Mitsuhashi T., Kakai Y., Aral T., Shimizu N., Watanabe K.: Telehematology Trials Using the Sysmex LAFIA, Blood Cell Image Viking System. *Sysmex Journal International*, 10 (2000), 77–84.
- [5] Luethi U., Risch L., Korte W., Bader M., Huber A.R.: Telehematology: Critical Determinants for Successful Implementation. *Blood*, 103 (2004), pp. 486–488.
- [6] Dušek, L., Schwarz, D., Ráček, J., Brabec, P., Mužík, J., Regner, B., Žaloudík, J.: Information and Communication Technologies in Education at the Faculty of Medicine of Masaryk University. In: *Proc. of Information and Communication Technology in Education*. University of Ostrava, 2006, pp. 15–21.

NÁSTROJE PRO POŘIZOVÁNÍ A SPRÁVU MULTIMEDIÁLNÍCH VÝUKOVÝCH MATERIÁLŮ

J. Ráček

Institut biostatistiky a analýz MU

Příspěvek představuje nově vytvořený soubor softwarových nástrojů, které vznikly v rámci evropského projektu V3 (Versatile Vocational and education training Vehicle), za účelem zefektivnění a zkvalitnění tvorby multimediálních výukových materiálů. Stěžejní komponentou je software, který pořizuje videozáznam z dění na pracovní ploše počítače. Toto je využíváno především pro online pořizování záznamů přednášek a řešení praktických příkladů při výuce předmětů využívajících práci s počítačem. Pořízený videozáznam je následně synchronizován se zvukovým záznamem hlasu přednášejícího. Zvuk je snímán pomocí standardního mikrofону připojeného k počítači nebo skrze hlasové zařízení připojené přes bluetooth rozhraní. Takto pořízená videa lze dále pomocí metadat kombinovat a synchronizovat s klasickými prezentacemi ve formátu MS PowerPoint. V závěru příspěvku jsou představeny kroky vedoucí ke zřízení archivu multimediálních výukových materiálů, což je společnou aktivitou sítě vysokých škol z Belgie, Česka, Francie, Lucemburska, Německa a Slovenska.

BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA I

MULTICHANNEL ECG MEASURING SYSTEM FOR BODY SURFACE POTENTIAL MAPPING

S. Karas, E. Hebláková, V. Rosík, M. Tyšler

Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Bratislava
umerkara@savba.sk

Abstract:

Aim of the work was to develop and test a low cost multi-channel ECG measuring system for body surface potential mapping using up-to-date hardware and software technologies and to check its applicability for noninvasive ECG diagnostics. Hardware of the system consists of a set of active electrodes, a data acquisition unit and a host personal computer used for measurement control, data recording and subsequent processing and analysis of measured ECG signals. Software for both, the measurement control and subsequent data processing and analysis was developed using Matlab. To control the USB interface circuit in the measuring unit, Matlab's ability of generic DLL calling was employed to communicate with the supplied USB driver for Windows. Friendly graphical interface of the system enables multiple users to create password protected accounts and to save their specific profiles with desired settings of parameters. Visualization of recorded signals is possible in single common window or in individual windows during the measurement; patient personal data are stored in a text file, measured and pre-processed ECG signals are stored as GDF (general data format for biosignals) files. Signal processing routines include ECG filtering, baseline correction, signal averaging, heart rate evaluation and interactive detection of ECG waves and time instants. Mapping routines enable computation and visualization of 2D or 3D body surface potential or isochronal maps. For further interpretation of measured ECG signals, calculation of integral, departure or difference integral maps is available. Mapping system in configuration with 64 measuring channels was tested recently. It enables recording of arbitrary sets of the standard 12-lead ECG, Frank VCG and one of the mapping lead sets. Preliminary tests with 1 kHz sampling frequency showed that the noise amplitude approached $3 \mu V_{rms}$ (comparing to theoretically estimated value with active electrodes of $1.5 \mu V_{rms}$), what still seems acceptable for diagnostic utilization of measured maps.

1. Introduction

Body surface potential (BSP) mapping is a non-invasive electrocardiographic method enabling more precise diagnostics of cardiac diseases based on detailed registration of surface cardiac potentials using high number of sensing electrodes. Information contents in BSP maps obtained from 24 to 240 leads is greater than that of commonly used standard 12-lead ECG or Frank VCG. Analysis of measured BSP maps can be used to obtain valued diagnostic information. In this paper, a newly developed high resolution ECG mapping system is introduced.

2. Methods and results

2.1 ECG mapping device

Based on previous experience with BSP mapping devices [1], a battery powered ECG mapping system ProCardio-8 (Fig. 1) was developed to get high quality multi-channel ECG recordings necessary for BSP diagnostics and utilization as input data for inverse solutions [2]. The system consists of a set of active electrodes, a data acquisition system and a hosting personal computer used for measurement control, processing of measured data and their analysis and electrophysiological interpretation. ECG signals are sensed by active electrodes formed by disposable passive Ag-AgCl electrodes attached to active adapters by electrode snaps. Each electrode contains a thermally compensated amplifier made in SMD technology. Its high input and very low output impedance effectively reduces disturbing signals induced often in the electrode cables. Use of quality disposable Ag/Ag-Cl electrodes guarantees low

noise, minimal polarization potentials and eliminates risk of patient infections. The data acquisition system is placed in a patient terminal box and connected to the USB port of the host personal computer. Its small geometric dimensions (14x19x20 cm) minimize the coupling with the environment in the examination room. The data acquisition system is configured to record ECG signals simultaneously from 64+4 leads (expandable to 128+4 leads). System is modular, standard input board has 16 input analog channels connected to two robust 24-pin Centronix connectors. One 4-channel input board is used for recording of signals from limb leads R, L, F. This board is equipped with circuitry for the common mode sense electrode (CMS) and driven right leg electrode (DRL). All signals are measured relatively to CMS electrode that can be attached to the patient's body so that the interference from the common mode is minimal, the DRL electrode is used to provide "active grounding" of the patient.

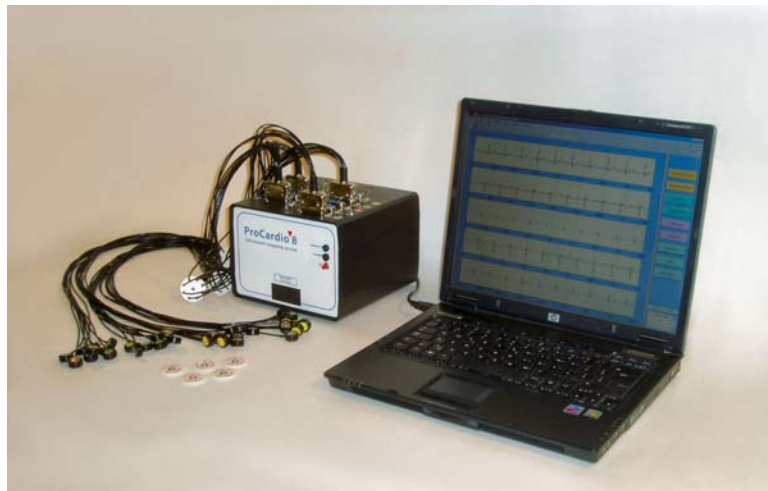


Fig.1 Photo of the ProCardio 8 mapping device

Current limiting resistor in the DRL circuit protects the patient against possible electrical defects in the amplifiers and further reduces the common mode voltage. In case that one active electrode would break down and become shorted to the power supply voltage, function of the DRL results in a maximum error current of 50 μA which complies with the value specified for the IEC-601 CF type isolation used in Europe. (Value of the resistor can be changed to achieve maximal current of 10 μA and to comply with the US standards). Additional patient protection in the data acquisition module prevents stray current to flow through the patient body despite of the DRL current limiter in case if two electrodes would fail and short to opposite supply rails. This protection disables power supply if such failure is detected. Each measuring channel is equipped with a DC-coupled instrumentation amplifier with a fixed gain of 105 and a 22-bit sigma-delta A/D converter (Analog Devices AD7716). Sampling frequency can be selected in the range between 125 and 2000 Hz resulting in effective dynamic converter resolution between 19 and 16 bits. The data acquisition system is controlled by Fujitsu MB90340 microcontroller. Its 3V power supply with internal regulator offers advantageous solution in terms of electromagnetic interference and power consumption. On chip flash memory gives enough space for the controlling software. Four UARTs and a DMA controller are used to manage the multi-channel measuring unit and to communicate with the host PC. Microcontroller streams the serial data from sampled analog channels and sends them to the host PC. Selection of measured channels and proper formatting of digitized data with several possible byte lengths is controlled by commands received from the host computer. Communication with the host PC over an USB FIFO circuit (FT245R from FTDI) provides bidirectional data transfer with rates of up to 1 MB/s. To further minimize the capacitive coupling

between the patient terminal and the host PC and to guarantee patient safety a fibre optic USB extension cable is inserted between the patient terminal and the USB port of the host PC. The optical fibre link together with battery power supply of the patient terminal provides complete patient safety with leakage currents well below the permitted limit ($1 \mu\text{A}$). The patient terminal is powered by a rechargeable Li-ion battery module. Due to the advanced power management controlled by the on-board microcontroller the system can work at least one working day before the battery has to be replaced or recharged.

2.2 Application software

ProCardio 8 application software for PC is running under Windows/XP. Real-time ECG data acquisition program sets the working mode of the data acquisition system, checks the electrode contacts, reads and stores the data stream with measured ECG signals from selected channels and simultaneously displays them on the PC screen. Measured and processed data are stored as GDF files (general data format for biosignals) in selected directory. The application was developed in Matlab. Using its ability of generic DLL calling, communication with the USB port is based on the external D2XX driver that consists of a Windows WDM driver (communicates with the USB FIFO in the mapping device via the Windows USB stack) and a DLL library of functions (interfaces the PC application software to the WDM driver) [3,4]. Example of user interface of the data acquisition program with monitored ECG signals acquired from 24 leads is shown in Fig. 2 a), in Fig. 2 b) is surface potential map enabling to follow the potential dynamics during myocardium depolarization.

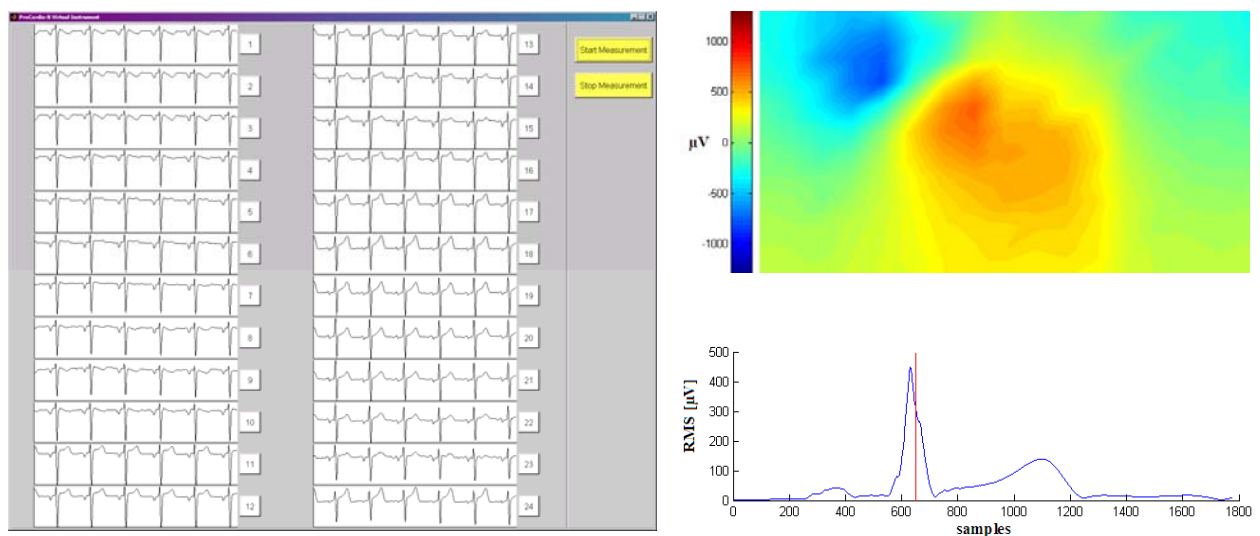


Fig.2 a) ProCardio 8 measurement window with ECG signals from 24 leads; b) Body surface potential map for one time instant during depolarization and RMS signal

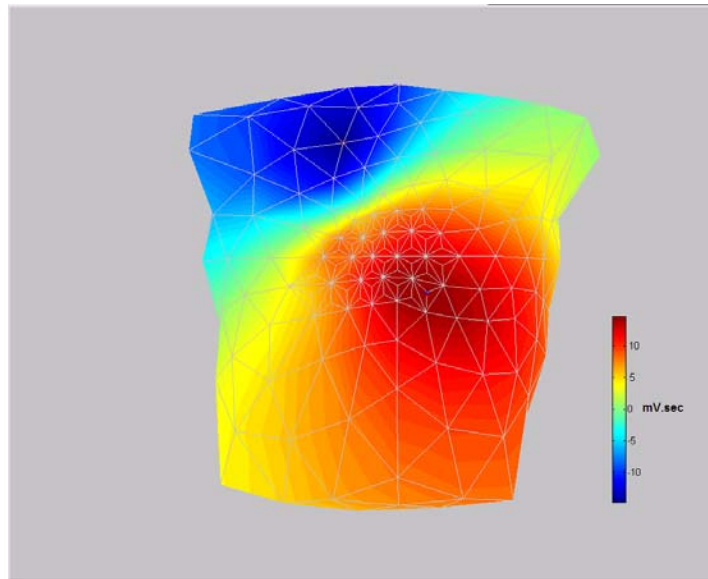


Fig.3 Screen shot of a mapping window with a QRST integral map projected on a model of patient torso

3. Discussion

Several hardware and software alternatives were considered during the device development, e.g. Ethernet (including wireless) versus USB interface between the device and PC or Matlab versus LabView software environment for real time measurements, to name just two of them. Current design provides required parameters with the use of available technological, software and human resources. Modularity of the whole design enables to change partial hardware and software solutions if more advanced tools will be accessible or available.

4. Conclusions

Development of a high resolution measuring device was necessary prerequisite for thorough experimental testing of the non-invasive diagnostic electrocardiographic methods that are being developed in the Institute. First experience with its ability to provide low noise multi-lead ECG data proved correctness of the design. However, to exploit its full potential and prepare it for work in medical environment, completion of the user friendly interface and its full integration with the developed methods is still necessary.

5. References

- [1] Rosik V, Tysler M, Jurko S, Raso R, Turzova M 2002 Cardio 7 - Portable System for High Resolution ECG Mapping *Studies in Health Technology and Informatics*. **90** 41-46.
- [2] Tyšler M., Turzová M., Švehlíková J., Hebláková E.: Noninvasive identification of ischemic lesions in the heart. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, **4**, 2005, 124-127.
- [3] D2XX Programmer's Guide. Future Technology. Devices International Ltd., 2005.
- [4] Hanselman D., Littlefield B.: *Mastering Matlab 7*. Prentice Hall, 2005.

6. Acknowledgements

This work was supported by grants 2/7092/27 from the VEGA grant agency and APVV-51-059005 from the APVV agency.

SYSTEM FOR EVALUATION OF BIOPHYSICAL PARAMETERS FROM EXPERIMENTS ON ISOLATED ANIMAL HEARTS

J. Švehlíková, S. Karas, V. Rosík, M. Tyšler

Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Bratislava, Slovakia
umersveh@savba.sk

Abstract:

Biomedical measuring device connected to a computer by Ethernet-based network was designed and built. It enables to measure triples of selected biosignals such as electrocardiogram, blood pressure or drug dosage and determine their required biophysical parameters. Programs for data processing and evaluation including amplitude, shape, time and frequency or correlation analysis were developed using the MATLAB environment.

1. Introduction

The Langendorff measuring system suitable for „in-vitro“ investigation of the isolated heart of small animals, such as rat, guinea-pig or hamster, is used for evaluation of the potential response of myocardial cells evoked by pharmacological stimulation. For evaluation of biophysical parameters from the experimental setup, BioLab-F device is attached to electrical outputs of electrodes, blood pressure sensors and flowmeters of the above mentioned system and enables long time monitoring and digital recording of the measured experimental data and their further advanced off-line processing.

2. Materials a Methods

BioLab-F device

BioLab-F device is based on the recently developed concept of distributed modular system for biophysical examinations - BioLab. It consists of a set of smart sensors connected to a controlling PC via the Ethernet network [1],[2]. The configuration of the system can be local or distributed depending on the requirements of the end user.

Signal conditioning module of each BioLab smart sensor is specific for particular biophysical experiment or examination. Their common part is built around the Analog Devices AD μ C812 microconverter. To integrate the sensors into a modular Ethernet – compatible system, RS 232C to TCP/IP converter module with an RJ-45 Ethernet connector is included in each sensor. For safety reasons, optical isolation between the converter module and AD μ C812 guarantees separation of the device from the Ethernet.

The BioLab-F device is designed as a 3-channel sensor. It allows monitoring and recording of two types of signal triples: (1) electrogram from the heart (ECG), left ventricular pressure (PS1) and drug dosage (DD) or (2) ECG and two pressure signals (ventricular pressure PS1 and pressure PS2). ECG signal is sensed by 2 monopolar Ag-AgCl electrodes specially designed to capture electrograms from the surface of isolated animal hearts. Differential signal with a peak-to-peak amplitude of about 10 mV is recorded. Gain of the ECG channel can be set in the range from 0 to 1000 with the step of 10. The pressures are measured by the biological press sensor Tesla LMP 160 and electromanometer Tesla LDP 186 in range 0-20 kPa or 0-40 kPa respectively (20kPa/1V or 40kPa/1V \pm 1%). Output signal from electromanometer is connected to appropriate input of the BioLab-F device. The gains of pressure channels PS1, PS2 can be set from 0 to 10 with the step of 0.1.

In the case of the alternative experiment arrangement when the drug dosage signal DD is recorded instead of PS2 pressure, the third channel of BioLab-F device is switched to the output of a drop-type flowmeter designed in the Institute of Experimental Pharmacology, Slo-

vak Academy of Sciences. Calibrated 30 μ l drops are sensed as electrical TTL impulses about 5 ms wide.



Fig.1 Sensor BioLab-F

To avoid signal interference, linear optoisolating element in each measuring channel provides galvanic separation of the „in vitro“ part of the experiment from other measuring devices. The AD μ C812 microconverter provides optimal gain setting in each channel. This facilitates effective utilization of the A/D converter range and maximal signal resolution. All three signals are sampled with frequency 1kHz or 500 Hz. Sampled data are sent via the Ethernet to a host PC where they are saved to disk for later off-line processing.

BioLab-F application software for biosignals measurement

The measuring software is a 32-bit application running under Windows XP operating system, developed in MS Visual C++ and using Microsoft Foundation Class library with graphical user interface. It was designed for long-term measurements with on-line direct-to-disk recording and simultaneous signal visualization. Using a simple communication protocol with BioLab-F built-in low-level software, the measuring program offers options for setting and adjustment of such parameters as sampling period and length of measurement. It also allows the user to adapt the gain of amplifiers for optimal signal resolution and appropriate visualization on display.

The measuring software uses a client-server architecture and data are transferred to the host PC over the Ethernet using the TCP/IP network protocol. Measured data (Fig.2) are continuously monitored on the PC screen and simultaneously saved to PC hard disk. After measurement termination they can be processed by a separate data processing program.

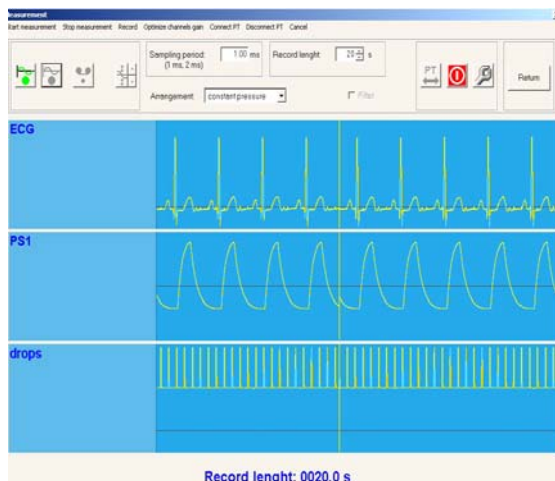


Fig.2 Measuring window



Fig.3 Data processing window

BioLab-F application software for off-line data processing

Graphical User Interface system for signal processing and analysis of measured signals was developed in Matlab environment. It is based on combination of traditional graphical user interface development components and options and “switch – case” method of programming. Because there are two types of experiments, different groups of three raw measured signals are processed in both experiment setups (see Tab.1):

Experiment	Channel 1	Channel 2	Channel 3
1	ECG	left ventr. pressure PS1	pressure PS2
2	ECG	left ventr. pressure PS1	drug dosage

Tab.1 Different types of signals processed in two possible experiment setups

Considering a special character of recorded signals and comfort of the user, basic and some type of advanced digital signal processing (DSP) methods were implemented. Methods for signal processing and analysis in time and time-frequency domain include: simultaneous tracing of selected signals, zooming, soft and hard tresholding with optional user modification of threshold criteria, filtration by finite impulse response (FIR) type filters, time derivation of signals, searching for defined type of events in time domain, basic statistics of signals properties, compressed spectral arrays (CSA), etc.



Fig.4 Selected part of ECG signal and its spectrogram

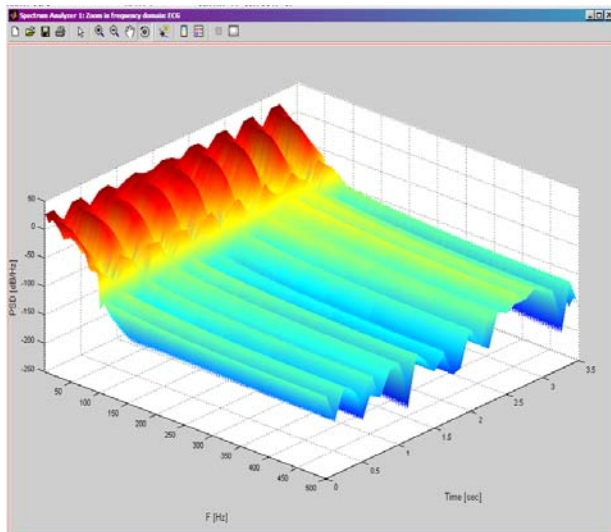


Fig.5 Three-dimensional projection of PSD of selected part of ECG signal

3. Results

The developed system was tested using a function generator simulating signals of electrogram, left ventricular pressure and perfusion pressure or drug dosage. Example of meas-

The results of signal analysis are automatically generated, their format can be modified by the end user and inserted into a final protocol of the experiment. One example of the possibilities of the developed application software is shown in Fig. 3.

In signal windows (top to bottom) electrogram signal ECG, left ventricular pressure signal PS1, derivation of PS1 signal and signal of drug dosage DD can be seen. The selected part of displayed ECG signal with its spectrogram is depicted in Fig. 4 and its three-dimensional projection of $PSD(t, f)$ is depicted in Fig. 5. Combination of these alternative displays can be used for more detailed study of dynamics and especially characteristic features of examined signals so it is possible to examine changes of frequency component during time. These changes could be generated as response to specified pharmacological stimulation and so various physiological phenomena should be analyzed and quantified by more appropriate way.

ured testing signals is shown in Fig. 2 and their processing in Fig.3. The system will be used in the Institute of Experimental Pharmacology for long-term biophysical experiments on small isolated animal hearts. It is expected that implemented analysis of dynamics of measured signals (Fig. 4) allows to reveal new dependencies between the tested pharmacological agents and biophysical parameters of the heart function.

4. Discussion and Conclusions

BioLab-F device can substantially increase the precision of measurements in biophysical experiments and also the possibilities and comfort of consecutive data processing and analysis. The MATLAB environment enables the system to be opened and modular, so it is flexible for implementation of another special algorithms for DSP.

The concept of the device uses real-time data transmission over the Ethernet network. This may cause some problems if the device is used in very busy network and there are too many requirements for Ethernet connection from other computers or applications. Anyway, separate Ethernet cable connection between BioLab-F and host PC will avoid such difficulties.

Similar devices are also commercially available and some of them offer wide data processing possibilities. On the other hand their multifunctionality is the reason of their much higher cost and more difficult mastering by a common user.

The advantage of our device is its low cost and possibility to use it with the existing experimental setup. Its tailored data processing and evaluation reflects specific requirements of the user and its open software architecture offers the possibility to develop and implement new approaches to physiological signals analysis.

In the future we would like to develop and implement another special methods for tracing of a non-stationary amplitude and frequency modulation and multimodal dynamics of measured signals based on the Wavelet transformation [3]. They have a potential to reveal new information about the factors underlying the examined phenomena of performed pharmacological experiments.

5. References

- [1] Rosík V., Tyšler M., Ždiňák J., Rášo R.: Modular Measuring System for Biophysical Examination. Proc. of the 4th Int. Conf. on Measurement, Smolenice, Slovak Republic, June 15-19, 2003. VEDA Bratislava, 2003, 242 – 245. ISBN 80-967402-6-1.
- [2] Ždiňák, J. - Rosík, V. - Tyšler, M. – Švehlíková, J.: BioLab System for Assessment of the Thyroid Gland Functional State. In: MEASUREMENT 2005. 5th International Conference on Measurement. Bratislava, Slovak Republic, Institute of Measurement Science, SAS, 2005, 203-207.
- [3] Addison S Paul, J.N. Watson: Secondary Wavelet Feature Decoupling (SWDF) and its use in Detecting Patient Respiration from the Photoplethysmogram. Annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, 17-21 September 2003.
- [4] Paul S Addison: The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance: Part 6 – Medicine. IOP Publishing Ltd 2002.

6. Acknowledgements

We thank to Dr. Narcisa Tribulova and Dr. Vladimír Knezl for their valuable comments as potential users of the system. The work described in the paper was supported in part by grant 2/7092/27 from the VEGA grant agency.

DATALOGGER PRO MĚŘENÍ FYZIOLOGICKÝCH VELIČIN

K. Malý, P. Kolman

ČVUT - katedra kybernetiky, Praha
malyk1@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Príspevek se zabývá snímáním biologických signálů, jejich záznamem a bezdrátovým přenosem. Bylo vytvořeno mobilní zařízení schopné měřit, zaznamenávat a bezdrátově přenášet data. Zařízení je realizováno pomocí mikrokontroléru PIC a umožňuje přenos dat rozhraním Bluetooth v reálném čase, nebo záznam na paměťovou kartu SD společně s časovou značkou. Bezdrátová Bluetooth technologie umožňuje zobrazovat a zpracovávat měřená data na PC, mobilním telefonu či PDA. K dispozici je také USB rozhraní pro přenos dat. 13 A/D převodníků, které jsou součástí mikrokontroléru, umožňuje připojit senzory na měření EKG, teploty, kožního odporu, akcelerometru, sensorů pro měření dýchání, krevního tlaku, EEG a jiných. V současné době byly provedeny experimenty se snímáním srdeční aktivity, teploty a kožního odporu a dále datalogger nachází uplatnění při měření EEG spojeném s diagnostikou nespavosti.

1. Úvod

Přenosné zařízení (*Obr. 1*), které je založeno na open-source technologiích a jehož spotřeba se pohybuje v desítkách mA, poskytuje potenciál několikadenního záznamu dat [4], případně jejich přenos až do vzdálenosti 100 m. Na paměťovou kartu o kapacitě 512 MB lze zaznamenat například 70 hodin dat ze čtyř 10-ti bitových AD převodníků při vzorkovací frekvenci 250 Hz. Univerzálnost řešení poskytuje prostor pro propojení s libovolnými senzory, které jsou vyvíjeny nezávisle na dataloggeru, jako jsou otáčkoměry, mikrofony nebo světelné senzory. Úkolem dataloggeru je mobilní sběr dat z 10-ti bitových AD převodníků či vstupů, záznam na paměťovou kartu SD a přenos dat do počítače přes USB nebo bezdrátovým rozhraním Bluetooth.

2. Specifikace zařízení

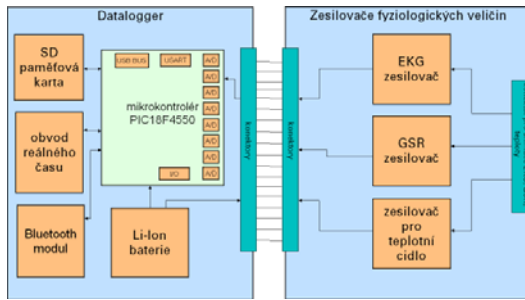


Obr. 1: Pohled na datalogger

Vlastní datalogger je umístěn v samostatné krabičce a je navržen pro připojení libovolných zesilovačů, otáčkoměrů, mikrofonů či jiných sensorů. Univerzálnost řešení umožňuje použít datalogger pro měření různých fyziologických veličin (*Obr. 2*) podle toho, jaké zesilovače jsou připojeny. O napájení se stará Li-Ion akumulátor o kapacitě 1460 mAh dobíjený přes USB při připojení k PC. Akumulátor může sloužit i pro napájení vlastních měřicích obvodů. Datalogger slouží pro vzorkování a záznam dat. O analogové zpracování se starají zesilovače fyziologických veličin, které jsou umístěny na vlastním tištěném obvodu uvnitř krabičky, nebo mimo ní a propojeny jsou standardním konektorem. Právě oddělitelnost analogové a digitální části [3] umožňuje záznam dat ze sensorů, které mohou být nezávisle vyvinuty a k mikroprocesorové jednotce připojeny později.

Použitý 8-bitový mikrokontrolér PIC 18F4550, v SMD provedení a pouzdru TQFP založený na architektuře RISC, pracuje s napájecím napětím od 2V do 5,5 V a je programovatelný přes USB. Mikrokontrolér obsahuje 75 jednoslovných instrukcí trvajících 1 instrukční cyklus a disponuje 32 KB paměti flash. Taktovací frekvence 40 MHz zajišťuje instrukční cyklus o délce 100 ns. Mimo jiné je mikrokontrolér vybaven 13 AD převodníky, 4 časovači,

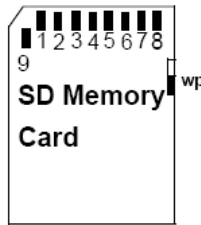
USART sériovým komunikačním kanálem a USB sběrnici kompatibilní se standardem 2.0. Bohaté vybavení mikrokontroléru umožňuje použití minimálního množství dalších součástek.



Obr. 2: Blokové schéma dataloggeru s připojenými zesilovači

Pro záznam dat slouží paměťová karta typu Secure Digital (Obr. 3) připojená pomocí sběrnice SPI. Jednoduchost sběrnice umožňuje využití pouze 4 ze 44 IO portů mikrokontroléru. Zápis na kartu probíhá v blocích o 512 bytech. Na paměťovou kartu o kapacitě 512 MB lze zaznamenat například 70 hodin dat ze čtyř 10-ti bitových AD převodníků při vzorkovací frekvenci 250 Hz.

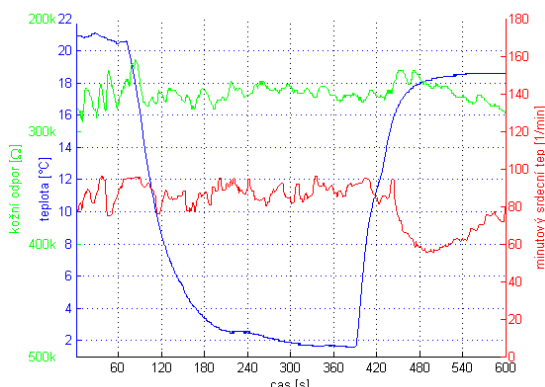
O bezdrátový přenos dat na vzdálenost až několika desítek metrů se stará Bluetooth modul pracujícím ve třídě 1, připojený pomocí USART rozhraní. Přibližný dosah je několik desítek metrů. Bluetooth modul identifikovatelný svou 48 bitovou adresou pracuje primárně s protokolem SPP (Serial Port Profile) a v součinnosti s Bluetooth tyčinkou či integrovaným rozhraním na straně PC, PDA, MDA či mobilního telefonu plně nahrazuje sériovou linku.



Obr. 3: SD paměťová karta

Veškerá data uložená během měření na záznamovou kartu by neměla smysl bez informace doby jejich vzniku. PIC 18F4550 není sám o sobě schopen zaznamenat časovou informaci při vypnuté napájecím napětí, proto je k mikrokontroléru připojen obvod reálného času – DS1302 od firmy MAXIM. Tento čip navržený pro bateriové aplikace má v sobě integrován kalendář, 31 bytů statické RAM paměti a komunikuje s mikroprocesorem pomocí jednoduchého sériového rozhraní. K dispozici je informace o aktuální vteřině, minutě, hodině, dnu, měsíci a roku. Kalendář respektuje kratší/delší měsíce i přestupnost roku.

3. Experimenty s měřením EKG, kožního odporu a teploty

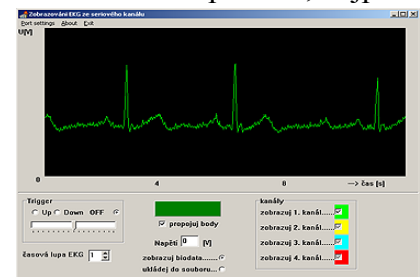


Obr. 5: Experiment – pobyt v teplotně různých prostředích

Následně se přemístila do venkovního prostředí o okolní teplotě cca 2 °C, kde setrvala asi 5 minut. Poté následoval návrat zpět do místnosti o pokojové teplotě.

V grafu (Obr. 5) je vynesena závislost tepové frekvence, teploty prostředí a kožního odporu v čase. Při přemístění do chladného prostředí je zřejmý nárůst tepové frekvence a snížení kožního odporu. Při návratu do místnosti následuje

V současné době byly provedeny experimenty se snímáním srdeční aktivity, teploty a kožního odporu. Pro měření jednonábového EKG byl použit přístrojový CMOS zesilovač INA321 a pro měření kožního odporu běžné operační zesilovače. Datalogger byl otestován při měření reakce lidského organismu na přechod z prostředí o výrazně rozdílných teplotách. Pokusná osoba, bosá a svlečená do půl těla, nejprve setrvala asi jednu minutu v místnosti o teplotě 20 °C.



Obr. 4: Okno aplikace pro bezdrátový přenos dat z dataloggeru

prudký pokles tepové frekvence o téměř 30 tepů za minutu a zároveň nárůst kožního odporu.

Datalogger byl také použit při snímání 10-ti hodinového EKG signálu, z něhož byla zpětně vyhodnocena tepová frekvence. Bezdrátový přenos signálu umožnil snadné zobrazení na PC (*Obr. 4*). V současné době jsou prováděny experimenty s připojenými akcelerometry a dalšími senzory.

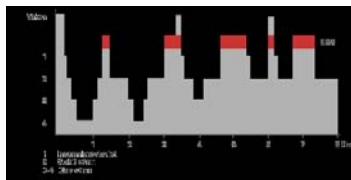
4. Využití dataloggeru při léčbě nespavosti

Další z možných aplikací tohoto zařízení je měření hypnogramu při léčbě nespavosti pomocí audiovizuální stimulace. Nespavost je problémem až 40% populace v rozvinutých zemích. Náklady na farmakologickou léčbu nespavosti dosahují jen ve Spojených státech amerických 70 miliard dolarů ročně.

Vedle farmak existují i jiné metody, které mají pomoci usnout a zlepšit kvalitu spánku. Jednou z nich jsou AVS přístroje [1,2], jenž za pomoci zvukové a vizuální stimulace napomáhají dostat mozek do hladin odpovídajících spánku a následně mohou ovlivnit průběh spánku. Dle statistik prodejců AVS si až polovina lidí kupuje tento přístroj s úmyslem zlepšit kvalitu spánku nebo navodit usínání. Problém je, že většina komerčně dostupných AVS přístrojů vychází těmto uživatelům jen málo vstříc.

Nevýhodou programů v přístrojích AVS je, že jsou standardizované a jednotlivci nemusejí i mezi několika spánkovými programy najít pro sebe ten ideální. Konzultacemi s lékaři byla inspirována myšlenka spánkového programu na míru. Lidé mezi 25. a 55. rokem věku vykazují stabilní spánkový průběh. Kdyby se jednotlivci v přirozeném prostředí jeho spánkový průběh změnil, jsme schopni mu ve spolupráci s lékaři vytvořit program šitý na míru.

Doposud byl problém především s měřením průběhu ve známém a příjemném prostředí. Čekací lhůta ve spánkových laboratořích je přibližně šest měsíců. Jednotlivec, který je v takové laboratoři zkoumán, nemá dostatek času si zvyknout a spánkový průběh je tím často ovlivněn.



Obr. 6: Příklad hypnogramu

Podarilo se nám sestavit a otestovat zařízení, které umožňuje dlouhodobý záznam biologických veličin i v domácím prostředí. Ze získaných záznamů je poté možné zpracovat individuální program, neboli hypnogram (*Obr. 6*). Uživatel si svůj hypnogram nahraje do AVS přístroje a ten uživateli poslouží i desítky let. Přístroj na záznam biologických veličin bude cenově dostupný a bude možné si jej i zapůjčit.

5. Závěr

Naše řešení záznamového zařízení pro měření fyziologických veličin sice není žádnou převratnou novinkou, ale přínos představuje, a to především ve dvou bodech. Za prvé je to snížení nákladů na experiment v biomedicině. Z ekonomického hlediska není možné specializované zařízení, které je potřeba mít v několika kusech, zakoupit za cenu odpovídající materiálu a technologii. Druhý přínosný bod je modularita. Náš datalogger je možné nakonfigurovat podle požadovaného experimentu a uživatel má tedy k dispozici otevřený systém. Poslední, ale neméně důležitou výhodou, je jeho příznivá cena.

6. Použitá literatura

- [1] Morse, D., 1993. Brain Wave Synchronizers: A Review of Their Stress Reduction Effects and Clinical Studies Assessed by Questionnaire, Galvanic Skin Resistance, Pulse Rate, Saliva, and Electroencephalograph. *Stress Medicine* 9, 111–126.
- [2] Teplan, M., 2006. Audio-visual stimulation and relaxation, linear and nonlinear EEG measures. Phd, thesis.

- [3] Gerasimov, V.: *Hoarder aka Swiss Army Knife (SAK) board* [online].
[cit. 2007–04–05].
< <http://vadim.oversigma.com/Hoarder/Hoarder.htm> >.
- [4] Malý, K.: 2007. Využití moderních technologií v BMI. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, fakulta elektrotechnická, katedra kybernetiky.

7. Poděkování

Tento projekt byl především podpořen Interním grantem CTU0608213, který se zabýval inteligentním zařízením pro léčbu nespavosti.

TESTOVÁNÍ OSCILOMETRICKÝCH MONITORŮ KREVNÍHO TLAKU: BĚŽNĚ POUŽÍVANÉ METODY A NOVÁ METODA

J. Jílek*, M. Štork**

* Carditech, Culver City, California, USA

** Elektrotechnická fakulta, Západočeská Univerzita, Plzeň
stork@kae.zcu.cz

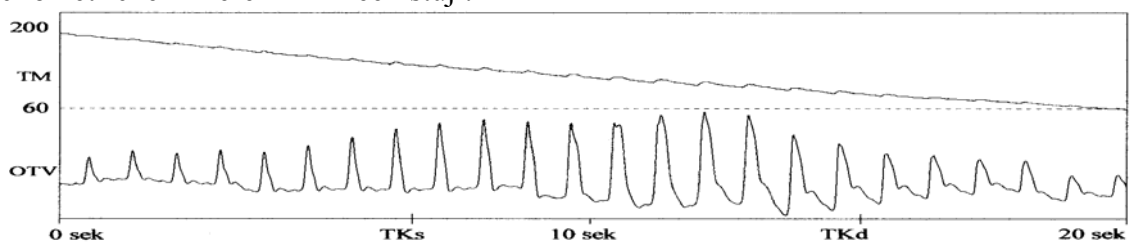
Abstrakt:

Většina automatických monitorů krevního tlaku používá oscilometrickou metodu. Komerční testovací přístroje jsou schopné přesně testovat statické funkce monitoru, ale dynamickou přesnost určit nemohou. Dynamické testování oscilometrických monitorů se dá provádět za podmínky, že monitory jsou vybaveny interfejsem, který umožňuje digitální komunikaci s algoritmickou částí monitoru. Takové vybavení v současné době monitory TK nemají, ale zmíněný interfejs není obtížné vyvinout. Autoři navrhli novou metodu pro testování algoritmické přesnosti monitorů, která je v příspěvku popsána.

1. Úvod

Přesné měření tlaku krve (TK) je důležité [1] pro diagnózu a léčbu hypertenze. Klasická auskultační metoda měření TK používá sfygmomanometr a stetoskop. Osoby provádějící měření by měly být obeznámené se správnou metodikou. Chyby měření způsobené nesprávnou velikostí manžety, příliš rychlým nebo příliš pomalým vypouštěním vzduchu, chybným umístěním stetoskopu, nebo nedostatečným soustředěním na arteriální odezvy, jsou dobře známým a závažným problémem. Elektronické monitory pro automatické měření krevního tlaku [2] se začaly objevovat na trhu krátce po uvedení mikroprocesorů do přístrojové techniky. První monitory byly založeny na klasické auskultační metodě. Místo stetoskopu se používal buď mikrofon nebo ultrazvukový senzor. Tyto monitory odstranily některé problémy manuálního měření, ale problémy s výběrem správné manžety a s umístěním senzoru zůstaly.

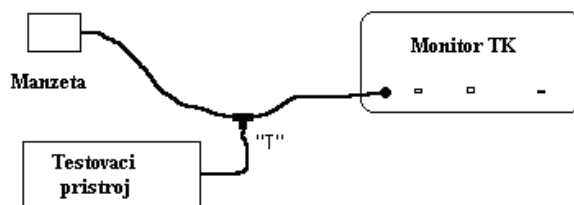
Oscilometrická metoda [3] se začala používat v sedmdesátých letech a během několika let se stala dominantní elektronickou metodou měření TK. Tato metoda vyhodnocuje tlakové vlny v manžetě, které jsou vyvolané arteriálními tlakovými pulsy. Oscilometrická metoda sice zjednodušila měření TK odstraněním vnějšího senzoru, ale na druhé straně přinesla problém zvýšené nejistoty v určení TK algoritmickými metodami. Tento problém způsobuje chyby při měření, které nejsou snadno definovatelné. Obr. 1 osvětluje tento problém. Oscilometrické tlakové vlny (OTV) se objevují v manžetě již nad systolickým tlakem a pokračují i pod hodnotou diastolického tlaku, zatímco při auskultačním měření se odezvy objevují až těsně pod systolickým a mizí těsně pod diastolickým tlakem. Podobné změny OTV při oscilometrickém měření TK neexistují.



Obr. 1. Tlak v manžetě (TM), oscilometrické tlakové vlny OTV a referenční hodnoty systolického (TKs) a diastolického (TKd) tlaku: $TKs=123 \text{ mmHg}$, $TKd=78 \text{ mmHg}$.

V současné době neexistuje standartní algoritmus založený na fyziologických principech, který by se dal použít jako univerzální norma. Používané algoritmy jsou založené na empirických metodách [4], které se od sebe liší a také se liší výsledky měření TK prováděné

oscilometrickými monitory. Navíc jsou komerční algoritmy považované za intelektuální vlastnictví a jsou drženy v tajnosti. Různé algoritmy jsou důležitým momentem v měření TK oscilometrickými monitory a také hrají roli v jejich testování. Na trhu je sice řada testovacích přístrojů, které provádějí určitá statická měření a kalibraci, ale žádný z nich není schopen určit algoritmickou přesnost testovaných monitorů.



Obr 2. Zapojení testovacího přístroje do pneumatického obvodu monitoru.

2. Přístroje pro testování oscilometrických monitorů TK a jejich nedostatky

Typické zapojení přístroje pro testování oscilometrických monitorů TK je na Obr 2. Pneumatický obvod testovacího přístroje je zapojen do pneumatického obvodu monitoru prostřednictvím „T“ konektoru. Manžeta monitoru je obvykle obtočena kolem válce, jehož velikost se mění podle velikosti manžety. Přístroj provádí jednak statická měření a jednak dynamická měření s použitím simulátoru tlakových vln. Nejdůležitějším statickým testem je určení absolutní přesnosti tlakového obvodu monitoru. Tento test se provádí snadno na monitorech, které jsou vybaveny testovací funkcí.

Levné monitory pro domácí použití tuto funkci nemají. Pumpou se nahustí pneumatický obvod na předvolený tlak a porovná se hodnota indikovaná monitorem s hodnotou, kterou zaznamená testovací přístroj. Dynamické testy s použitím simulátoru tlakových vln jsou kontroverzní a jejich nedostatky nejsou vždy uživatelům známy. Stává se, že dynamické testy s použitím simulátoru jsou omylem považovány za skutečné. Simulátor obvykle používá vzduchovou pumpu k vytvoření simulovaných vln. Tlakové vlny a jejich tvary jsou stejné při všech tlacích v manžetě a vzestup i sestup jejich amplitud je symetrický. U přístroje je možná předvolba řady systolických a diastolických tlaků. Manuál přístroje neuvádí na jakém algoritmu je tato předvolba založena. Jediný všeobecně uznávaný referenční bod je střední tlak. Posey a Geddes [7] v roce 1969 popsali význam bodu maximální tlakové vlny v manžetě a uvedli, že odpovídající tlak v manžetě se rovná střednímu tlaku. Přístroj „Cufflink“ tohoto principu též využívá. Vzhledem k tomu, že algoritmy monitoru TK jsou tajné a že se od sebe liší, lze očekávat, že hodnoty tlaku naměřené monitorem nebudou souhlasit s předvolenými hodnotami. Jeden ze známějších publikovaných algoritmů [3] uvádí, že systolický a diastolický tlak je možno určit jako poměry amplitud tlakových vln. Podle tohoto algoritmu se systolický tlak rovná tlaku v manžetě v místě, kde je amplituda vlny 50% maximální amplitudy. Pro diastolický tlak je tento poměr 80%. Tento algoritmus byl vyvinut empiricky a autoři uvedli, že hodnoty tlaku takto určené jsou pouze přibližné. Další publikovaný algoritmus [8] uvádí, že poměr amplitud pro systolický tlak je 40% a pro diastolický tlak 55%. Problém s odlišnými algoritmy není jediným nedostatkem přístrojů pro testování monitorů. Stejně závažným problémem je, že simulované tlakové vlny se liší od vln fyziologických svým tvarem a též způsobem, jakým se zavádí do pneumatického obvodu monitoru. Vlny vytvořené simulátorem jsou tvarem navzájem stejné a liší se jen amplitudou. Fyziologické tlakové vlny jsou tvarově vzájemně odlišné při různých tlacích v manžetě a liší se též podle různých osob a krevních tlaků. Fyziologické vlny z obr. 1, jsou tak pouze jednou z mnoha variant tlakových vln. Fyziologické vlny též běžně obsahují artefakta způsobená pohybem, chvěním, nebo arytmií [4]. Fyziologické vlny jsou tvořeny a formovány pulzující tepnou a krevním tokem pod manžetou. Fyziologicky správný simulátor by měl mít formu anatomické a fyziologické paže. Takový simulátor není možné v současné době vyrobit. Pro ilustraci

problematické funkce simulátoru autoři testovali komerční monitor tlaku (Datascope Accutor 3) přístrojem Cufflink. Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 1. Předvolené hodnoty systolického a diastolického tlaku byly vybrány z hodnot volitelných uživatelem. Výsledky testů 2 ukazují podstatné rozdíly mezi předvolenými hodnotami a hodnotami určenými monitorem. Také hodnoty středního tlaku se poněkud liší. Rozdíly mezi hodnotami testovacích přístrojů a monitorů jsou někdy mylně považovány za skutečné chyby měření. Výrobci monitorů nevysvětlují dostatečně, že tyto rozdíly nelze brát jako směrodatné pro dynamickou přesnost monitoru.

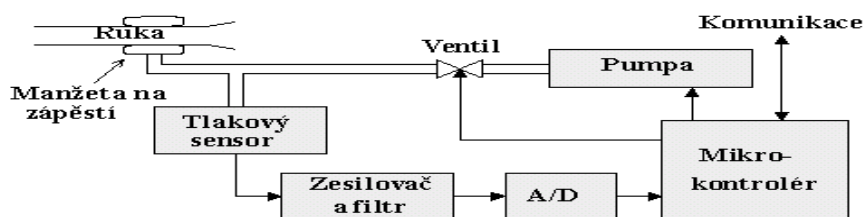
Test 1	TKs [mmHg]	SAT [mmHg]	TKd [mmHg]	TF [bpm]
Cufflink	120	90	80	80
Accutor 3	109	84	72	81
Test 2	TKs [mmHg]	SAT [mmHg]	TKd [mmHg]	TF [bpm]
Cufflink	150	115	100	60
Accutor 3	130	108	83	60

Tab 1. Testy komerčního monitoru TK „Accutor 3“ přístrojem „Cufflink“. TKs je systolický tlak, SAT je střední arteriální tlak, TKd je diastolický tlak a TF je tepová frekvence.

Fyziologické tlakové vlny a průvodné referenční hodnoty tlaku se dají použít pro testování algoritmů pro určení krevních tlaků. Data z obr. 1 byla použita k testu jednoho z publikovaných algoritmů [3]. Podle tohoto algoritmu jsou hodnoty systolického a diastolického tlaku určeny poměry amplitud tlakových vln. Systolický tlak se rovná tlaku v manžetě v místě, kde je amplituda vlny 50% maximální amplitudy. Pro diastolický tlak je poměr amplitud 80%. Výsledky testu jsou v tabulce 2. Hodnoty systolického i diastolického tlaku jsou podle testovaného algoritmu vyšší než referenční hodnoty. Algoritmické odchylky z tabulky 2 platí pouze pro oscilometrická data použitá pro tento test. Důvodem je, že fyziologické oscilometrické vlny nejsou konstantní. Řada fyziologických faktorů ovlivňuje amplitudy a tvary oscilometrických vln. Poddajnost tepen byla uvedena jako jeden z důležitých faktorů [9].

	TKs [mmHg]	TKd [mmHg]
Reference	122	78
Algoritmus	130	85

Tab. 2. Test algoritmu pro určení TKs a TKd s použitím fyziologických vln.



Obr. 3. Blokové schéma modulu pro získávání oscilometrických dat.

Z výše uvedených problémů současných metod dynamického testování monitorů TK je patrná potřeba testování zlepšit. Metoda používající databázi fyziologických oscilometrických vln a referenčních hodnot krevního tlaku by mohla poskytnout podstatné zlepšení. Oscilometrické vlny, tlaky v manžetě a referenční tlaky pro databázi se dají získat pomocí specializovaného systému pro získávání a ukládání dat. Autoři vyvinuli experimentální systém pro získávání a zpracování oscilometrických dat [10], který se dá použít pro vývoj databáze. Systém sestává z kompaktního modulu a z notebooku, který komunikuje s modulem prostřednictvím seriového interfejsu. Blokové schéma modulu je znázorněno na obr. 3. Počítač řídí

pumpování a vypouštění vzduchu z manžety prostřednictvím mikrokontroléru s kterým komunikuje prostřednictvím sériového interfejsu. Mikrokontrolér řídí 12 bitový A/D převodník, který převádí analogový signál z tlakového senzoru. Výběr pacientů a proces získání dat může být proveden podle normy AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) [11]. Dynamické testování oscilometrických monitorů se dá provádět za podmínky, že monitor je vybaven interfejsem, který umožňuje digitální komunikaci s algoritmickeou částí monitoru. Takové vybavení v současné době monitory TK nemají, ale vyvinout zmíněný interfejs není obtížné.

3. Závěry

Problémy s přesností oscilometrických měření TK a se současnými normami pro validace a testování monitorů vedly autory k uvedení konceptu databáze oscilometrických tlakových vln. Detailní návrh systému a metod na získávání a ukládání OTV přesahuje rámec příspěvku. Interdisciplinární charakter navrženého projektu bude vyžadovat spolupráci technických a klinických odborníků. Instituce zabývající se normami pro lékařské přístroje (na př. AAMI) by mohla obsáhnout většinu technických požadavků [11].

4. Použitá literatura

- [1] Jones, D. W, Appel, L. J, Sheps, S. G, Roccella, E. J, Lenfant, C.: Measuring Blood Pressure Accurately: New and Persistent Challenges, JAMA, 289, (2003), pp 1027-1030.
- [2] Jílek, J.: Electronic Sphygmomanometers: The Problems and Some Suggestions, Biomedical Instrumentation & Technology, 37, (2003), pp 231-233.
- [3] Geddes L. A.: Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure, Annals of biomedical engineering, 10, (1982), pp 271-280.
- [4] Jílek, J.: Oscillometric Blood Pressure Measurement: The Methodology, Some Observations and Suggestions, Biomedical Instrumentation & Technology, 39, (2005), 237-241.
- [5] Staessen, J.: Blood Pressure Measuring Devices: Time to Open Pandora's Box and Regulate, Hypertension, 35, (2000), pp. 1037.
- [6] Jones, D. W, Frohlich, E. D, Grim, C. M, Grim, C. E, Taubert, K. A.: Mercury sphygmomanometers should not be abandoned: an advisory statement from the Council for High Blood Pressure Research, American Heart Association, Hypertension, 37, (2001), pp. 185-186.
- [7] Posey, J. A, Geddes, L. A.: The meaning of the point of maximum oscillations in the cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure, Cardiovasc. Res. Bull, (1969), 8, pp.15-25.
- [8] Sapinsky, A.: Standard Algorithm of Blood Pressure Measurement by Oscillographic Method, Medical & Biological Engineering and Computing, 30, (1992), pp. 671.
- [9] vanPopele N. M, deBeer N, van der Kuip D, Hofman A, Grobbee D. E, Witteman J.: Arterial stiffness as underlying mechanism of disagreement between an oscillometric blood pressure monitor and a sphygmomanometer, Hypertension (2000),36, pp.484-488.
- [10] Jílek, J, Štork, M.: Systém pro neinvazivní vyšetření krevního tlaku a hemodynamiky, Lékař a technika, 35, (2004), pp. 33-38.
- [11] American National Standard, Manual, electronic, or automated sphygmomanometers, ANSI/AAMI SP10, (2002).

5. Poděkování

Při vývoji tohoto systému byl Milan Štork podporován: Katedrou aplikované elektroniky a telekomunikací, Západočeské univerzity v Plzni.

COMPARATIVE STUDY OF NON-INVASIVE BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHODS

V. Fabián, M. Janouch, L. Nováková, O. Štěpánková
Department of Cybernetics, FEE, CTU in Prague, Technická 2, 166 27 Prague 6
fabia1@fel.cvut.cz

Abstract:

Results obtained by the modern automatic blood pressure (BP) monitors using oscillometric method [5] are highly dependent on conditions of cardiovascular system of the monitored person. Especially, with people who suffer from cardiovascular diseases (e.g. atherosclerosis) the resulting values differ significantly from those measured by the traditional auscultation method. A reasonable solution for improvement of quality of oscillometric method could be a sophisticated intelligent BP measuring system which applies for evaluation of BP more complex approach taking into account the monitored person's condition of patient cardiovascular system (CS) i.e. the hemodynamic parameters of CS (e.g. heart rate, stroke volume, total peripheral resistance, systemic arterial compliance, pulse wave velocity, augmentation index etc.). Such a system has to be based on appropriate models of the considered diseases which are validated on real life data. For that purpose, we have started to build a database of real-life oscillometric pulsations waveforms (OPW) complemented by the values of "auscultation" blood pressure measurements and additional relevant information about the considered patients (age, sex, etc.) as well as their diagnosis. This data collection requires a special HW device for measurement of the OPW – we have developed such a device and it has been validated in Czech Certified Metrological Centre. Our OPW monitor is connected through the T-pieces and tubes to the cuff, mercury sphygmomanometer and automatic "oscillometric" blood pressure monitor. This paper reviews our preliminary results based on analysis of the collected data consisting of more than one thousand OPW corresponding mostly to people above 60 years – auscultation values are measured by educated staff (nurses or doctors).

1. Introduction

Blood is carried from the heart to all parts of human body in vessels called arteries. Blood pressure is the force of the blood pushing against the walls of the arteries. Each time the heart beats (about 60 to 70 times a minute at rest), it pumps out blood into the arteries with different value of systolic pressure SP (the highest blood pressure when the heart beats) and different value of diastolic pressure DP (the lowest blood pressure when the heart relaxes) [8]. Values of SP and DP change during the whole day with dependence on person's physical and psychical activity.

Oscillometric blood pressure (BP) monitors are the most popular devices for automatic BP measurement. There are two important reasons for their popularity: first, there is no need to use stethoscope during the measurement, what helps to decrease so called „white coat syndrome” (WCS) and second, they are cheap compared with others BP measurement methods (ultrasound etc.).

But many oscillometric monitors on the market have problems with resulting values of BP which are significantly different when compare with auscultation [1]-[3], [7]. Especially, with people who suffer from cardiovascular diseases the resulting accuracy is much lower when compared to auscultation method. Several generally accepted guidelines for performance testing and validations of BP monitors (BHS [4], AAMI etc.) recommend to compare monitor measurements and the “golden standard” measurements with a sphygmomanometer and a stethoscope (auscultation). Surprisingly, there are no guidelines for testing oscillometric algorithms in special cases such as patients with cardiovascular diseases. Moreover, it seems that the commercial companies are not interested in this type of research. In this

paper we present a comparison of two most widespread method of blood pressure measurement – auscultation method and oscillometric method - on people older than 60 years.

2. Materials and methods

For records of OPW we have developed a special HW device that consists of an arm cuff, a pressure sensor, two regulation valves, batteries and electronic circuits. The device can be controlled from PC by a special SW. The connection with the PC is via USB port. Simplified block scheme can be seen in Figure 1. The microcontroller controls the pneumatic and the electronic circuits. Cuff pressure is converted into analog voltage by pressure sensor (piezoresistive Bridge).

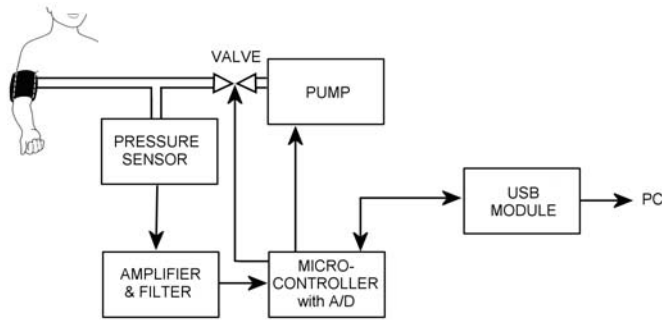


Fig.1 Simplified block scheme of module for oscillometric pulsations measurement

The analogue voltage is amplified by an amplifier TLV2422 and the amplified cuff pressure signal is then separated into 2 channels by a hi-pass filter. Channel 1 is cuff pressure signal (0-300 mm Hg) and channel 2 represents amplified and filtered cuff pulsations (OPW). The 2 signals are digitized by a 12-bit A/D converter in microcontroller ADuC814 with sampling frequency of 200 Hz. The deflation of the cuff is controlled by the regulations valves. The microcontroller communicates with the notebook computer via FTDI chip. The device is metrological validated in Czech Certified Metrological Centre and its accuracy is ± 0.5 mmHg in the measuring range 0 to 300 mmHg compared with pressure etalon.

We have introduced the concept of oscillometric pulsations waveform (OPW) database: it allows testing various algorithms that try to characterize the OPW in such a way that there

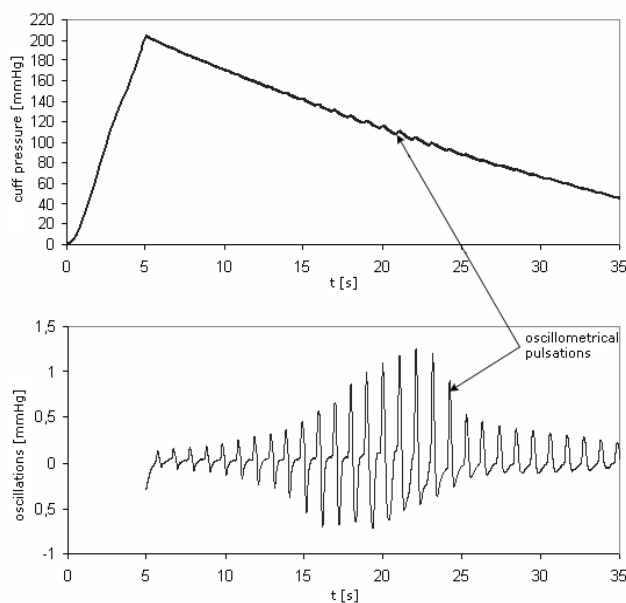


Fig.2 Cuff pressure curve and OPW loaded to database

is a clear distinction between OPW for healthy people and for people whose cardiovascular system is not in standard state (arteriosclerosis etc.). The concept is based on oscillometric data retrieving during cuff deflation and on reference BP measurements by auscultation as in [8]. The data which are collected about each of the considered patients are e.g. date and time of measurement, age, gender, height, weight, diagnosis and medication of the measured person, auscultation and oscillometric values of BP etc. Together with the data, oscillometric pulsations and cuff pressure are saved into the database. Figure 2 shows typical curves of a healthy person.

Our OPW monitor is connected through the T-pieces and tubes to the cuff, mercury sphygmomanometer and automatic “oscillometric” blood pressure monitor. Auscultation values are measured by educated staff. Cuff inflation is controlled by microcontroller of the monitor Omron M4-I Then we can directly

compare oscillometric and reference (auscultation) method. Moreover, we exactly know the OPW.

3. Results

We have already collected more than one thousand OPW records of more than 300 persons, 25% of this group are healthy people, 55% suffer from ischemic heart disease, 25% from atherosclerosis and 24% from hypertension. More than 50% people suffer from more than one disease. For most persons the database contains measurements taken in several sessions.

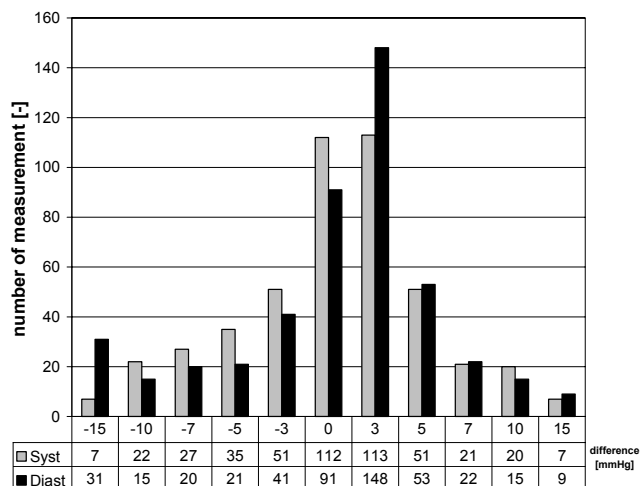


Fig.3 Pressure differences between auscultation and oscillometric method

greater than ± 5 mmHg in 20-30% of measurements (for both systolic and diastolic pressures). This is a strong motivation for further study of the considered phenomenon and for our further data collection.

We have compared values of BP measured by mercury sphygmomanometer and the commercial oscillometric monitor Omron M4-I. Figure 3 shows distribution of differences between auscultation and oscillometric method for systolic and diastolic pressures. For example, both methods provide the same results for 112 measurements in case of systolic pressure and for 91 in case of diastolic pressure.

First, classic statistical methods were applied. The Table I and Table II summarize important observations: the difference between results of the oscillometric and reference methods is

Interval of differences [mmHg]	Number of measurement [%]
0 – 5	70,14
6 – 10	16,81
> 10	5,31
<i>error in measurement</i>	7,74

Interval of differences [mmHg]	Number of measurement [%]
0 – 5	67,04
6 – 10	15,04
> 10	10,29
<i>error in measurement</i>	7,63

Our data indicate that differences between results obtained by both considered BP methods are highly influenced by condition of the cardiovascular system, e.g. by occurrence of the atrial fibrillation during the measurement. This happened in case of 36 persons and figure 4 shows that this group exhibits a different pattern than the group of all the considered persons: while on average, both methods provided significantly different values in 28% of diastolic BP measurements, for persons with fibrillation this phenomenon appeared much more often (in 56% measurements).

4. Conclusion

The goal of the project was to find out any correspondences between the OPW and condition of cardiovascular system. Future work will be focused on enlargement of the OPW database and improvement of classification of the OPW for diagnostic purposes.

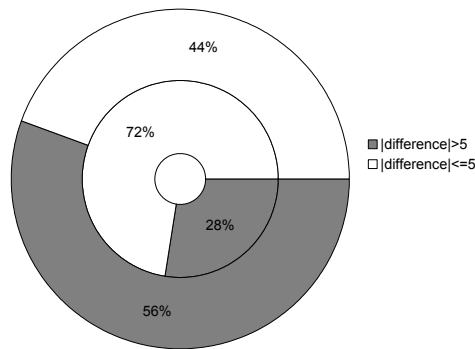


Fig.4 Comparison of diastolic BP measurement results for both considered methods in case of patients with atrial fibrillation and the whole group of patients

It is well known that the results obtained by the oscillometric method differ considerably from those obtained by the classic auscultation method. This happens more often in certain groups of people, namely in the group of elderly suffering from some cardiovascular disease. For these people it is necessary to consult the usage of automatic oscillometric BP monitor with their GP. Otherwise it can cause inaccurate results of BP.

5. References

- [1] P. Little, J. Barnett, L. Barnsley, L. Maejoram, A. Fitzgerald – Barron, D. Mant, “Comparison of agreement between different measures of blood pressure in primary care and daytime ambulatory blood pressure”, in *BMJ*, vol. 325, 2002, pp. 254.
- [2] P. Little, J. Barnett, L. Barnsley, L. Maejoram, A. Fitzgerald – Barron, D. Mant, “Comparison of acceptability and preferences for different methods of measuring blood pressure in primary care”, in *BMJ*, vol. 325, 2002, pp. 258-259.
- [3] F. A. McAlister, S. E. Straus, “Evidence based treatment of hypertension - Measurement of blood pressure: an evidence based review”, in *BMJ*, vol. 322, 2001, pp. 908 – 911.
- [4] B. Williams, N. R. Poulter, B. J. Morris, M. Davis, G. T. McInnes, J. F. Potter, P. S. Sever, S. T. McG, “British Hypertension Society guidelines for hypertension management 2004 (BHS-IV): summary”, in *BMJ*, vol. 328, 2004, pp. 634-640.
- [5] K. G. Ng, “Blood Pressure Measurement”, in *Medical Electronics*, vol. 2, 1999, pp. 61-65.
- [6] B. Littenberg, “A practice guidelines revisited: screening for hypertension”, in *An Intern Med*, vol. 122, 1995, pp. 937-939.
- [7] M. Kikuya, K. Chonan, Y. Imai, E. Goto, M. Ishii, “Accuracy and reliability of wrist-cuff devices for self-measurement of blood pressure”, in *Journal of Hypertension*, vol. 20, 2002, pp. 629-638.
- [8] J. Jílek, M. Štok, “Oscilometrické monitorování krevního tlaku: metody měření, validace a koncept databáze oscilometrických tlakových vln” in *Lékař a technika*, vol. 35, 2004, pp. 160-164.

6. Acknowledgement

This work was supported in part by grant no. 1ET101210513 Relational machine learning for analysis of biomedical data, in part by Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic as a part of the specific research at the CTU in Prague and European grant no. 045 282 OLDES.

STANOVENÍ TRÉNINKU POMOCÍ SYSTÉMU A PROGRAMU PRO ZÁTĚŽOVÁ VYŠETŘENÍ

M. Štok*, V. Zeman**, J. Novák**

* Elektrotechnická fakulta, Západočeská Univerzita, Plzeň

** Lékařská fakulta UK, Plzeň

stork@kae.zcu.cz

Abstrakt:

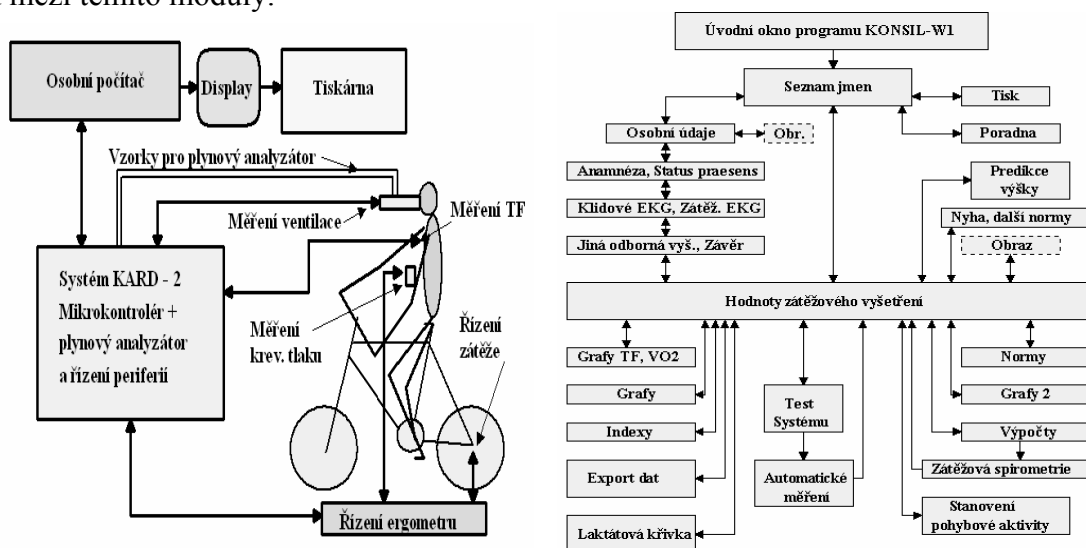
V příspěvku je popsán systém pro spiroergometrická vyšetření a program, který na základě výsledků zátěžového testu provedeného v laboratoři stanoví intenzitu pohybové aktivity (tréninku) a řadu vhodných typů aktivit. Program je určen pro zdravé i nemocné osoby a lékař má možnost upravit výsledná doporučení podle stavu pacienta.

1. Úvod

V příspěvku je popsán automatický, počítačem řízený měřicí systém, pracující v reálném čase, který umožňuje měření a zpracování spiroergometrických dat na bicyklovém a běhátkovém ergometru, včetně archivace měřených dat. Pokud jde o zpracování naměřených dat je nutno poznamenat, že jde o zcela jiný princip práce než při zpracování dat např. v tabulkovém procesoru (EXCEL). Vytvořený program přenáší odpovídající údaje do jednotlivých segmentů programu, kde se provádí automatické zpracování naměřených nebo zadaných dat. Jak přístrojové vybavení (hardware) tak též programové vybavení (software) je otevřeno pro případné rozšíření.

Přístrojové vybavení je založeno na mikrokontroléru, který je umístěn mimo personální počítač, se kterým komunikuje prostřednictvím sériové linky. Toto řešení je nutné (na rozdíl od použití speciální desky vložené přímo do počítače) vzhledem k speciálnímu typu měření - v zařízení je použit např. plynový analyzátor. K systému lze navíc jednoduchým způsobem připojovat další periferie [1].

Programové vybavení je řešeno modulově metodou oken a v případě potřeby rozšíření programu je přidán další modul včetně svého specifického okna. Na obr. 1 je zobrazen systém vyšetření na bicyklovém ergometru a na obr. 2 pak přehled hlavních modulů a vzájemný přechod mezi těmito moduly.



Obr. 1. Princip vyšetření na bicyklovém ergometru, přístrojové vybavení.

Obr. 2. Přehled hlavních modulů programu Konsil a jejich návaznost.

2. Výchozí údaje pro stanovení tréninku

Cílem celého programu je stanovení vhodných hodnot možných tělesných aktivit na konkrétního zdravého nebo nemocného člověka na základě spiroergometrického testu provedeného v laboratoři. Vychází se ze zdravotního stavu a výsledku zátěžového testu. Ze zátěžového vyšetření se převezme maximální spotřeba kyslíku na kg hmotnosti (VO_{2max}/kg), maximální tepová frekvence (TF_{max}), hodnota anaerobního prahu (ANP) s odpovídajícími hodnotami tepové frekvence (TF), spotřeba kyslíku na kg hmotnosti (VO_2/kg) a tepový kyslík (VO_2/TF) [2]. Program pak z naměřených hodnot zátěžového testu vypočte odpovídající hodnoty metabolického ekvivalentu (MET) a k tomu přiřazené hodnoty energetického výdeje v kJ. Dále se v zaškrtačacím políčku programu zvolí, zda se jedná o zdravou nebo nemocnou osobu. U zdravé osoby se objeví další otázky na druh jeho pohybové aktivity. U neaktivního sportovce s rekreačními aktivitami je to otázka: „Chcete dále zlepšovat svoji výkonnost?“ V případě aktivního sportovce pak otázka, zda jde o vytrvalostní nebo ostatní sporty. Vše je znázorněno na obr. 3, kde je kopie obrazovky k předchozímu popisu.

Automaticky se doplní dolní a horní hodnoty METS (v obr. 3 jsou to hodnoty 10.7 a 13). Program také vypočte a zobrazí tréninkovou hodnotu VO_2/kg a tréninkovou hodnotu TF a k tomu (vpravo v dolní části) doporučenou aktivitu „Běh“ a „Chůze“ s hodnotami vhodnými pro trénink [3], [4], [5].

PRÍJMENÍ: Rodné číslo:

Zdravý Nemocný

Dosud žádná, nebo minimální pohybová aktivita
 Rekreační pohybová aktivita (1x týdně)
 Rekreační pohybová aktivita (2x týdně)
 Rekreační pohybová aktivita (3x týdně a častěji)
 Aktivní sportovec

Chcete dále zlepšit svoji výkonnost?

Dolní hodnota METS =
 Horní hodnota METS =

Doporučení intenzity pohybové aktivity

ANP [min]=9.5	TF(pro ANP)=145	AP [min]=7.5	TF(pro AP)=134
---------------	-----------------	--------------	----------------

(VO_2/kg)max=54.6 TFmax=169 Tabulková TFmax=162
 (VO_2/kg)tren[%]=76
 TFtrenink= 140 (VO_2/kg)tren=41.5

Tréninková hodnota VO_2/kg =	<input type="text" value="41.5"/>	Běh = 12.7 [km/h], Chůze = 10.8 [km/h]
Tréninková hodnota TF =	<input type="text" value="140"/>	

Obr. 3. Základní obrazovka programu pro stanovení tělesných aktivit (tréninku).
 Program na základě výsledků zátěžového testu doporučil hodnotu METS v rozmezí 10.7 až 13, tréninkovou hodnotu TF = 170, tréninkovou hodnotu VO_2/kg =41.5 a běh=12.7 km/h nebo chůzi=10.7 km/h.

Tréninkové hodnoty může lékař měnit. Změní-li např. hodnotu VO_2/kg a klikne pak na hodnotu tréninkové tepové frekvence, změní se také TF tak, aby odpovídala nové hodnotě VO_2/kg a změní se doporučené hodnoty „Běh“ a „Chůze“. Např. Hodnota původní hodnota VO_2/kg = 41.5 byla lékařem změněna na 45 a pak bylo kliknuto na hodnotu TF=140 (Tréninková tepová frekvence). Program pak automaticky vypočte nové doporučené tréninkové hodnoty dle obr. 4.

Tréninková hodnota VO_2/kg =	<input type="text" value="45.0"/>	Běh = 13.7 [km/h], Chůze = 11.2 [km/h]
Tréninková hodnota TF =	<input type="text" value="148"/>	

Obr. 4. Nové tréninkové hodnoty po změně VO_2/kg lékařem z původní hodnoty 41.5 na 45.

Změnu doporučených tréninkových hodnot může lékař provádět ale také v políčku hodnoty TF. Zadáme-li v tomto políčku např. hodnotu 130 (místo původních 140) a klikneme pak na políčko hodnoty VO_2/kg , změní se tréninková hodnota VO_2/kg i doporučené hodnoty tréninku dle zadané hodnoty tepové frekvence. Po kliknutí na pole „Zap. METS“ (zapnutí tabulky METS) se místo pole se zadáním pohybové aktivity zobrazí tabulka činností vyhovující doporučenému rozsahu METS, obr. 5, [6], [7], [8].

Tréninková hodnota	VO ₂ /kg	Činnost
6	428	Tenis čtyřhra
6	428	Plavání dálkové
6	428	Chůze do schodů a kopce se zátěží 7.2 - 10.8 kg
6	428	Odhrovnání sněhu
6	428	Balet, moderní tanec
6.5	464	Chůze se zátěží 22 - 33 kg
6.5	464	Štípání dříví
7	500	Basketbal rekreačně

Chcete dále zlepšit svoji výkonnost?

Dolní hodnota METS = 5.5

Horní hodnota METS = 7

Vyp.

Obr. 5. Kopie části obrazovky po kliknutí na „Zap. METS“ pro rozsah METS od 5.5 do 7. V tabulce jsou obvykle uvedeny i činnosti, které nejsou pro testovanou osobu vhodné. Nevhodné činnosti lze odstranit tak, že se na ně dvakrát klikne.

Doporučené tréninkové hodnoty se vypočítají dle následujících vztahů [2]:

$$VO_2 kg^{-1} [\%] = 100[(VO_2 kg^{-1}_{max} / 350) + 0.6] \quad [\%] \quad (1)$$

$$TF_{tren} = [(VO_2 kg^{-1}_{max} / 350) + 0.6](TF_{max} - TF_{klid}) + TF_{klid} \quad [\text{puls. min}^{-1}] \quad (2)$$

$$v_{beh} = (VO_2 kg^{-1}_{tren} + 3.91) / 3.58 \quad [\text{km/h}] \quad (3)$$

$$v_{chuze} = \sqrt{(VO_2 kg^{-1}_{tren} + 4.2) / 0.389} \quad [\text{km/h}] \quad (4)$$

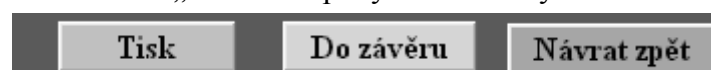
V případě nemocné osoby lékař stanoví VO_{2max} symptomy limitovanou (SL) hodnotu. Program pak odvodí: VO_{2max}/kg , VO_{2max}/TF , METS, TF_{max} - vše symptomy limitované hodnoty, ke kterým vypočte TF_{tren} a přiřadí údaj horní hodnoty METS. Kardiaka program zařadí do skupiny NYHA [9], [10]. U nemocného je v systému pojistka ve formě ANP. Pokud doporučená aktivita vyjde nad ANP, systém zareaguje hláškou:

Opravdu chcete stanovit pohybovou aktivitu u tohoto nemocného nad úrovní ANP?

Lékař je tímto způsobem informován, že byla pro nemocnou osobu stanovena vyšší zátěž a dle stavu osoby pohybovou aktivitu potvrdí nebo sníží.

3. Přenos výsledků do závěrečného lékařského protokolu

Výsledné pohybové aktivity včetně činností (obr. 5) je nutno zaznamenat do závěrečného protokolu a předat pacientovi. K tomuto účelu slouží 3 pole v dolní části obrazovky, dle obr. 6. Výsledky je možno přímo vytisknout kliknutím na „Tisk“, většinou však je výsledek programu pro pohybové aktivity přidat k závěrečnému lékařskému protokolu, který obsahuje další lékařské údaje o klidovém stavu pacienta, zátěžovém vyšetření atd. Pro tento účel je zde pole „Do závěru“. Po kliknutí na toto pole se výsledky programu pro stanovení pohybové aktivity přidají k předchozímu textu závěrečného protokolu. Pole „Návrat zpět“ pak slouží pro návrat z programového modulu „Stanovení pohybové aktivity“ do hlavního programu.



Obr. 6. Pole pro volbu tisku, přenosu výsledků do závěrečného protokolu a návratu do hlavního programu z programového modulu „Trénink“.

Po překopírování výsledků pohybové aktivity do závěrečného protokolu vypadá výsledný text takto:

x x x x x x x x

Doporučují přímivá a protahovací cvičení k odstranění svalových dysbalancí.

Sportovní trénink bez omezení.

x x x x x x x x <- (předchozí text v okně „Závěr“), **tento text se přidá:**

TRÉNINK

Zdravý, rekreační pohybová aktivita (3x týdně), chce zlepšit výkonnost, tréninková hodnota VO₂/kg = 41.5, tréninková hodnota TF = 140

Doporučená pohybová aktivita:

Běh = 12.7 [km/h], Chůze = 10.8 [km/h]

Skálopezectví. Plavání, delfín středně. Squash.

4. Závěry

Vytvořený program umožňuje měření a zpracování spiroergometrických dat včetně jejich archivace. Z těchto dat program navrhne konkrétní osobě optimální frekvenci, intenzitu, trvání a druh pohybové aktivity a po korekci lékařem též u nemocných osob. Program byl vytvořen především pro ordinaci pohybové aktivity zdravým i nemocným osobám. Mohou z něj rovněž vycházet navazující témata diplomových, případně doktorandských prací a slouží také pro zkvalitnění praktické výuky studentů tělovýchovného lékařství. Celé zařízení může být základem pro další rozvoj výukových systémů.

5. Použitá literatura

- [1] Štork, M., Zeman, V. & Novák, J.: Electronic system for exercise testing, evaluating and training prescription, Applied Electronics, International Conference Pilsen, University of West Bohemia, ISBN 80-7043-369-8, (2005), pp. 333-336.
- [2] Vilikus, Z., Brandejský, P. & Novotný, V.: Sports Medicine, Karolinum, Prague, (2004).
- [3] Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Leon, A. S. et al.: Compendium of physical activities of energy costs of human physical activities, Med. Sci. Sports Exerc., 25 (1993), pp. 71-80.
- [4] Goldman, L. B. H., Cook, F. & Loscalzo, A.: Comparative reproducibility and validity of systems assessing cardiovascular functional class: advantages of a new specific activity scale, Circulation, (1981), 64, pp. 1227- 1234.
- [5] Hoffman, J.: Physiological Aspects of Sport Training and Performance, Human Kinetics, United Kingdom of G.B. and N.I., (2002).
- [6] Janssen, P.: Lactate Threshold Training, Human Kinetics, United Kingdom of G.B. and N.I., (2001).
- [7] Stejskal, P. & Hejnová, J.: Prescription of workload intensity in a program of continuous exercise, Med. Sport. Bohemoslovaca, 1, No 4, (1992), pp. 11-16.
- [8] Stejskal, P. & Hejnová, J.: Practical problems of prescription of workload intensity of exercise programme in the field, Med. Sport. Bohemoslovaca, 2, (1993), pp. 76 – 81.
- [9] Karbonem, M., Kentala, K. & Musta, O.: The effects of training heart rate: a longitudinal study, Ann. Med. Exp. Biol. Fenn. 35, (1957), pp. 307-315.
- [10] Pollock, M. L. & Schmidt, D. H.: Heart disease and rehabilitation, 3 rd ed. Champaign, Human Kinetics, (1995).

6. Poděkování

Tento projekt vznikl za přispění Katedry aplikované elektroniky a telekomunikací Západočeské univerzity a Lékařské fakulty Univerzity Karlovy.

BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA II

ADVANCES IN MONITORING OF ARTIFICIAL LUNG VENTILATION AND ITS APPLICATION IN VENTILATORY REGIMEN OPTIMISATION

K. Roubík, R. Grünes, M. Rožánek, V. Kopelent, K. Bláha

Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, Kladno
roubik@fbmi.cvut.cz

Abstract:

In order to reduce a relatively high mortality of patients suffering from acute respiratory failure, novel ventilatory strategies are being introduced, e.g. High-Frequency Oscillatory Ventilation (HFOV). Criteria for rational application of HFOV depending on the respiratory system mechanics are searched in this study. Accordingly, a novel monitoring system for HFOV is designed, which is able to distinguish between pulmonary and extrapulmonary ARDS type and suitable for determination of a feasible artificial ventilatory regimen.

1. Introduction

Artificial lung ventilation (ALV) still belongs to the therapies that can effectively reduce acute hypoxia or hypercapnia, but on the other hand ALV causes severe damages to the patient's respiratory system mainly due to its non-physiological principles. Recently, a novel ventilatory strategy is used for treatment of acute respiratory failure—High-Frequency Oscillatory Ventilation (HFOV). HFOV belongs to unconventional techniques of ALV assuring more protective lung ventilation with a subsequent reduction in mortality. Despite the fact that HFOV becomes routinely used in neonates and young paediatric patients, there are many problems connected with HFOV application in adults. There is no doubt about a positive effect of HFOV in neonates, while results of several large multicentric clinical studies do not prove the definite benefit of this ventilatory regimen in adults. The resolution of the problem will be connected most likely with different aetiology of acute respiratory distress syndrome (ARDS) having also very different clinical manifestations and different requirements for treatment. Several studies [1, 2, 3] describe inhomogeneity of ARDS group of adult patients resulting in different mechanical properties of the respiratory system and dependently different ventilatory strategies required for ARDS treatment. The aim of the study is to analyse the possibilities of ARDS type determination and design of a monitoring tool providing sufficient data for the optimisation of ALV regimen.

2. Methods

Acute respiratory distress syndrome can be divided into two groups according to its pathogenesis—to pulmonary (primary) form of ARDS (ARDS_p), which is caused by a direct damage to the lung parenchyma, and extrapulmonary (secondary) form of ARDS (ARDS_{exp}), which is caused by acute inflammatory systemic reaction of the organism. To the differential diagnostics of pulmonary and extrapulmonary forms of ARDS, differences in mechanical parameters of the respiratory system can be used [2]. Compliance of the respiratory system (C_{rs}) is more or less similar in both forms. Lung compliance (C_L) is lower in ARDS_p and indicates stiff lungs. In contrary, compliance of the chest wall (C_{CW}) can be more than three times lower in ARDS_{exp} than in ARDS_p, which is a manifestation of a higher rigidity of the chest wall. Detraction of the chest wall compliance correlates with elevation of intraabdominal pressure (IAP). The parameters of the lung mechanics are summarised in Table 1 for the both ARDS types.

Table 1: Mechanical parameters of the respiratory system in pulmonary (ARDS_p) and extrapulmonary (ARDS_{exp}) types of ARDS.

Parameter	ARDS _p	ARDS _{exp}
C_{rs}	identical	identical
C_L	reduced	normal
C_{cw}	normal	very reduced
IAP	normal	increased
R_{rs}	identical	identical
R_{cw}	normal	very increased

The differences of the mechanical parameters of the respiratory system have been used for design of a novel monitoring system for HFOV measuring all of the parameters in real-time. The designed system for HFOV monitoring and measurement of the lung mechanics consists of two basic parts: hardware and software. The hardware part (depicted in Fig. 1) records pressure changes in the respiratory system and measures airflow by a pneumotachograph. In addition, the system records oesophageal pressure by an oesophageal balloon catheter and measures also intraabdominal pressure by Foley's transurethral catheter. Signals from

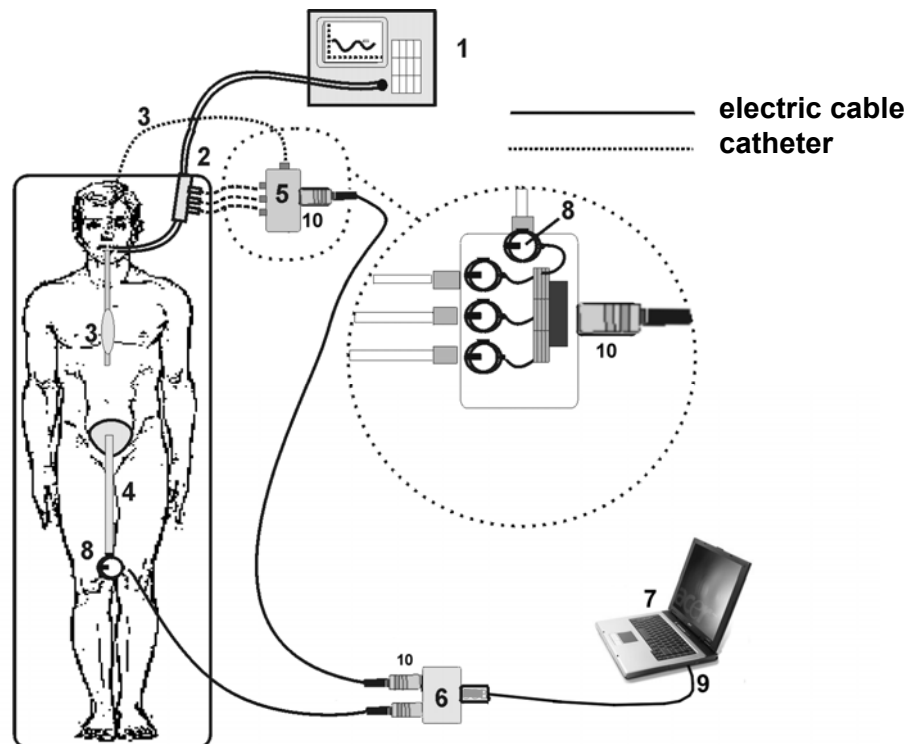


Figure 1: Design of the monitoring and diagnostic tool. 1—ventilator, 2—airway pressure and airflow sensors, 3—oesophageal balloon catheter, 4—Foley's transurethral catheter, 5—pressure/voltage transducers, 6—microprocessor-controlled measuring device, 7—computer, 8—individual pressure sensors, 9—Ethernet connection cable, 10—safe and coded electric connectors.

the sensors are filtered and digitized by an A/D transducer and digital data are transferred for analyses and calculations into a computer using Ethernet. The software part of the system consists of two basic subsystems. The first subsystem has a function of a classical monitor for artificial lung ventilation with a possibility to display standard parameters, curves and trends including special curves of oesophageal and intraabdominal pressures (Figure 2). The programme contains all basic display modes commonly used in commercial ventilators, including trends (Figure 3) and ventilatory loops. The other part of the software is unique and it encompasses a special set of algorithms for separate evaluation of the mechanical parameters of lungs and chest wall allowing distinguishing between ARDS_p and ARDS_{exp}.

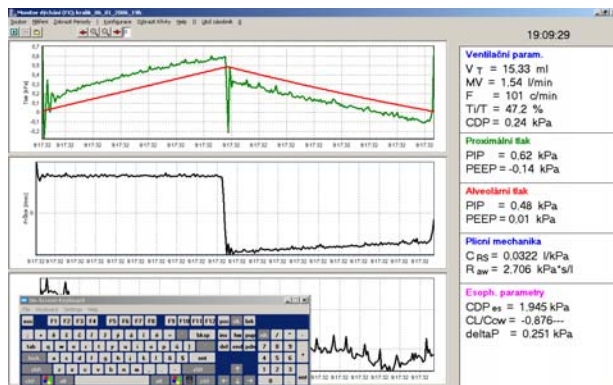


Figure 2: Example of a standard monitoring screen during high-frequency oscillatory ventilation of a rabbit.

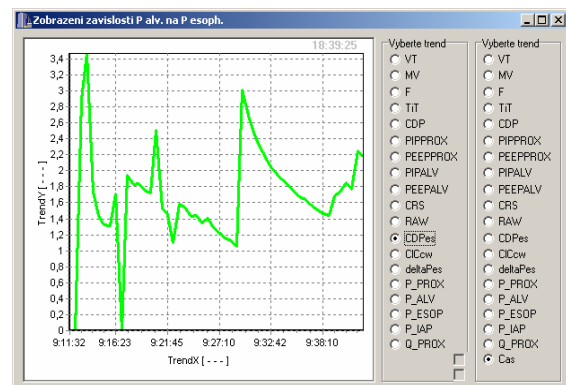


Figure 3: Example of depicting trends and selection of all the possible parameters recorded during the history of artificial ventilation.

Accuracy of the system was tested during an animal experiment on a group of rabbits (N=15) while pulmonary and extrapulmonary forms of ARDS were invoked (by oleic acid administration in the dose of 0.08 ml/kg B.W. and stiffened chest by a pressure cuff inflated at 2 kPa, placed around the chest and abdomen). Parameters measured and evaluated from the designed system were compared with the values provided by Galileo ventilator (Hamilton Medical), which has standardized procedures of measurement and evaluation. In some cases, there were not corresponding parameters available, provided by Galileo. The missing parameters were calculated from the provided ones using standardized equations and algorithms [4].

3. Results

The system has been tested during animal experiments a results were compared with parameters obtained from Galileo ventilator (Hamilton, Switzerland).

Pressure measurements accuracy was better than 5% and airflow and volume measurement accuracy was better than 10% in the whole range of Galileo settings. Compliance of the whole respiratory system from the designed device differed less than 10% from the Galileo value.

The main advantage of the system is breath-to-breath analysis of the lung, chest wall and the respiratory system compliances, which makes the system unique. These parameters are used for making decision about ARDS type and consequently about the best ventilatory strategy. An example of the changes in compliances in a rabbit in dependency on positive end-expiratory pressure, measured by the designed system, is presented in Figure 4.

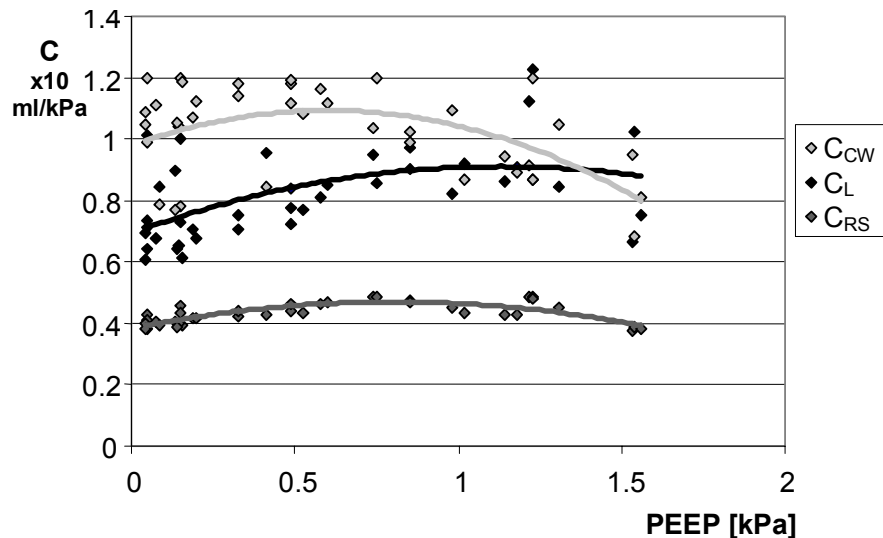


Figure 4: Dependency of chest wall, lung and the respiratory system compliances on increasing positive end-expiratory pressure (PEEP) in a rabbit.

4. Conclusion

The designed and tested system is able to analyze suitability of a patient for treatment of ARDS with high-frequency oscillatory ventilation, which is based on a detail analysis of the respiratory mechanics.

The tests confirmed not only functionality of the designed system, but also its ability to distinguish between pulmonary and extrapulmonary ARDS forms. It gives the clinician a tool for efficient and reasonable application of high-frequency oscillatory ventilation as a progressive unconventional ventilatory technique.

5. References

- [1] Gattinoni L, Pelosi P, et al. Acute Respiratory Distress Syndrome Caused by Pulmonary and Extrapulmonary Disease, *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158:3-11.
- [2] Pelosi P., D' Onofrio, et al. Pulmonary and Extrapulmonary Acute Respiratory Distress Syndrome Are Different, *Eur Respir J* 2003; 22: Suppl.42, 48-56.
- [3] Pacht, J., Roubik K., et al. Normocapnic High-Frequency Oscillatory Ventilation Affects Differently Extrapulmonary and Pulmonary Forms of Acute Respiratory Distress Syndrome in Adults. *Physiol. Res.* 55 (1): 15-24, 2006.
- [4] Nunn J. F. *Applied Respiratory Physiology*. Butterworths, London, 1969.

6. Acknowledgement

This research has been supported by research program No. MSM 6840770012.

MECHANISMY TRANSPORTU PLYNU V RESPIR. SOUSTAVĚ PŘI VYSOKOFREKVENČNÍ A KONVENČNÍ UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI

V. Kopelent, K. Roubík

Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT v Praze, Sítná 3105, Kladno
kopelent@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Proudění plynů v respirační soustavě je velmi důležité hlavně při optimalizaci umělé plicní ventilace. Z tohoto důvodu byly provedeny čtyři typy experimentů: 1) Proudění plynů ve skleněné trubici, 2) Proudění plynů ve skleněném modelu plicní struktury, 3) Proudění plynů ve skleněné trubici s aplikací TGI katétru, 4) Proudění plynů ve skleněném modelu plicní struktury s aplikací TGI katétru. Tyto experimenty jsou v textu popsány včetně grafické prezentace výsledků.

Výstupy simulací získané na skleněném modelu a přímé trubici jsou se shodují s Mochizukiho prací. Tím byl validován návrh vlastního experimentálního zařízení a zároveň i Mochizukiho práce. Kromě toho byly obdrženy výsledky vizualizace TGI katétru. Tento experiment ověřil, že TGI je vhodná podpurná ventilační technika minimalizující anatomický mrtvý dechový prostor.

1. Úvod

Matematické modelování proudění plynů v respirační soustavě je velmi užitečné, ale díky velmi složité struktuře respiračního systému musejí být při návrhu modelu použita jistá zjednodušení. Výhodou matematického modelování je bezesporu jeho cena, na druhou stranu návrh modelu vyžaduje mnoho času. Další výhodou matematického modelování je, že výstupy modelu nejsou ovlivněny okolním prostředím.

Oproti tomu stojí klasické (mechanické) experimenty prováděné v laboratorních podmínkách, které jsou velmi citlivé na jakýkoliv vliv okolního prostředí. Zároveň cena těchto experimentů je mnohem vyšší než u matematického modelování. Výhodou těchto experimentů je, že pokud jsou simulační parametry dobře nastaveny, tak obdržené výsledky jsou přesnější než při matematickém modelování. Existuje mnoho způsobů jak provádět experimenty, které se liší způsobem vyhodnocování získaných dat.

Způsob, který je použit v této práci je založen na Mochizukiho práci [1] – vizualizace ve vodním prostředí. Nevýhodou této metody je, že není možné provést následné vyhodnocení výsledků pomocí počítače, jak tomu je u metody PIV (Particle Image Velocimetry).

Hlavním důvodem této práce bylo provést vizualizaci proudění při použití TGI (Tracheal Gas Insufflation) metody. Obdobná vizualizace TGI ještě nebyla nikde v literatuře prezentována. TGI je založeno na tenkém TGI katétru, který je zaveden pár centimetrů před karinu. Katétreem proudí konstantní průtok čerstvé ventilační směsi bez ohledu na fázi nádechu či výdechu. Tím dochází k promývání hlavních bronchů čerstvou ventilační směsí, což způsobí redukci mrtvého dechového prostoru. Dalším důvodem pro provedení experimentu ve vodním prostředí byly jeho náklady, které jsou několika násobně nižší než u PIV. Posledním důvodem provádění tohoto experimentu bylo ověření Mochizukiho práce.

2. Vizualizace v plicní struktuře

Celá simulace je provedena ve vodním prostředí. Voda použitá jako transportní médium zjednodušuje proces vizualizace, rychlosti proudění jsou nižší než ve vzduchu. Tento rozdíl je způsoben rozličnými hodnotami kinematické viskozity, která je nižší u vody než u vzduchu. Aby byly dosaženy stejné podmínky proudění ve vodě jako ve vzduchu, musely být použity přepočtové vztahy, Reynoldsovo a Womersleyovo číslo [2].

Reynoldsovo číslo (Re) je definováno jako

$$Re = \bar{u} \cdot \frac{d}{\nu} \quad [-], \quad (1)$$

kde \bar{u} je střední rychlost proudění v trubici [m/s], d je průměr trubice [m] a ν je kinematická viskozita [m²s]. Reynoldsovo číslo vypovídá o povaze proudění v trubici, zda je laminární či turbulentní. Když je Reynoldsovo číslo menší než 1200, lze hovořit o laminárním proudění. Při Reynoldsovu čísle větším než 4000, je povaha proudění turbulentní. Mezi uvedenými hranicemi se proudění považuje za přechodné.

Womersleyho číslo (Wo) je definováno jako

$$Wo = \frac{d}{\bar{u}} \cdot \sqrt{\frac{2\pi f}{\nu}} \quad [-], \quad (2)$$

kde d je průměr trubice [m], \bar{u} je střední rychlost proudění v trubici [m/s], f je frekvence pulzačního proudění [Hz] a ν je kinematická viskozita [m²s]. Womersleyho číslo vypovídá o změně rychlostního profilu v trubici.

Parametry Wo a Re nabývají hodnot v průběhu konvenční ventilace (CV) (dechový objem T_V u CV odpovídá 500 ml a dechová frekvence f 0,25 Hz – tj. 15 dechů za minutu) 2,8 respektive 1105 v trachey. Womersleyho číslo pro vysokofrekvenční umělou plicní ventilaci (HFV) nabývá hodnot v intervalu 5 – 48 a Reynoldsovo číslo se pohybuje v intervalu 1800 – 6500 [2]. Rovnice (1) a (2) byly použity pro určení střední rychlosti proudění ve skleněném modelu založeném na reálné struktuře respiračního systému (následující kapitola).

3. Popis experimentu

Model respirační soustavy, který se skládá z prvních čtyřech generací plicní struktury, byl vyroben ze skla. Rozměry modelu respektují reálnou anatomickou strukturu respiračního systému popsanou Weibelovou prací [3],

$$\frac{L}{d_1} \approx 3.5, \quad \frac{d_1}{d_2} \approx 0.79, \quad (3)$$

kde L zastupuje délku první generace, d_1 zastupuje průměr první generace plicní struktury a d_2 představuje průměr druhé generace. Rovnice (3) byly použity rekurzivně pro výpočet rozměrů prvních čtyřech generací skleněného modelu. Úhly větvení rovněž respektují Weibelovu práci [3].

Uspořádání experimentu je vyobrazeno na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..** Pulzační proudění je generováno pomocí krokového motoru, jehož rotační pohyb je převeden na translační pohyb pomocí šroubu, který je axiálně propojen s krokovým motorem. Čtyři stříkačky jsou upevněny v mechanismu a písty od stříkaček jsou propojeny s hliníkovou deskou, která se pohybuje po šroubu. Výstupy ze stříkaček jsou pomocí hadic přivedeny do ustalovacího boxu, který je do systému zařazen proto, aby odstranil možné výskyty vírů, které by mohly ovlivnit výsledek experimentu. Ustalovací box je propojen hadicí s vodním rezervoárem, ve kterém je umístěn model. Dno vodního rezervoáru je pokryto pauzovacím papírem, který rovnoměrně rozptyluje světlo z halogenového zdroje umístěného pod vodním rezervoárem. Kolmo k vodnímu rezervoáru je na stativu upevněna digitální videokamera, která zaznamenává průběh experimentu.



Obr. 7: Uspořádání experimentu.

Byly provedeny čtyři typy experimentů:

1. proudění ve skleněné trubici
2. proudění ve skleněném modelu plicní struktury
3. proudění ve skleněné trubici s TGI katétrem
4. proudění ve skleněném modelu plicní struktury s TGI katétrem

4. Parametry experimentu (simulací)

Pro zviditelnění pulzačního proudění, bylo potřeba použít nějaké barvivo, které má malý difúzní koeficient ve vodním prostředí. Byl vybrán modrý inkoust, který tuto podmínku dobře splňuje. Inkoust byl dopraven na začátek modelu pomocí stříkačky a dlouhé tenké hadičky. Po injekci inkoustu do modelu byl zapnut záznam na digitální videokameru a ihned poté byl zapnut krokový motor s řídicí jednotkou, ve které byl uložen program pro vykonávání sinusového pohybu s přesně definovaným objemem a frekvencí. Tyto hodnoty byly určeny pomocí Reynoldsova a Womersleyho čísla.

Cílem tohoto experimentu bylo ověřit a zároveň podpořit výsledky matematického modelu [4], který ukázal, že TGI zvyšuje okysličení a to jak při konvenční tak i vysokofrekvenční umělé plicní ventilaci. Jelikož je příprava jednoho experimentu velmi časově náročná, tak nastavené parametry (Wo , Re) pro jednotlivé simulace odpovídaly přechodu mezi konvenční a vysokofrekvenční ventilací.

Použitý dechový objem by zvolen 108 ml. Tato hodnota byla zvolena tak, aby během prvního dechového cyklu nemohl dechový objem dosáhnout konce trubice či konce skleněného modelu plic. Zvolený dechový objem tak musel být menší než celkový objem modelu, proto byl nastaven na 108 ml. Zvolené Womersleyho číslo bylo 11,4 a Reynoldsovo číslo bylo 1200. Tomu odpovídá dechová frekvence 0,12 Hz. Ta byla vypočtena pomocí rovnic (1) a (2).

Průtok skrz TGI katétr byl zvolen shodný jako u matematického modelu [4], tedy 24% inspiračního průtoku, tj. 4,5 ml/s pro simulace, kde byl použit TGI katétr.

5. Výsledky

Při zkoumání pulzačního proudění v přímé trubce, obarvená voda nedosáhla konce trubice. Proudění v trubce se pohybovalo jako píst. Jiná situace nastala při vizualizaci pulzačního proudění v prvních čtyřech generacích plicní struktury, kde za stejných parametrů simulace obarvená voda dosáhla konce modelu i přesto, že skleněný model měl větší objem a délka skrz model byla delší o 2,3 cm než skleněná trubka (vzdálenost měřená v ose skleněného modelu je 34,8 cm, zatímco délka přímé trubky je 32,5 cm).

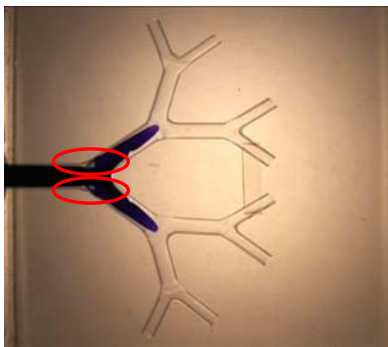
Pokud pomineme klasické mechanismy transportu plynů uváděné v literatuře (konvekce, difúze, asymetrické rychlostní profily, Taylorova disperze atd.), tak zde nastává velmi zajímavý efekt, který napomáhá transportu plynů. Tento efekt vzniká za přispění větvení respirační soustavy. Dochází ke vzniku zádržných oblastí, které jsou dvojího typu.

První typ zádržné oblasti je aktivní v průběhu inspiria v oblasti bifurkace: zachycuje exspirovaný vzduch (vzduch, který by měl být transportován ven z plic) viz Obr. 8.

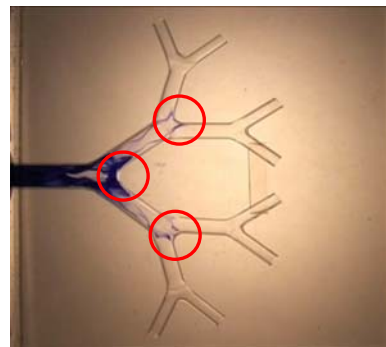
Druhý typ zádržné oblasti je aktivní v průběhu expirační fáze: jeho cílem je zachytit čerstvý vzduch, který dosáhl bifurkace a následně jej transportovat v dalším dechovém cyklu hlouběji do respirační soustavy viz Obr. 9.

Oba typy zádrží pomáhají transportovat čerstvý vzduch do respirační soustavy a odstraňují vydechnutý vzduch. Tento princip významně napomáhá celkovému transportu plynů v respirační soustavě, kde dechové objemy jsou srovnatelné nebo menší než anatomický mrtvý prostor. Proto je tento efekt velmi důležitý při vysokofrekvenční umělé plicní ventilaci.

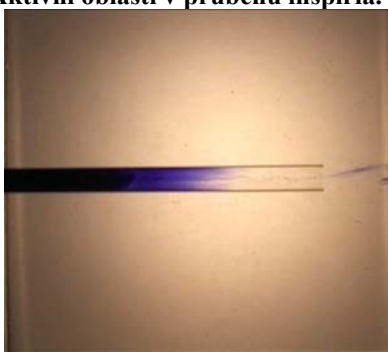
Při simulaci vlivu TGI na proudění plynů v trubce se ukázalo, že TGI signifikantně redukuje anatomicky mrtvý prostor, protože obarvená voda dosáhla konce trubky na konci druhého dechového cyklu při zachování stejných parametrů simulace viz Obr. 10. Průtok skrz TGI katétr představoval 24% z inspiračního průtoku. Simulace tak ukázala, že TGI významně přispívá k redukci mrtvého prostoru, protože u simulace bez aplikace TGI katétru obarvená voda konce trubky nedosáhla.



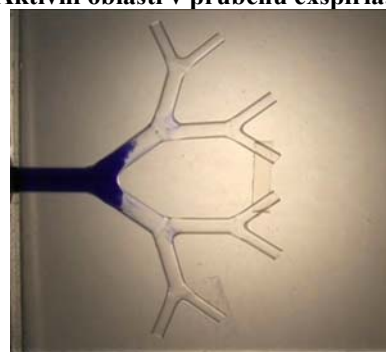
Obr. 8: Aktivní oblasti v průběhu inspiria.



Obr. 9: Aktivní oblasti v průběhu expiria.



Obr. 10: Redukce mrtvého prostoru TGI katétre.



Obr. 11: Redukce mrtvého prostoru TGI katétre.

Posledním experimentem bylo studium proudění plynů v modelu plicní struktury s TGI, ze se opět prokázalo, že TGI katétr redukuje anatomický mrtvý prostor viz Obr. 11.

6. Závěr

Výstupy simulací získané na skleněném modelu a přímé trubici se shodují s Mochizukiho prací. Tím byl validován návrh vlastního experimentálního zařízení a zároveň i Mochizukiho práce. Kromě toho byly obdrženy i první výsledky vizualizace TGI katétru.

Tento experiment ověřil, že TGI je vhodná podpurná ventilační technika minimalizující anatomický mrtvý dechový prostor.

Nevýhodou tohoto experimentu však je, že výsledky nemohou být numericky porovnány jako tomu je u metody PIV. Nicméně tento způsob vizualizace může být velmi přínosný při hledání nových typů TGI katétrů.

7. Použitá literatura

- [1] Mochizuki S: Convective Mass Transport During Ventilation in a Model of Branching Airways of Human Lungs, Proceeding of PSFVIP-4, Charmonix, France 2003.
- [2] Vališová K.: Vizualizační výzkum proudění modelu plic, CTU in Prague, 2003.
- [3] Weibel E. R.: *Morphometry of the human lung*, Academic press, New York, 1963.
- [4] Kopelent, V. - Roubík, K.: Effectivity of Tracheal Gas Insufflation on Artificial Lung Ventilation In: Zürich: Acta Press, 2004, s. 417-127. ISBN 0-88986-379-2.

8. Poděkování

Práce byla podporována VZ MŠMT ČR č. MSM 6840770012.

STUDIUM FYZIKÁLNÍCH VLASTNOSTÍ HELIOXU A JEHO VYUŽITÍ PŘI UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI

M. Rožánek, K. Roubík

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství,
katedra biomedicínské techniky, Kladno
rozanek@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Studie se věnuje teoretickým možnostem přínosu využití helioxu v respirační péči. Heliox je směs kyslíku a helia, která má značně odlišné fyzikální parametry od vzduchu. Jiné fyzikální parametry, zejména však menší hustota směsi, umožňují optimalizovat respirační péči pacienta např. snížením dechové práce. V této studii je studován vliv použití helia na celkovou impedanci respiračního systému pomocí matematického modelu.

1. Úvod

Existuje mnoho objektivních příčin, které vedou k respiračním problémům. Přítomnost závažných respiračních problémů vyžaduje přítomnost umělé plicní ventilace nebo jiných podpůrných technik, které umožní dopravit dostatečné množství kyslíku pacientovi. I přes značný vývoj v oblasti intenzivní respirační péče zůstává značné množství pacientů, kteří mají z použití podpůrných metod ventilace malý nebo žádný benefit. Jedním z moderních trendů v respirační péči je minimalizace dechové práce a optimalizace procesu spontánní či umělé plicní ventilace. Cílem je minimalizace rizika poškození respiračního systému. Jednou z variant, která může vést ke snížení dechové práce a ke zlepšení ventilace u pacientů s respiračními problémy je použití helioxu.

2. Metody

Heliox je směs helia a kyslíku, která se odlišuje od vzduchu výrazně nižší hustotou směsi. Hodnota Reynoldsova čísla (Re), která určuje, zda bude proudění tekutiny laminární či turbulentní, je podle rovnice (1) [1] přímo úměrná hustotě dýchací směsi:

$$Re = \frac{\rho v r}{\eta}, \quad (1)$$

kde ρ je hustota tekutiny, v je rychlost proudění a r je poloměr trubice a je dynamická viskozita tekutiny. Z toho vyplývá, že i při vyšších rychlostech, kde dochází při použití vzduchu k turbulencím, je proudění při použití helioxu ještě laminární. Při stejném tlakovém spádu je podle Hagen-Poiseuilleovy rovnice [1] výsledkem lepší proudění helioxu oproti vzduchu. Rovnice (2) ukazuje závislost vztah pro proudění tekutiny při laminárním proudění:

$$\dot{V} = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8 \mu l}, \quad (2)$$

kde \dot{V} je průtok, ΔP je taková diference, μ je dynamická viskozita a l je délka trubice. Průtok je však při použití helioxu zlepšený i při vyšších rychlostech, kde je proudění již turbulentní,

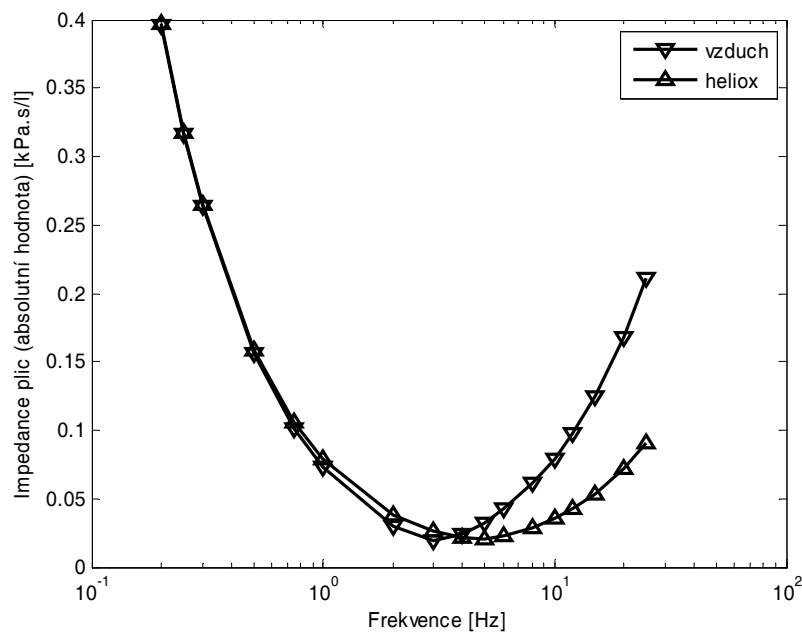
protože průtok je během turbulentního typu proudění nepřímo úměrný hustotě dýchací směsi, která je u helioxu výrazně nižší než u vzduchu. Závislost pro turbulentní proudění je popsána rovnicí (3) [1]:

$$\dot{V}^2 = \frac{4\pi^5 \Delta P}{\rho l}, \quad (3)$$

Heliox je zkoušen v respirační péči nejčastěji ve směsích 30 % kyslíku a 70 % helia (heliox 70:30) a 20 % kyslíku a 80 % helia (heliox 80:20). Použití těchto směsí bylo demonstrováno na elektroakustickém modelu respiračního systému [2], který umožňuje studovat interakci mechanických parametrů respiračního systému a různých režimů umělé plicní ventilace pro různé dýchací směsi. Cílem modelování bylo prokázat, zda má heliox potenciál ke zlepšení benefitu pacienta při umělém či spontánním dýchání.

3. Výsledky

Pomocí modelu byla sledována celková impedance respiračního systému při použití vzduchu a helioxu 70:30 jako ventilační směsi. Výsledek simulace je uveden na Obr. 1.



Obr. 1: Závislost celkové plicní impedance na frekvenci pro ventilační směsi vzduch a heliox 70:30.

Simulace provedené na modelu ukázaly, že v oblasti kmitočtů, které odpovídají vysokofrekvenční umělé plicní ventilace vede použití helioxu ke snížení celkové plicní impedance, což má pozitivní vliv na proudění dýchací směsi respiračním systémem. Zároveň dochází k posunu rezonanční frekvence respiračního systému z $f_r = 3$ Hz na hodnotu $f_r = 5$ Hz. Při použití helioxu v poměru 80:20 byly změny menší než při použití helioxu 70:30. Změny vyvolané použitím helioxu jsou přímo úměrné množství helia ve směsi.

4. Diskuse

Heliox má potenciál být vhodnou doplňující technikou v respirační péči. Díky svým fyzikálním parametřům poskytuje užití helioxu zajímavé výhody oproti vzduchu. Helium je inertní plyn, což značně zjednodušuje jeho použití v respirační péči, protože ani dlouhodobé dýchání helia nemá žádné negativní vlivy na pacienta [3]. Při ventilaci s helioxem je zlepšené proudění v respiračním systému v důsledku jiných vlastností této směsi. Nicméně je nutné podotknout, že použitý model zohledňuje pouze odlišné fyzikální vlastnosti ventilační směsi, nepostihuje laminární a turbulentní proudění. Z teoretických poznatků je však zřejmé, že při použití helioxu je zlepšený průtok při konstantním tlakovém gradientu u obou typů proudění. Zřejmou nevýhodou využití helioxu v respirační péči však zůstává značná pořizovací cena helia.

5. Závěry

Heliox je zajímavou variantou, která může pozitivně ovlivnit proudění plynů při ventilaci a tím např. zmenšit dechovou práci pacienta. Pozitivní vliv využití helia byl potvrzen modelem. Pro získání dalších poznatků je chystána studie použití helioxu při chronických dýchacích problémech lidí.

6. Použitá literatura

- [1] Hess, R., Fink, J. B., Venkataraman, S. T., et. al.: The History and Physics of Heliox, *Respir. Care*, 51(6) (2006), s. 608–612.
- [2] Rožánek, M.: Modelování respiračního systému [Doktorská práce (Ph.D.)], Praha: ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2007. 124 s.
- [3] Zazula R., Tyll T., Spálený A., Schindler I.: Heliox a jeho místo v léčbě respirační insuficience, *Stud. Pneumol. Phthiseol.*, 66, 2006, s. 252-257.

7. Poděkování

Práce je podporována VZ MŠMT ČR č. MSM 6840770012.

VYUŽITÍ ELEKTRICKÉ IMPEDANČNÍ TOMOGRAFIE PRO SLEDOVÁNÍ DISTRIBUCE DECHOVÉHO OBJEMU PŘI UMĚLÉ PLICNÍ VENTILACI

R. Grünes, K. Roubík, M. Rožánek, V. Kopelent, K. Bláha

ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského Inženýrství, Kladno

grunes@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

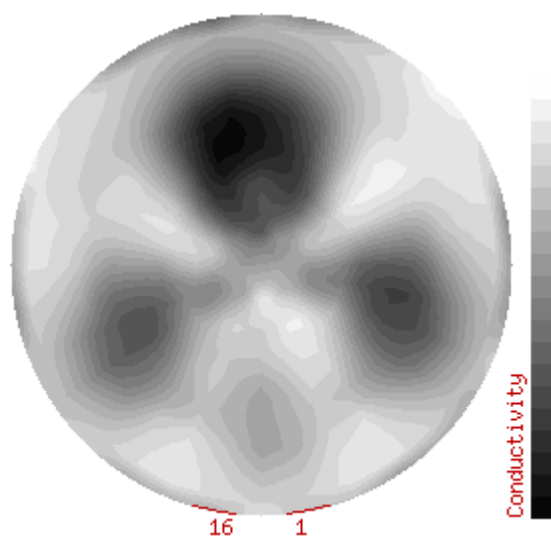
Práce se zabývá možností využití EIT pro monitorování regionální ventilace plic při vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV). Metoda HFOV nebyla doposud zcela popsána, a proto je cílem funkce této ventilační techniky lépe prostudovat. V práci jsou porovnány současné systémy z hlediska parametrů potřebných pro monitorování HFOV. Jsou zde také navrženy možné úpravy stávajících systémů tak, aby lépe splňovaly požadavky potřebné monitorování regionální ventilace plic při HFOV.

1. Úvod

Současným trendem v oblasti umělé plicní ventilace (UPV) je optimalizace parametrů ventilace a volba vhodného ventilačního režimu v závislosti na stavu plicní mechaniky respiračního systému pacienta. Jednotlivé režimy UPV dosahují rozdílné účinnosti při různých formách poškození plicní tkáně. Vhodná volba režimu a jeho parametrů by měla přispět k optimalizaci oxygenace krve a zároveň ke snížení nežádoucího namáhání plicní tkáně.

Pro sledování mechanické funkce plic a míry jejich provzdušnění během UPV je s úspěchem využívána elektrická impedanční tomografie (EIT). Jedná se o neinvazivní vyšetřovací techniku, která slouží k zobrazení prostorového rozložení rezistivity prostředí. Výhodou této vyšetřovací metody je fakt, že nezatěžuje organismus, jako je tomu například u počítačové tomografie, kdy dochází k nežádoucímu zatížení organismu dávkou rentgenového záření.

Z ventilačních režimů se blíže zaměříme na monitorování vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). Která na rozdíl od konvenčních ventilačních režimů pracuje s vyššími dechovými frekvencemi. Dechová frekvence při HFOV bývá v řádu jednotek až desítek dechů za sekundu na rozdíl od 16 dechů za minutu u konvenční ventilace. To klade vyšší hardwarové nároky na systémy EIT, proto je vhodné prostudovat současné možnosti těchto systémů, zda jsou vůbec pro tato měření vhodné.

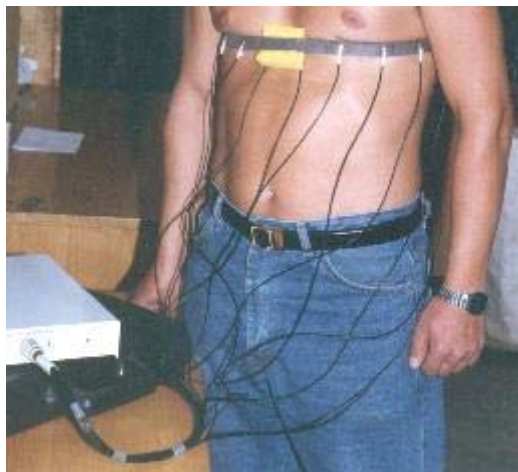


Obr.1 Statický snímek EIT zdravého dospělého člověka, 16. elektrodový systém [4].

2. Současný stav

Na vývoji systémů pro EIT pracuje v současné době v regionu Evropy několik výzkumných týmů. Jednou z nejvýznamnějších výzkumných skupin v oblasti lékařského využití EIT je skupina působící v Centru anesteziologie, mimořádné a intenzivní péče v německém Goettingenu soustředěné okolo Guentera Hahna. Skupina spolupracuje s firmou Sensormedics, VIASYS Healthcare (Nizozemí) na vývoji komerčního systému GoeMF 2 EIT systém. Tento systém používá pro měření rezistivity tkáně šestnáct elektrod s amplitudou proudového impulsu 5 mA a frekvencí impulsu až 70 kHz. Výsledný snímek zobrazující řez rozložení rezistivity tkáně je systém schopen generovat 44 krát za sekundu v matici s rozlišení 32x32 pixelů [1].

Další skupinou, která se zabývá vývojem měřicího systému EIT je výzkumný tým působící na Fakultě technických věd na University College London a na Middlesex University také v Londýně. S firmou Maltron International Ltd skupina spolupracuje na vývoji komerčního systému The Maltron Sheffield Mk 3.5. K měření systém používá osm elektrod s generovaným proudovým impulsem s amplitudou 0,2 mA, frekvenci impulsu výrobce neuvádí. Výsledný snímek zobrazující řez rozložení rezistivity tkáně je systém schopen generovat 25 krát za sekundu v matici s rozlišení 8x8 pixelů [3].



Obr.2 Šestnácti-elektrodový EIT systém vyvinutý na Ruské akademii věd [5].

Třetí skupinou je tým pana doktora Alexandra V. Korjenského působícího na Institutu radiotechniky a elektroniky Ruské akademii věd. Systém vyvinutý na akademii používá stejně jako systém GeoMF 2 soustavu šestnácti elektrod s generovaným proudovým impulsem 1 mA s vlastní frekvencí 8 kHz. Výsledný snímek zobrazující řez rozložení rezistivity tkáně je systém schopen generovat 25 krát za sekundu v matici s rozlišení 16x32 pixelů [2].

3. Navrhovaná řešení

S ohledem na uvedené parametry dostupných EIT systémů nastává v případě HFOV problém s monitorováním distribuce plynu během dechového cyklu. Nejvyšší udávaná snímací frekvence je 44 snímků za sekundu v případě goettingenského systému GeoMF 2, při standardní dechové frekvenci 16 dechů za sekundu v režimu HFOV, tak dostáváme časové rozlišení dva snímky na dechový cyklus. To je k popsání procesu distribuce plynu při HFOV nedostačující.

Také rozlišovací schopnost systémů s šestnácti elektrodami a výsledné matici 32x32 pixelů při průměrném obvodu hrudníku člověka 90 cm odpovídá 1,5 pixelu na cm^2 vyšetřované tkáně. Dostáváme se tak na úroveň rozlišení bronchů v první generaci, jejichž poloměr je 0,6 cm. Při zvětšení rozlišení výsledné matice na 128x128 pixelů odpovídajícím navýšením počtu elektrod se teoreticky dostaneme na rozlišení osmé generace bronchů.

Na řešení těchto nedostatků, které brání monitorování regionální ventilace plic, v současné době spolupracujeme s ruským týmem z Ruské akademie věd. Jako možné řešení zvýšení časového rozlišení se nabízí synchronizovat spolu systém UPV a systém EIT tak, aby bylo možné získat časový vývoj distribuce plynu v plicích přes více dechových period. To

umožňuje ta skutečnost, že ventilace pacienta není spontánní, ale řízená v přesně definovaných časových okamžicích. Dále se také zabýváme myšlenkou zdokonalení současného systému a zvýšení jeho výkonnosti ať už do počtu snímků za sekundu nebo jeho rozlišovací schopnosti. Tento proces vývoje je ale dlouhodobější, neboť klade nemalé nároky na hardwarovou část systému.

4. Závěr

Využití EIT pro monitorování regionální ventilace plic při HFOV je možné při modifikaci stávajících systémů EIT. Současné systémy totiž nenabízejí dostatečné časové rozlišení, které je potřebné pro monitorování HFOV, kdy je zapotřebí snímací frekvence alespoň 56 snímků za sekundu. Jako vhodné řešení tohoto problému se nabízí synchronizovat systém EIT s plicním ventilátorem a snímky získat přes více dechových period. V současné době již na řešení tohoto problému spolupracujeme s kolegy z Ruské akademie věd.

Zároveň systémy dnes dostupné na trhu neumožňují rozumné rozlišení vyšetřované tkáňe. Obrazové rozlišení systému odpovídá při obvodu hrudníku 90 cm rozlišení 1,5 pixelu na cm^2 , tento problém je možné odstranit zvýšením počtu snímacích elektrod.

5. Použitá literatura

- [1] Frerichs et al.: Lung Volume Recruitment after Surfactant Administration Modifies Spatial Distribution of Ventilation, *Int Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2006; 174: 772-779.
- [2] Korzhenevskii, A. V., Kornienko, V. N., Kultiasov, m. Yu.: Electrical Impedance Computerized Tomograph for Medical Applications, *Instruments an Experimental Techniques*, Vol. 40, No. 3, 1997, pp. 415-421
- [3] Maltron International Ltd. The Maltron Sheffield MK 3.5, The Pioneer of Electrical Impedance Tomography. 2004 [cit. 15. 6. 2007]. <<http://www.maltronint.com/imaging.htm>>
- [4] Korjenevsky, A. ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY ILLUSTRATIONS. 2006 [cit. 15. 6. 2007]. <<http://www.cplire.ru/tserver/gallery/>>
- [5] Korjenevsky, A. ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY ILLUSTRATIONS. 2006 [cit. 15. 6. 2007]. <<http://www.cplire.ru/html/tomo/eitimage.html>>

6. Poděkování

Práce byla podporována VZ MŠMT ČR č. MSM 6840770012.

ROZVOJ A VYUŽITÍ TETRAPOLÁRNÍ BIOIMPEDANČNÍ ANALÝZY

M. Janouch

Katedra kybernetiky, ČVUT v Praze, Česká republika
janouch@bluem.cz

Abstrakt:

Tetrapolární bioelektrická impedanční analýza (BIA) je rychlá a neinvazivní metoda, sloužící k určení tělesného složení. Její podstatou jsou predikční rovnice, které na základě znalosti elektrické impedance těla a základních tělesných parametrů určují poměrné zastoupení jednotlivých tělesných tkání. V současné době se BIA nejvíce uplatňuje na obezitologických a dietetologických pracovištích. Svoje místo také našla ve fitness centrech. Její využití má ovšem daleko širší oblast. Díky diagnostice a charakteristice nedostatečné výživy a hydratačních poruch nalézá své uplatnění také v klinické praxi. Úspěšně a účelně může být nasazena v gastroenterologii, endokrinologii, pediatrii, nefrologii a dalších lékařských odvětvích.

Rozvoje tetrapolární bioimpedanční analýzy v České republice je možno dosáhnout především sjednocením a používáním speciálních predikčních rovnic určených pro českou populaci. Další rozvoj spočívá také ve vytvoření dostatečně adaptivního a mobilního software, použitelného ve většině případů nasazení BIA. Takovýmto softwarem by mohla být například modulární aplikace BIAtch2006.

1. Úvod

Tetrapolární bioimpedanční analýza je metoda, která se primárně používá k analýze tělesného složení. Jejími výhodami jsou rychlost, neinvazivnost, jednoduchá obsluha a především nízké provozní náklady. Právě těmi se snaží nahradit v současnosti používané metody v podobě duální rentgenové absorpciometrie (DEXA) a podvodního vážení [2]. Díky diagnostice stavu hydratace a vyživenosti organismu je možnost jejího uplatnění v široké oblasti lékařských odvětví. K tomu je ovšem nutno vytvořit dostatečně spolehlivé a robustní aplikace a také predikční rovnice zaměřené na vybranou populaci a lékařskou oblast.

2. Možnosti využití BIA

Vzhledem k velmi dobré reprodukovatelnosti výsledků je BIA vhodná pro opakovaná kontrolní měření, pro sledování změn tělesných parametrů. Oblastí použití je především diagnostika a charakteristika nedostatečné výživy či hydratačních poruch, stejně jako kontrola průběhu výživové terapie, terapie s růstovým hormonem a komerčně především jako kontrola u dietních programů [3].

V gastroenterologii je možné bioimpedanci využít jako podpůrný diagnostický nástroj při kontrole stavu aktivní tělesné hmoty, jejíž bilance hraje důležitou roli např. u chronického zánětlivého onemocnění střev, chronické pankreatitidy, nebo jaterní cirhózy [5].

U HIV pozitivních pacientů je možno nárůstem aktivní tělesné hmoty ukázat, zda pacientům zabírá antiretrovirální terapie. Nedostatečná výživa organismu je zároveň velkým prognostikem morbidity. Ve studiích je prokázáno, že již v časných stádiích HIV nákazy je nižší fázový úhel (jenž je možno určit z měření BIA) nejlepším prediktivním parametrem pro dlouhodobé přežití [4].

V endokrinologii je možno pomocí BIA sledovat úspěšnost hormonální léčby u akromegálií nebo Cushingova syndromu [6].

V pediatrii je možno BIA využít k určení stavu hydratace novorozenců. U dětí mladšího a předškolního věku slouží k určení správného výživového režimu pro zdravý růst organismu. U dětí s problémy malého a pomalého růstu slouží úspěšně k určení tukuprosté hmoty při terapii růstovým hormonem [3].

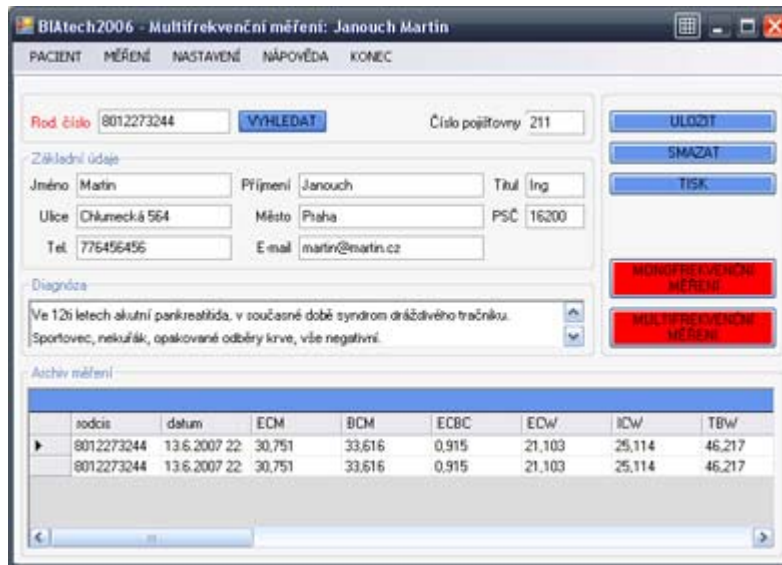
V nefrologii se BIA stává důležitou pro dialytické pacienty. Kromě určení stavu hydratace slouží také k diagnostice a charakteristice nedostatečné proteinové výživy. U pacientů

podrobujících se dialýze je z dlouhodobého hlediska také nutné určení tzv. suché tělesné hmoty [6].

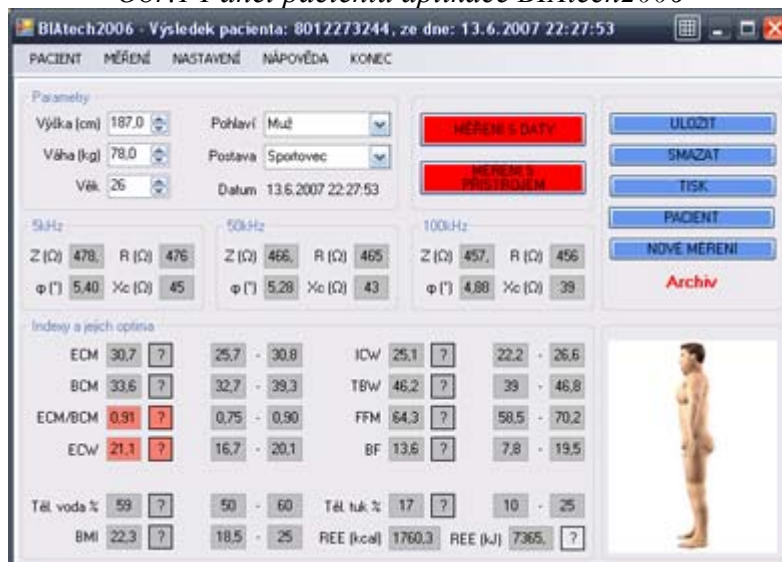
V neposlední řadě je využití bioimpedance výhodné u léčby obezity. Sledování změn ukazatelů tělesného složení může výrazně pomoci nejen při nastavení správných návyků, ale také při psychické terapii a jako silný motivační prvek [1].

3. Modulární aplikace BIAtch2006

Aplikace BIAtch2006 vzniká paralelně ve dvou verzích. Jedna je určena pro stolní čítače a notebooky, druhá pro kapesní počítače PDA. Jedná se o „stavebnicový“ systém, dající se z jednotlivých modulů, zaměřených na konkrétní lékařské odvětví. Pro každý z modulů je důležitá variabilita a možnost uzpůsobení aplikace konkrétním požadavkům. Z toho důvodu je uživateli umožněno měnit speciální predikční rovnice sloužící k výpočtům nových parametrů z hodnot impedance. V současné době je k dispozici společný modul pro diatrii a obezitu.



Obr.1 Panel pacientů aplikace BIAtch2006



Obr.2 Panel měření v modulu Pediatrie a Obezita

Výsledky vyhodnocení je možno dále zpracovat, uložit k záznamu pacienta, případně vytisknout. Data je také možno exportovat do formátu xls a csv. K modulu Pediatrie a Obezita také patří možnost měnit predikční rovnice určující jednotlivé tělesné parametry

Základem aplikace je společná databáze pacientů (obr.1), která umožňuje vést evidenci jednotlivých osob, jejich diagnóz a všech měření, která podstoupili. Z této databáze je možno prohlížet všechna archivní měření jednotlivých pacientů, pracovat s kartou pacienta, přejít k dalšímu měření, nebo přejít do archivu. V archivu pacientů a měření je možno filtrovat data podle několika kritérií. Kartu pacienta je samozřejmě také možno tisknout.

V modulu Pediatrie a Obezita (obr.2) se zadávají základní tělesné parametry měřené osoby (výška, váha, věk) a parametry elektrické z bioimpedančního analyzátoru. Výstupem je podrobné vyhodnocení tělesného složení, včetně určení bazálního metabolismu a také zobrazení orientačního náhledu rozložení tělesných proporcí. Ke každému tělesnému indexu jsou zobrazena příslušná optima a také podrobná nápověda popisující vlastnosti indexu.



Obr.3 Panel nastavení predikčních rovnic

(obr.3). Na panelu Nastavení v aplikaci můžeme po zadání správného systémového hesla měnit konstanty u obecných predikčních rovnic. K dispozici je 11 základních rovnic, z nichž jsou odvozeny rovnice další. Pro snížení možnosti chyby je každá rovnice ukládána zvlášť. Během ukládání je jednak kontrolován formát dat a zároveň je kopie rovnic exportována do jednotlivých textových souborů pro možnost opětovného importu při ztrátě dat.

4. Závěr

Bioimpedanční analýza je atraktivní metoda vhodná pro určení tělesného složení. Její praktické využití se stále rozšiřuje a je podmíněno cenovou dostupností analyzátorů a především existencí vhodného a dostatečně adaptivního software. Za pomoci modulárního systému BIAtech2006 by mohla BIA sloužit jako univerzální nástroj na řadě lékařských a poradenských pracovišt'.

5. Použitá literatura

- [1] Deurenberg, P – Schouten, FJM. : Loss of Total Body Water and Extracellular Water Assessed by Multifrequency Impedance. In: Eur J Clin Nutr., 1992, 46:247-255
- [2] Kyle, U. G. – Pichard, C.: Bioelectrical Impedance Analysis – part I.: Review of Principles and Methods. In: Am J Clin Nutr, 2004, 23:1226-1243
- [3] Kyle, U. G. – Pichard, C.: Bioelectrical Impedance Analysis – part II.: Utilization in Clinical Practice. In: Am J Clin Nutr, 2004, 23:1430-1453
- [4] Kotler, DP. – Wang, J.: Magnitude of Body-cell-mass Depletion and the Timing of Death from Wasting in AIDS. In: Am J Clin Nutr, 1989, 50:444-447
- [5] Hill, GL. – Jonathan, E.: Rhoads Lecture. Body Composition Research: Implications for the Practice in Clinical Nutrition. In: JPEN J Parenter Enteral Nutr, 1992, 16:197-218
- [6] Roubenoff, R. – Harris, TB.: Application of Bioelectrical Impedance Analysis to Elderly Population. In: J Gerontol, 1997, 52A:M129-136

6. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantu 1ET101210513 Relační strojové učení pro průzkum biomedicínských dat.

BIOHYDROGENIX2 – MĚŘENÍ ŽIVOTNÍCH FUNKCÍ PILOTA HYDROGENIXU2

M. Černý, J. Floder

VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky, Laboratoř biomedicínského inženýrství
martin.cerny@vsb.cz

Abstrakt:

Biohydrogenix2 je součástí projektu Vzdálené domácí péče, který je na naší laboratoři řešen. Snímače a senzory pro projekt vzdálené domácí péče jsou díky tomuto projektu testovány ve ztížených podmínkách při monitorování životních funkcí pilota vozítka poháněného vodíkem, které je vytvářeno a zkoušeno na naší katedře a zúčastňuje se soutěže Shell Eco Marathon. Mezi snímané biologické signály bylo vybráno bipolární EKG, pulsní křivka, nasycení krve kyslíkem a teplota pilota a okolí. Ke snímání uvedených signálů jsou využity jednak komerční OEM moduly, ale také vlastní zapojení. Měřená data jsou přenášena za pomoci ZigBee modulů a radiových modulů. Součástí je také software pro příjem a zobrazení dat.

1. Úvod

V rámci projektu Vzdálené domácí péče je realizováno i měření životních funkcí pilota vozítka poháněného vodíkem (Hydrogenix), které je vyvíjeno a zkoušeno na katedře měřicí a řídicí techniky fakulty elektrotechniky a informatiky.

Základem této práce je měření a přenos vybraných biologických signálů pilota závodního vozu. Ve světě sportu je dnes naprosto obvyklé monitorovat sportovce v průběhu sportovních výkonů. Měřenými parametry bývá elektrokardiogram, srdeční frekvence, dechová frekvence, dechová frekvence a teplota. Na základě těchto měřených parametrů je možno posoudit vliv tělesné zátěže a stresových situací na sportovní výkon.

Tato práce také řeší využití nových bezdrátových technologií v oblastech biomedicínského inženýrství. Práce kombinuje využití bezdrátových technologií krátkého a středního dosahu pro přenos měřených biologických signálů. Pro přenos dat na krátké vzdálenosti – uvnitř vozidla, je využívána ZigBee technologie. Všechna naměřená data jsou z vozidla přenášena pomocí bezdrátových radiových OEM modulů.

Využití bezdrátová technologie je pro uživatele (pilota) velkou výhodou. Pilot není obtěžován zbytečnými kabely, manipulace s měřicími přístroji je jednodušší. Zařízení jsou tak více flexibilní a využitelná.

2. Rozbor

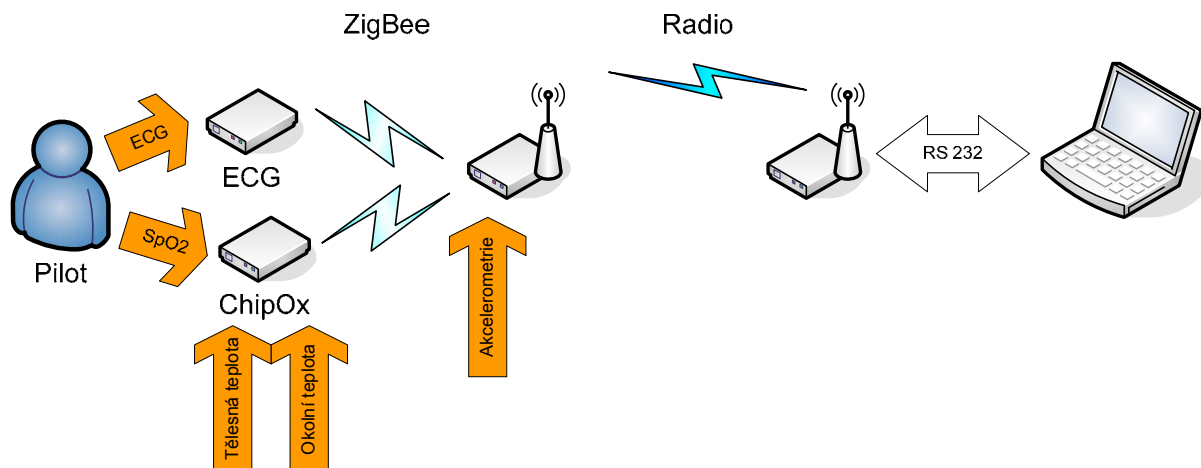
Díky vybraným biologickým parametrům je možné monitorovat základní životní funkce které vypovídají o aktuálním fyzickém a psychickém stavu pilota v průběhu řízení speciálního vozidla v extrémních situacích. Další podmínkou je co nejméně vyrušovat a obtěžovat pilota v průběhu měření, aby nebyla zbytečně rušena jeho pozornost. Pilot se nesmí cítit nepříjemně při měření, neměl by být vyrušován nepříjemným pocitem, že je připojen k senzor a systému ů měřících přístrojů. Senzory také musí být umístěny na místech, kde je nejmenší náchylnost k pohybovým artefaktům, na pohybech, které se často při řízení objevují (pohyby rukou a podobně).

Při výběru senzorů byl kladen důraz také na délku kabelů spojujících senzory a měřicí zařízení, tak aby nedošlo k náhodným odpojením kabelů jak od senzorů tak od měřících zařízení.

Dalším kritériem pro výběr měřících zařízení byla dostupnost použitých senzorů, měřících modulů a použitých součástek. Důležitým hlediskem také byla cena užitých zařízení.

Měřenými parametry jsou bipolární jednosvodový elektrokardiogram z něhož je vyhodnocována tepová frekvence, nasycení krve kyslíkem, pulsní křivka, tělesná teplota, okolní teplota a také zrychlení vozu (akcelerometrie).

Měřicí řetězec je složen z několika funkčních bloků určených pro měření biologických signálů, zařízení pro sběr těchto naměřených hodnot, případné předzpracování a bezdrátový přenos dat do vzdáleného měřicího počítače. Zde jsou přijatá data dekodována, zpracovávána, zobrazena a uložena do datového souboru, tak aby mohla být následně vyhodnocována.



Obr.1 Navržený měřicí řetězec

3. Hardware

Měření pulsní křivky a nasycení krve kyslíkem je realizováno za využití OEM modulu ChipOx. Tento OEM modul je určen pro neinvazivní snímání saturace krve kyslíkem, plethysmografickou křivku a tepovou frekvenci. ChipOx také nabízí využití tří A/S převodníků s maximálním vstupním napětím o 2400 mV. Každý kanál A/D převodníků může být vzorkován frekvencí 100 Hz s rozlišením 12 bitů. Vzorkovací frekvence může být uživatelem konfigurována dokonce v průběhu měření.

Dva z těchto tří vstupů jsou užity pro měření tělesné teploty a okolní teploty. Vzhledem k výše uvedeným požadavkům na senzory byl pro snímání použit ušní senzor, který je možno lehce upevnit na ucho pilota a uschovat jej pod ochranou přílbu.



Obr.2 Modul ChipOx a ušní senzor

Ke snímání jednosvodového bipolárního EKG bylo využito jednoduchého zapojení ze součástek vyráběných firmou analog device (AD620).

Pro vzorkování signálu byl využit jeden ze vstupů A/D převodníku ZigBee modulu PAN4551. Pro snímání byly použity standardní senzory BlueDot

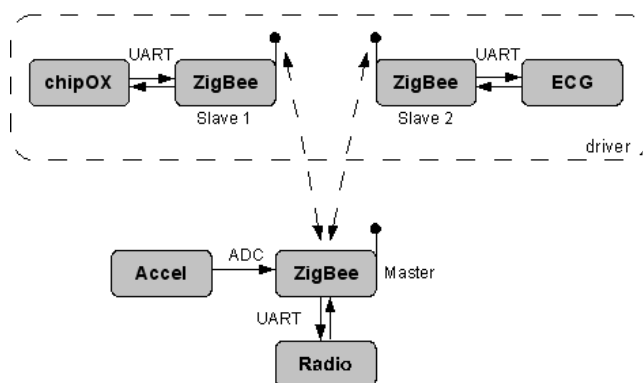
PAN4551 ZigBee modul od firmy Panasonic je využíván v tomto projektu. SIP PAN4551 je složen ze ZigBee vysílače MC3193 a mikroprocesoru HC9S08GT oba od firmy

Freescale. Přenos dat je realizován na frekvenci 2,4 GHz, rozdělené do 16 kanálů. Přenos dat je realizován ve formě paketů s CRC kontrolním součtem kontrolovaným hardwarem. Maximální vzdálenost mezi dvěma zařízeními se pohybuje od jednotek do desítky metrů, což plně vyhovuje použití v této práci. Spotřeba PAN 4551 se okolo 30 mA něhem vysílání a 4 μ A v režimu spánku - idle state.

Pro přenos dat z vozidla byly vybrány OEM radiové moduly AC 4868od firmy Aerocomm. Tyto moduly uskutečňují přenos na frekvenci 868 MHz v maximálním výstupním vysílacím výkonem 250mW. Modul vyniká malými rozměry (40 x 50 [mm]) a dobrou maximální přenosovou rychlostí (57,6 Kbps). Moduly mohou pracovat v potvrzovaném režimu (acknowledged mode) a nebo stream data módu. Formátem data je standardní sériový protokol RS232. Pro tuto aplikaci byl vybrán stream data mód a maximální vysílací výkon okolo 100mW a point-to-point komunikace.

4. Komunikace

Bezdrátová ZigBee síť měřících zařízení se skládá ze dvou slave zařízení a jedné řídicí master jednotky. Řídicí jednotka master přijímá naměřené hodnoty od dvou uvedených slave zařízení, ke kterým jsou připojeny měřící přístroje (popř. obvody).



Obr.2 Topologie bezdrátové sítě

Řídicí jednotka ZigBee sítě je spojena v malém vestavném systému s uvedeným radiovým modulem, díky němuž jsou master jednotkou ZigBee sítě přijatá data posílána dál radiovým spojením do centrálního PC umístěného v depu.

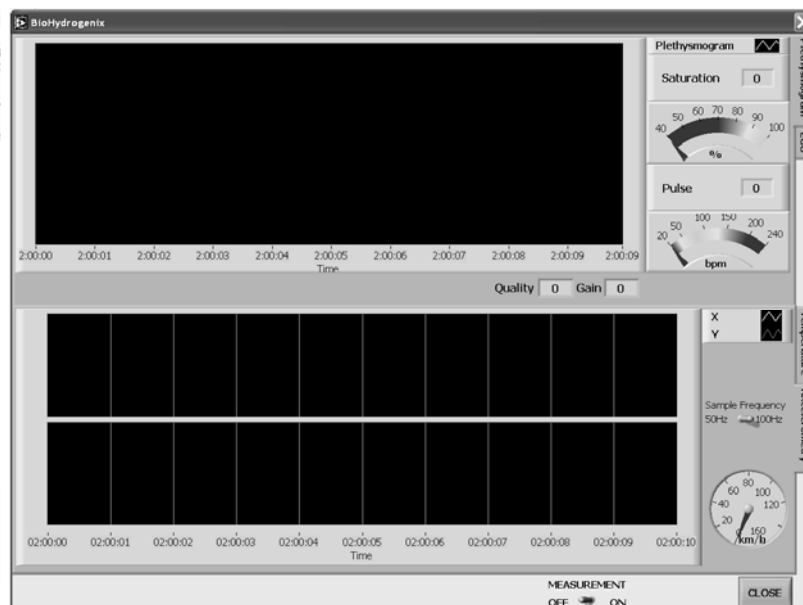
Protože je tento vestavný systém pevně uchycen v závodním vozidle, obsahuje také uvedený akcelerometr pro měření akcelerometrie vozu. Hodnoty z akcelerometru jsou digitalizovány třemi kanály A/D převodníku, která je součástí ZigBee modulů, přesněji v modulu vestavěného mikroprocesoru. Hodnoty tří osé akcelerometrie jsou vzorkovány s frekvencí 50 nebo 100 Hz (na základě požadavku uživatele) a 10 bit.

Komunikace v ZigBee síti je vytvořena v Master – Slave modu. Master se dotazuje slave jednotek zda mají data, a přijímá tak od slave jednotek číslované datové pakety s daty. Mimo sbírání dat, master jednotka může ovládat slave jednotky – zastavit a spustit měření, přijímání dat od měřícího zařízení. Měřená data jsou ukládána do paměti (buffered) po dobu 0,4 s, z důvodu zabezpečí proti ztrátě dat.

5. Software

Data přijímaná radiovým modulem jsou po sériové sériové lince přenášeny do PC. Zde jsou zpracovávána za pomoci naprogramovaného software, BioHydrogenix. BioHydrogenix software byl vytvořen ve vývojovém prostředí Labview 7.1. Tento software dokáže zpracovat

data ze všech uvedených zařízení. Data jsou ukládána do textového souboru, který lze lehce exportovat do tabulkových procesorů pro další zpracování



6. Závěr

Systém navržený a realizovaný v tomto příspěvku byl nejprve testován na jezdci na jízděm kole a je plně připraven pro využití pro měření na pilotovi závodního auta na vodíkový pohon při závodech Shell Eco - Marathon ve Francii. Návrh a vývoj systému byl prováděn za úzké spolupráce lékařů a odborných zdravotnických pracovníků. Díky tomuto projektu byla otestována část systému Vzdálené domácí péče, především však byly testovány snímače s ohledem na odolnost proti rušení a mechanické námaze. Perspektiva těchto systémů je především závislá na miniaturizaci a kvalitě snímačů, které jsou čím dál častěji integrovány do tkanin a oděvů užívaných v každodenním životě.

7. Použitá literatura

- [1] Bronzino, J. D. : The Biomedical Engineering Handbook , CRC Press, 1995
- [2] Pužmanová, R., Moderní komunikační sítě od A do Z. 2.aktualizované vydání. Brno: Computer press, a.s., 2006. ISBN 80-251-1278-0.
- [3] Penhaker, M., Imramovský, M., Tiefenbach, P., Kobza, F. (2004): Lékařské diagnostické přístroje učební texty, VŠB – TU Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] Perez, R.: Design of medical electronic devices San Diego (USA): Academic press, 2002. ISBN 0-12-550711-9.
- [5] Panasonic: PAN4551 datasheets, www.pedeu.panasonic.de.
- [6] Freescale: HC9S08GT60, MC13193 datasheet.
- [7] Aerocomm: AC4868 datasheet.

8. Poděkování

Příspěvek je částečně financován za přispění projektu ESF: Rozvoj oboru Biomedicínská technika a zvýšení uplatnitelnosti jeho absolventů na trhu práce v návaznosti na zákon č. 96/2004 Sb. CZ.04.1.03/3.2.15.1/0020, dále byl částečně podpořen z grantu Grantové agentury ČR GAČR 102/05/H525 - Racionalizace studia doktorského studijního programu na FEI VŠB-TU Ostrava a GAČR 102/05/0467 - Architektury sítí vestavěných systémů.

BIOMEDICÍNSKÁ PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA III

SYSTÉM PRO MONITORACI TEPLoty V JÍCNU PŘI IZOLACI PLICNÍCH ŽIL JAKO PREVENCE SÍŇO-JÍCNOVÉ FISTULY

J. Brada, J. Kašpar, P. Smrčka, K. Hána, Š. Královec*, P. Neužil*, R. Fiala**

Fakulta biomedicínského inženýrství, Společné biomedicínské pracoviště ČVUT a UK, Praha

* Nemocnice Na Homolce, Praha

** Clever Technologies s.r.o

brada@fbmi.cvut.cz

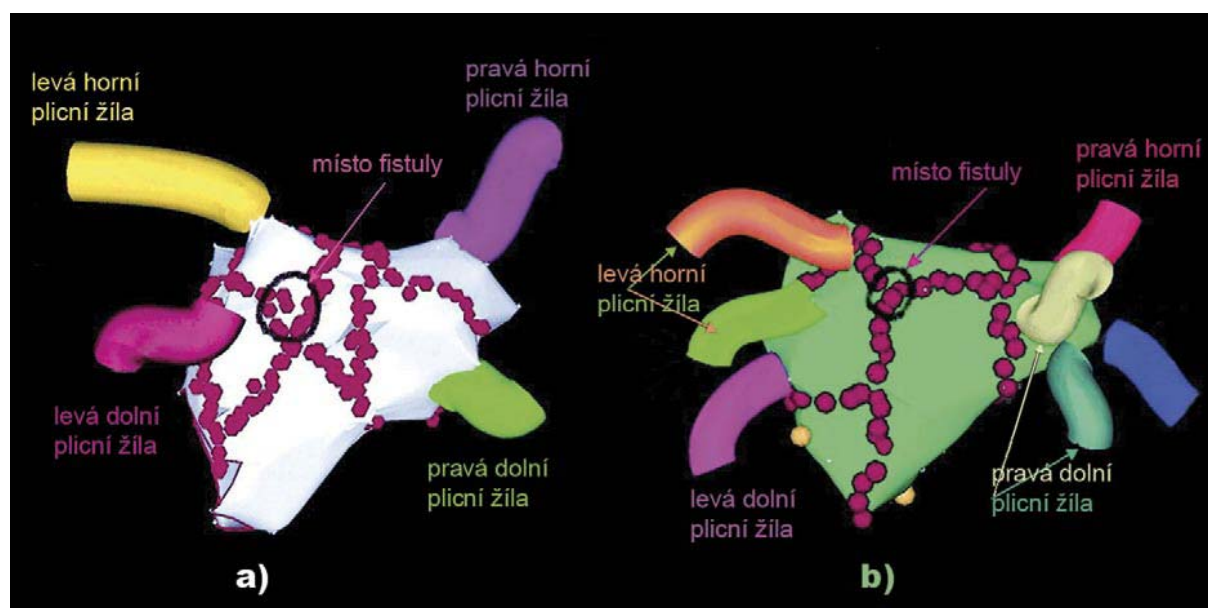
Abstrakt:

Toto sdělení popisuje problematiku a návrh systému pro možnou prevenci vzniku síňo-jícnové fistuly při izolaci plicních žil, která je součástí elektrofyziologické srdeční operace, jejíž cílem je léčba fibrilace srdečních síní. V první části je stručně podán přehled o používaných technikách při operačním zákroku při léčbě fibrilace síní, o jeho průběhu a možných komplikacích. Navazuje popis návrhu systému pro měření teploty v jícnu a charakteristika jeho řešení.

1. Úvod

Izolace plicních žil je moderní metoda léčby fibrilace srdečních síní. Prostřednictvím žilního systému je transseptálně do levé srdeční síně zaveden terapeutický katétr, kterým je aplikována energie s cílem obkroužit, v ideálním případě elektricky izolovat, plicní žíly od zbytku síně a narušit, nebo v nejlepším případě odstranit mechanismus a příčiny vzniku arytmie.

V klinické praxi je dnes nejčastěji používána radiofrekvenční energie aplikovaná pomocí katétru s velikostí distální části elektrody 3,5 - 8 mm. Tato energie působí v řadě navazujících aplikací okolo ústí plicních žil (Obr 1.) Další možnou volbou při takovémto zákroku se pravděpodobně pro lékaře v budoucnu stanou systémy umožňující izolaci plicních žil jednou, nebo několika málo aplikacemi pro celé ústí plicních žil s využitím tzv. "balónkové" technologie. Tyto systémy využívají různé druhy ablační energie jako např. laserovou, radiofrekvenční, nebo energii fokusovaného ultrazvuku.



Obr.1 Trojdimenzionální anatomická mapa levé srdeční síně a plicních žil. Červené značky označují místa, kde byla aplikována radiofrekvenční energie. Šipkami je vyznačena přibližná lokalizace síňo-jícnové fistuly [1]

Anatomické struktury zadní stěny levé srdeční síně u většiny pacientů těsně naléhají na jícen. Proto je síňo-jícnová fistula (propojení mezi dutinou levé srdeční síně a jícnem) jednou z méně obvyklých, ale ve většině vzniklých případech devastujících komplikací ablační léčby fibrilace síní. Síňo-jícnová fistula u pacientů po ablačním výkonu v levé síni vzniká pravděpodobně v důsledku termodestrukce tkáně jícnu s následným rychlým průběhem onemocnění a tragickými následky. Nevýhodou je i to, že pacient je často asymptomatický řadu dní po provedeném výkonu. To stěžuje správnou a časnou diagnostiku. Četnost této komplikace je uváděna asi u 1% prováděných výkonů.

2. Návrh systému

Při návrhu systému pro monitorování teploty v jícnu při izolaci plicních žil v reálném čase bylo nutné vyjít z několika základních požadavků. Tyto požadavky vycházely z nutnosti monitorace vnitřní části stěny jícnu, která těsně naléhá na levou srdeční síň. Z důvodu rychlé odezvy a následné rychlé změny velikosti dodávané energie oblačním systémem a nutnosti eliminace síňo-jícnové fistuly bylo nutné použít senzory teploty s co nejrychlejší možnou odezvou a zároveň s přijatelnou odpovídající přesností. Také jejich rozměr hrál roli při návrhu a konstrukci vlastní termojícnové sondy. Samozřejmostí byla nezbytnost použití biokompatibilních materiálů s příslušnými certifikáty. Podmínky klinického provozu a průběhu vlastního operačního výkonu předurčily návrh zpracování, vizualizace, vyhodnocování a archivace měřené jícnové teploty.

Systém měření se skládá z měřicí termosondy, modulu pro zpracování a vysílání měřených signálů, zařízení pro vizualizaci a vyhodnocování měřených dat a obslužného software. Systém vychází z koncepce modulárního měřicího systému 'Advanced PDA' určeného pro snímání a zpracování biologických a technických signálů [6].

Sonda pro měření jícnové teploty je vlastně katétr o průměru 1,5 mm a délce 800 mm. Biokompatibilním materiálem pro výrobu prototypů byl použit polyamid a polyuretan. Prováděná operace může trvat i několik hodin, proto bylo nutné zvolit vhodnou tuhost materiálu aby co nejméně zatěžovala pacienta, ale zároveň aby bylo možné rychlé a bezproblémové zavedení a manipulace i během operačního výkonu. Na jednom konci sondy je umístěn jeden či více miniaturních termistorů, jejichž časová odezva činí 200 ms. Na druhém konci je konektor pro připojení vysílací jednotky pro další zpracování. Pro lepší orientaci při skiagrafii je sonda vybavena rentgenovými značkami. Sonda je před zákrokem zavedena do jícnu přes nosní dutinu. Počet termistorů obsažených v sondě závisí na tom, jak velkou část jícnu potřebujeme monitorovat.



Obr.2 Měřicí systém

Modul pro zpracování a vysílání měřené teploty zpracovává a převádí napětí z termistorů pomocí AD převodníku a obsluhuje bezdrátové vysílání prostřednictvím Bluetooth technologie. Zvolené bezdrátové spojení bylo vybráno z důvodu galvanického oddělení pacienta od zařízení pro vizualizaci a vyhodnocování měřené teploty. Prakticky lze pro funkci tohoto zařízení s výhodou použít PC, nebo v jednodušším případě PDA. Na obrazovce je po instalaci celého systému a zavedení termosondy na požadované místo v jícnu při měření zobrazována aktuální teplota termosondy a graf historie teploty. Pomocí obslužného software můžeme nastavit požadované alarmy teplot.

3. Závěry

Mechanismus vzniku, komplikace a prevence týkající se problematiky síňo-jícnové fistuly je předmětem dalšího výzkumu. Jsou známa i jiná vývojová řešení tohoto problému. Malou měrou přispívá gastrokopické vyšetření bezprostředně po provedeném výkonu nebo koncepcí aktivního chlazení jícnové dutiny během výkonu pomocí speciálního balónkového katétru. Námi navržený vývojový systém monitorace teploty v jícnu a především monitorace nárůstu teploty v jícnu s následnou rychlou změnou parametrů energie dodávané v levé síni se zdá být relativně levnou a spolehlivou metodou a uplatněním biomedicínského inženýrství v klinické praxi ke zvýšení ochrany pacienta.

4. Použitá literatura

- [1] Pappone, C., Oral, H., Santinelli, V., Vicedomini, G., Lang, CC., Mantis, F., Torracca, L., Benussi, S., Alfieri, O., Hong, R., Lau, W., Hirata, K., Shikuma, N., Hall, B., Morady, F.: Atrio-esophageal Fistula as a Complication of Percutaneous Transcatheter Ablation of Atrial Fibrillation., *Circulation*. 2004;109:2724–2726.
- [2] Pappone, C., Rosanio, S., Augello, G.: Mortality, Morbidity and Quality of Life After Circumferential Pulmonary Vein Ablation for Atrial Fibrillation., *J Am Coll Cardiol*. 2003;42:185–197.
- [3] Doll, N, Berger, M, Fabricius, A, et al.: Esophageal Perforation During Left Atrial Radiofrequency Ablation: Is the Risk Too High?, *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2003;125:836–842.
- [4] Gillinov, A., Pettersson, Rice, T.: Esophageal Injury During Radiofrequency Ablation for Atrial Fibrillation., *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2001;122: 1239–1240.
- [5] Dutta, S., Chung, K., Bhagavan, B.: Thermal Injury of The Esophagus. *N Engl J Med*. 1998;339:480–481.
- [6] Hána, K., Smrčka, P., Kašpar, J., Fiala, R., Brada, J.: Modular measuring system Advanced PDA designated for support of the medical and biomedical engineering research, *Embec*, 12. 2005.

VYUŽITÍ TERMovIZE V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE

J. Kašpar, B. Kaňková, K. Hána, P. Smrčka, J. Brada, R. Fiala

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Společné pracoviště biomedicínského inženýrství ČVUT a UK, Studničkova 7, Praha 2, 12000

kaspar@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Tento příspěvek mapuje současný význam termovize pro lékařskou diagnostiku, základní možnosti použití bezkontaktního snímání teplotních polí v oblasti biomedicínského inženýrství a jeho možné klinické aplikace. Představuje různé měřicí systémy, popisuje jejich typické uspořádání a uvádí jejich výhody a nevýhody pro použití v lékařské diagnostice. Věnována je pozornost možným zdrojům chyb, jejich eliminaci a způsobům řešení problémů emisivity při měření na živých objektech. Dále je podán přehled vlivu okolních podmínek pro úspěšné použití metody v diagnostické praxi i pro výzkumné účely v oblasti biomedicínského inženýrství. Zkoumána je vhodná teplota a vlhkost vzduchu v laboratoři v průběhu měření a způsoby monitorování a regulace těchto parametrů, vliv přítomnosti světelných zdrojů v laboratoři, vliv medikace a stavu pacienta na výsledky měření, doba potřebná pro aklimatizaci pacienta, atd.

1. Přehled současného využití termovize v lékařské diagnostice

Teplota, jako veličina určující tepelný stav biologické tkáně, poskytuje důležitou informaci o procesu, kterému je tkáň podrobována, proto je teplota jednou z nejčastěji vyšetřovaných veličin a jedním z nejdůležitějších parametrů při popisování fyziologických, či patologických dějů. Infračervená kvantitativní termografie představuje zásadní skok v možnostech analýzy fyziologických funkcí v organismu přechodem od lokálního měření teploty k měření teplotních polí a to neinvazivně a bezkontaktně, proto tato metoda nachází uplatnění v řadě klinických aplikací.

Může být využívána například v plastické chirurgii při kontrole hojení transplantátů, při demarkaci popálenin a omrzlin nebo při diagnostice zánětlivých onemocnění, poruch prokrvení, neplodnosti u mužů [1], kožních onemocnění [2], jako je například lupénka [3, 4], nebo k vyšetření tzv. diabetické nohy [5]. Kamerou s vyšší citlivostí lze měřením útlumu kožní teploty diagnostikovat také vnitřní zranění, nebo zhoubná nádorová onemocnění – například prsu [6, 7], štítné žlázy, lymfatického systému, kloubů atd., monitorovat rozvoj artritidy atd. Prostřednictvím termovize lze detekovat abnormality nebo přenosové změny i u fyziologických funkcí, jako je rychlost proudění krve [8] nebo objem krve v cévách, což se využívá pro monitorování krevních sraženin, rozvoje aterosklerózy a vzniku vaskulárních stenóz a kinků [9–11], pro sledování úspěšnosti léčby onemocnění periferního cévního řečiště, k měření perfuze epikardu nebo při posuzování změn chování proudového pole v arteriovenózní spojení u pacientů se selháním ledvin [12]. V kombinaci s fluorescencí a měřením elektrické aktivity byla použita pro monitorování srdeční tkáně in vivo [13]. V kombinaci s CO/CO/sub 2/ analyzátozem a mikrovláknovým radarem ji lze použít k non-invazivnímu určování pH v artériích [14]. Existuje i řada termovizních aplikací pro oční lékařství. Termovize umožňuje lékařům sledovat teplotu rohovky v průběhu operace [15] nebo pozorovat změny teplotních polí oka v souvislosti s určitou poruchou [13]. Zvláštním případem je potom použití výsledků výzkumu termovizního měření lidského oka jako detektoru lži. Široké uplatnění nachází termografie i v rehabilitační diagnostice [17, 18] a tělovýchovném lékařství [19]. Z teplotních změn, které vznikají v důsledku sudomotorických a vazomotorických změn [20], lze také detekovat některé aktivity nervového systému. Další možné využití se nabízí v souvislosti s epidemií SARS například při kontrolách na letišti. Měření dynamických teplotních polí má význam také v souvislosti s rozvíjejícími se možnostmi numerické simulace fyziologických dějů.

Termovizní diagnostika byla v Evropě poprvé použita v šedesátých letech ve Velké Británii. Na vybraná pracoviště v Československu se dostala v roce 1970. Z počátku vykazovala měření uskutečněná prostřednictvím této metody značné nepřesnosti a technika pracující na základě detekce infračerveného záření byla velice nákladná. Vývoj vhodných infračervených detektorů splňujících požadavky na vysokou detektivitu, rychlou odezvu, nízkou cenu a výrobní možnosti spojené s miniaturizací a dalších zejména elektronických částí termovizních systémů podmínil prudký rozvoj termografie v devadesátých letech. Současné termografické prostředky umožňují měřit, zaznamenávat a později podrobně vyhodnocovat i rychlá nestacionární teplotní pole a běžný termovizní systém je dnes schopen pracovat s přesností až na desetiny stupňů Celsia, což je přesnost dostatečná i pro výzkumné účely v této oblasti. Využití termografie přímo v lékařské praxi je v současné době velice široké, ale kvůli své nízké specificitě je termovize, až na některé výjimky, využívána jako pomocná diagnostická metoda – je nezbytné ji kombinovat s dalšími diagnostickými metodami.

2. Typy termovizních systémů užívaných v medicíně

Snímací kamery mohou být sestaveny buď na principu tepelných snímačů, kde dochází při absorpci fotonů k oteplení citlivé části senzoru a pohlcená energie se vyhodnocuje nepřímo přes senzory teploty, nebo v provedení jako kvantové snímače s vyhodnocením infračerveného záření cestou fotoelektrického jevu v polovodičích. Tomu odpovídají etapy vývoje od systémů s pyroelektrickým rozkladem elektrodou (pyrovidikony) až po kamery používající CCD (Charge Coupled Devices). U pyrovidikonu je funkce založena na pyroelektrickém jevu dielektrických krystalů, kde při dopadu infračerveného záření dochází k polarizaci, která je funkcí změny teploty. U kvantových senzorů infračerveného záření se využívá fyzikálních jevů, vznikajících při přímé interakci dopadajících fotonů na strukturu senzoru. Jako citlivý materiál vůči fotonům v infračervené části spektra při vlnové délce 1 až 5 μm se dříve používal PtSi, zatímco v dnešní době se začíná přecházet na podstatně citlivější InSb. Polovodičové CCD snímače pro infračervené záření – se vžitým označením FPAs (Focal Plane Arrays) – mají obvykle proti CCD kamerám pro snímání na denním světle menší počet pixelů a jiný materiál čipu, vhodný pro detekci IR záření.

Při užití kvantitavní infračervené termografie v lékařské diagnostice jsou kladeny vysoké požadavky na dobrou detektivitu infradetektorů, jejich rychlou odezvu, snadný a co nejllepší přenos dvourozměrného pole záření měřeného objektu na detektory, dále jeho následné zpracování a zobrazení na výstupu v podobě teplotního pole. Tyto požadavky nejlépe splňují systémy založené na pyroelektrickém jevu dielektrických krystalů. Z důvodu cenové dostupnosti se však na dnešních pracovištích používají především systémy založené na tzv. mikrobolometru.

3. Vliv okolních podmínek pro použití metody v diagnostické praxi

Přestože jsou termovizní systémy v oblasti medicínského výzkumu poměrně hojně využívány, neexistuje mezinárodní databáze standardů, která by mohla být výchozí pro výzkumnou činnost jak v medicínské, tak v technické oblasti. Neexistuje jednotná metodologie snímání, ani přesně definované podmínky měření. Výsledky řady publikovaných studií se proto značně liší. Dokonalý přehled o vlivech okolního prostředí a metodice snímání termogramu patří k základnímu know-how používání termovize.

Kvalitu měření může ovlivnit jak samotný stav pacienta, tak tepelné a radiační procesy probíhající v jeho okolí. Jedním z nejdůležitějších parametrů, jejichž znalost je nezbytná k přesnému kvantitativnímu vyhodnocení teplotního pole, je emisivita. Hodnota emise záření je totiž úměrná měřené povrchové teplotě. Emisivita lidské kůže je 0,98 při teplotě 23 $^{\circ}\text{C}$ (Hodnota stanovená na pracovišti prostřednictvím měření odrazivosti [22]). Při běžné lékařské diagnostice se obvykle emisivita měřeného povrchu považuje za prostorově homogenní a

časově konstantní. Situace, které tomu ve skutečnosti neodpovídají, vedou k chybám měření. Prostorová nehomogenita emisivity může být způsobena odlišnostmi v materiálu a stavu povrchu – u lidského organismu je to například: ochlupení, pot, mastná pokožka (např. po užití masti) atd. Intenzita emise záření je výrazně úhlově závislá, proto je důležitá správná volba vyšetřované oblasti (tzv. ROI), tak aby zabíraná oblast obsahovala všechny potřebné informace a zároveň mohla být snímána kolmo.

Emise záření z měřeného povrchu je vždy provázena odrazem záření okolí. Důležitá je tedy znalost skutečné teploty radiačního okolí. Zvýšení teploty radiačního okolí se okamžitě projevuje zdánlivým zvýšením teploty měřeného povrchu. Současně dochází i ke skutečnému zvýšení teploty měřeného povrchu v důsledku pohlcování záření povrchem. Teplota v laboratoři proto musí být regulovatelná a po celou dobu vyšetření konstantní. Ideální je místnost zatemněná, ve které se nevyskytuje světelný zdroj, jehož vlnová délka je delší než jeden mikron.

Je-li teplota kůže vyšší než radiační teplota okolí, oblasti s vyšší skutečnou emisivitou se na termogramu jeví, jako oblasti s vyšší teplotou než je skutečná. Teplotu v laboratoři však samozřejmě nelze udržovat stejnou, jako je teplota organismu. Teplota jednotlivých částí těla se navíc značně liší v závislosti na míře cévního zásobení a vzdálenosti od teplotního jádra organismu. Tento problém je řešen užitím vyhodnocovacího algoritmu, který zohledňuje závislost emisivity na teplotním rozdílu prostředí a snímaného povrchu.

Z hlediska pohlcování záření měřeným povrchem je podstatná i doba aklimatizace pacienta v laboratoři. Na základě několika pokusů byla stanovena na 20 minut. V průběhu aklimatizace musí být vyšetřovaná oblast obnažena. Měření může být výrazně ovlivněno i aktuálním stavem pacienta. Ten by proto v době vyšetření neměl užívat vasoreaktivní nebo sudoreaktivní léky. Bezprostředně před vyšetřením by neměl kouřit ani pít alkohol a neměl by být vystaven fyzické námaze ani psychické zátěži.

4. Závěr

Na základě výsledků experimentů mapujících vliv okolních podmínek pro úspěšné použití termovize v diagnostické praxi je navržena podrobná metodika pro vytvoření databáze norem nejčastěji analyzovaných oblastí zájmu při popisování fyziologických dějů probíhajících v lidském organismu. Tato databáze bude sloužit jako výchozí pro výzkumnou činnost společného interdisciplinárního pracoviště Českého vysokého učení technického v Praze, fakulty biomedicínského inženýrství a Karlovy univerzity v Praze, 1. lékařské fakulty. Prostřednictvím internetu však bude zpřístupněna i odborné veřejnosti.

5. Použitá literatura

- [1] A. Olszewski, W. Kuzanski: in Proc. Int. Conf. on Mixed Design of Integrated Circuits and Systems, Gdynia, Poland, 22–24 June 2006.
- [2] B. G. Gauner, Proc. SPIE 4360, 470 (2001).
- [3] A. Zalewska, G. Gralawicz, G. Owczarek, B. Wiecek: in Proc. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.05CH37611C), Shanghai, China, 31 Aug.–3 Sept. 2005.
- [4] A. Zalewska, G. Gralawicz, G. Owczarek, B. Wiecek, G. Sysa-Jedrejowska: in Proc. 26th Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.04CH37558), San Francisco, CA, USA, 1–5 Sept. 2004, s. 1192.
- [5] M. Shikamo, K. Murakami, M. Tomita, M. Hasegawa, H. Hasegawa, S. Sugiyama, H. Sobajima: in Proc. 23rd Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.01CH37272), Istanbul, Turkey, 25–28 Oct. 2001, s. 2873.

- [6] E.Y.K. Ng, E.C. Kee, U. R. Acharya: in Proc. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.05CH37611C), Shanghai, China, 31 Aug.–3 Sept. 2005.
- [7] H. Usuki, T. Ikeda, Y. Igarashi, T. Yokoe, H. Sonoo, K. Asaishi, H. Fukushima: in Proc. 23rd Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.01CH37272), Istanbul, Turkey, 25–28 Oct. 2001, s. 2864.
- [8] J. W. Valvano, S. A. Prahl, J. C. Chan, J. A. Pearce: in Proc. Sixth Southern Biomedical Engineering Conference, Dallas, TX, USA, 1987.
- [9] C. Stefanadis, K. Toutouzas, S. Vaina, M. Vavuranakis, P. Toutouzas, J. *Intervent. Cardiology* 15, 461 (2002).
- [10] K. Toutouzas, M. Drakopoulou, E. Stefanadi, G. Siasos, C. Stefanadis, J. *Intervent. Cardiology* 18, 485 (2005).
- [11] M. B. Lilledahl, O. A. Haugen, L. L. Randeberg, L. O. Svaasand, Proc. SPIE 5686, 415 (2005).
- [12] J. Allen, C. P. Oates; A. D. Chishti, I. A. M. Ahmed, D. Talbot, A. Murray, *Physiological Measurement*. 27, 51 (2006).
- [13] A. Krisciukaitis, O. Minet, M. Tamosiunas, U. Zabarylo, A. Bytautas, R. Baniene, *Bio-medicinische Technik* 50, 419 (2005).
- [14] T. Matsui, H. Hattori, B. Takase, M. Ishihara, *J. Med. Engng. Technol.* 30, 97 (2006).
- [15] S. Betney, P. B. Morgan, J. D. Stephen, N. Efron, *Cornea* 16, 158 (1997).
- [16] N. Efron, N. A. Brennan, J. Hore, K. Rieper, *Current Eye Res.* 6, 615 (1988).
- [17] R. Hudak, J. Zivcak, T. Molcanyi, P. Kneppo: in Proc. 5th Int. Conf. Mechatronics 2004, Warsaw, Poland, 23–25 Sept. 2004, s. 117.
- [18] K. K. Ghosh, V. M. Karbhari, *Int. J. Mater. Product Technol.* 25, 241 (2006).
- [19] J. Novotný, J. Holý: in *Zdravotnická problematika plavání, sborník konf.*, ČÚV ČSTV, Brno, 1989, s. 30.
- [20] B. G. Gauner, *Physics in Medicine and Biology* 50, č. 23, R63 (2005).
- [21] E. F. J. Ring, K. Ammer, A. Jung, P. Murawski, B. Wiecek, J. Zuber, S. Zwolenik, P. Plassmann, C. Jones, B. F. Jones: in *Standardization of Infrared Imaging, Proc. 26th Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, CA, USA, 1–5 Sept. 2004*, s. 261.
- [22] M. Honner: *Infračervená kvantitativní termografie ve výzkumu fyzikálních technologií, Habilitační práce. Plzeň: ZČU v Plzni, 2004* 167 s.

6 Poděkování

Tato práce byla podpořena výzkumným záměrem MŠMT MSM6840770012.

EASY CONTROL – UNIVERSAL CONTROL SYSTEM

M. Fejtová, P. Novák

Department of Cybernetics, Faculty of Electrical Engineering,
Czech Technical University in Prague
fejtovam@k333.felk.cvut.cz

Abstract:

The I4Control[®] system was primarily designed and created as an input device, with input based on eye movements, which would be suitable for handicapped users. It has been constructed as a novel type of computer peripheral to allow the physically handicapped users to fully control their computer only by eye (or head) movements. The principle behind this device can be employed also for other types of applications. This notion led to design and implementation of the universal control system EasyControl, which allows to plug in various input devices and to control various kinds of output devices by them. Therefore, a periphery for the controlling of a computer can be adjusted to specific handicap of the user.

1. Introduction

During the recent years there has appeared great number of technical devices one needs or wants to utilize. Personal computers are one of the best examples. Usually, people access and control these devices through various peripherals, e.g. PC mouse, computer keyboard, remote control device with buttons. Construction of these peripherals assumes that the user can hold them in his/her hand and press their buttons or keys by fingers. We are concerned with the situation when this is not the case, namely when the user is lacking fine motorics necessary for that purpose. Our team has designed and developed several peripherals, which are ready to provide assistance in establishing man-machine communication even under such demanding conditions. In the first two following peripherals eye movements take over the role of the driving force:

- The I4Control[®] system uses a tiny camera attached to the rim of glasses its user is wearing. This camera monitors position of his/her iris. Different types of iris deviation from its stable position are interpreted as specific types of control signals, e.g. for a computer. It is a robust solution for clients lacking all motoric functions.
- BlinkSwitch is a maximally simplified version of I4Control[®]. It distinguishes between 2 states only: in the first one the observed eye is open while in the second state it is closed. It is intended for control of very simple applications where „closing the eye,“ indicates the user's choice.
- FingerSwitch does not rely on eye movements but it takes advantage of its user's capacity to ensure some change of position (remaining motorics) and press the switch - this act can be given interpretation chosen from a limited set of signals. The applied switches can be located on the place, which suits best the needs of the specific client (e.g. in the head-support of his/her wheel-chair).

These peripherals can be used to ensure communication between their user and a personal computer or other technical means. To make this connection as simple as possible we are developing a universal control system EasyControl.

2. Universal control system EasyControl

The proper choice of assistive technology for the specific user depends on the capabilities and limitations of the considered client as well as on his/her preferences and wishes. The construction of the person-specific solution could be significantly simplified if there is applied a uniform protocol for communication between various peripherals and the output devices.

This is the goal of the *universal control system EasyControl*, which provides uniform means for communication between the user (taking into account the *user's profile* describing his/her capabilities and constraints wrt. the selected input device) and various output devices or SW applications, see the Fig. 1 for the basic schematic diagram.

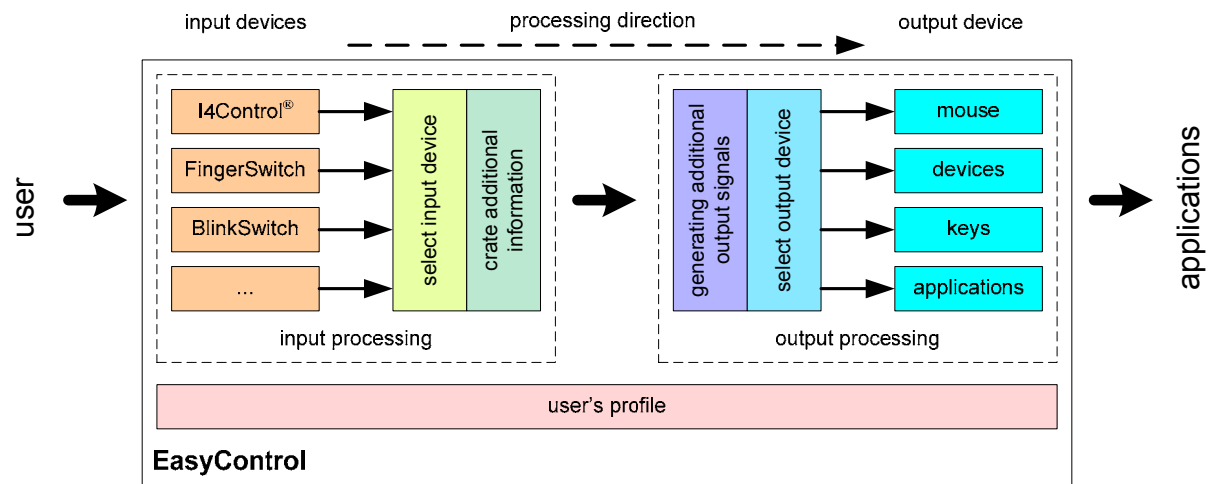


Fig.1 EasyControl –basic block structure

The user's profile is defined and fixed during a structured introductory dialog, when the input device (compensation tool) and target application (output device) are selected, together with the user-specific time parameters and the mapping between user's actions and commands of the output device. The processing can be divided into two separate parts each of which takes care for the input and output of the whole system. The first part processes the current input signal provided by the sensor of the compensation tool. This signal has to be enhanced by further values necessary for its interpretation (e.g. some former values are needed to enable comparison with the current values so that eye blink and its duration can be identified). The second part creates commands necessary for the output device specified in the user's profile. Here, the commands prepared in the former step are mapped on the control features of the selected output device (e.g. with the robot Gertie, our educational toy, the mapping ensures following interpretation of the driver's actions: „if the driver looks up/down, Gertie moves forward/backwards“, „if the driver looks left/right, Gertie turns towards the same direction“).



Fig.2 The set of compensation tools

EasyControl 0.2 has been constructed to prove the suggested concept. It supports all the input devices designed by our team, namely I4Control[®], FingerSwitch or BlinkSwitch. There are implemented 4 modes of control corresponding to various types of output devices. The first mode is intended for direct control of a PC: it emulates a PC mouse and it provides direct interface between the input device and numerous PC-mouse controlled SW tools. The second mode takes care of direct control of technical devices, e.g. our educational toys: robot Gertie (a model of a caterpillar robotic vehicle) and Robie (a model of the robotic manipulator). The third mode suits both for control of technical systems and for control of appliances: it is a variant of control provided by a limited set of keyboard keys (e.g. cursor positioning by directional arrows). The fourth mode has been implemented most recently. It offers direct connection to the goal application (e.g. TCP/IP protocol, MessageQueue etc.). One can characterize it as a communication channel attached to the considered application. This mode is used in the special software keyboard, where the continuous control provided by a PC mouse is replaced by a discrete control mode (the cursor “jumps” between the neighbouring keys in the selected direction).

3. Conclusions

The EasyControl 0.2 provides efficient means for interconnecting various input peripherals with the requested output device. Sometimes, the target application offers the user a possibility to open a new output devices or SW application, which set their own requirements for the mapping between the user’s actions and the corresponding commands (e.g. the discrete movement of the cursor in some games). Our next goal is to provide EasyControl with an ability to pick out automatically requirements of such a new output device. This can be achieved by creating automatically a new version of the current user’s profile, which is stacked over the former one. This version is erased when the considered SW application is closed.

4. References

- [1] Fejtová, M. - Fejt, J. - Novák, P. - Štěpánková, O.: System I4Control[®]: Contactless control PC. In Proceedings of IEEE 10th International Conference on Intelligent Engineering Systems 2006 [CD-ROM]. Los Alamitos: IEEE Computer Society, 2006, ISBN 1-4244-9709-6.
- [2] Fejtová, M. - Fejt, J. - Štěpánková, O.: Eye as an Actuator. In Computers Helping People with Special Needs. Berlin: Springer, 2006, vol. 4061, s. 954-961. ISBN 3-540-36020-4.
- [3] Fejtová, M. - Novák, P. - Fejt, J. - Štěpánková, O.: When can eyes make up for hands?. In Proceedings of COGAIN 2006 - Gazing into the Future. Torino: Politecnico di Torino, 2006, s. 44-47.

5. Acknowledgements

The work on the reported results have been partially supported by the grant IST Network of Excellence IST-2003-511598 COGAIN (Communication by Gaze Interaction).

VYUŽITÍ TECHNOLOGIE HRADLOVÝCH POLÍ PRO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ Z ULTRASONOGRAFU

P. Žůrek

Fakulta měřicí a řídicí techniky,
VŠB- Technická univerzita Ostrava, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava - Poruba
petr.zurek.fe1@vsb.cs

Abstrakt:

V současné době je ultrasonografické vyšetření jednou z nejpoužívanějších a nejšetrnějších metod vyšetření v medicíně. Je využíván při vyšetření měkkých tkání organismu. Výstupem těchto vyšetření může být zobrazení v několika módech. Jednotlivé části tkání a cév zobrazuje tzv. B-mód. Pro získání informací o hodnotách průtoku krve v cévách se využívá tzv. D-módu zobrazení ultrasonografu, který pracuje na základě principu Dopplerova jevu.

Ke zpracování získaného signálu z ultrazvukové sondy je možno použít technologie programovatelných hradlových polí. Tato technologie umožňuje realizovat vytvořený návrh zpracování pomocí jazyka VHDL.

Tato práce obsahuje informace o zpracování dopplerovského signálu v ultrasonografii, základní informace o použité technologii FPGA, návrh a realizaci zpracování signálu pomocí kitu Xtreme DSPII Pro Development Kit firmy Nallatech, která obsahuje FPGA obvody značky Xilinx Virtex II Pro. Pro návrh systému byl využit software System Generátor.

1. Úvod

Vyšetření pomocí ultrazvuku je v porovnání s různými diagnostickými lékařskými přístroji pro zobrazování vnitřních struktur organismu, jako je například magnetická rezonance nebo výpočetní tomograf, k pacientovi nejšetrnější. Při dodržení stanovených maximálních hodnot vyzařovaného výkonu, nemá diagnostický ultrazvuk téměř žádné škodlivé účinky na lidský organismus. Výhodou je přímý kontakt pacienta s lékařem při samotném vyšetření.

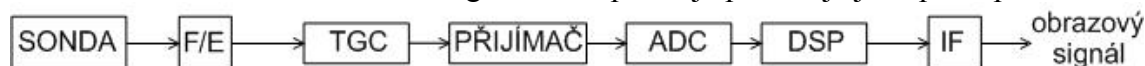
Pouze ultrazvuk však při použití funkce D-módu za pomoci fyzikálního jevu zvaného Dopplerův, dokáže podat lékaři informace o průtoku krve. K základním zobrazovaným údajům patří rychlost a směr průtoku krve. Lékař tak dokáže odhalit například zúženou, špatně průchozí cévu, různé turbulence v průtoku krve, nebo jiné patologické změny v cévě.

Zpracovat signál z vyšetřovací sondy i jiným způsobem než přímo v ultrazvuku umožňuje technologie FPGA - technologie hradlových polí. Výhodou práce s FPGA obvody je možnost využití velmi dobrých vlastností hardwaru pro implementaci navrženého softwaru, možnost navrhnout software s minimálními znalostmi programovacího jazyka a snadný přístup a kontrola nad hardwarem využitím funkce JTAG kosimulace.

2. Obecné schéma řetězce pro zpracování signálu

Řetězec, který má za úkol řízení signálu sondy a jeho následné zpracování, se dá zobrazit pomocí jednotlivých bloků. Každý z těchto bloků má v celém řetězci nezastupitelné místo a jeho funkce se mohou měnit změnami uživatelského nastavení.

Základní blokové schéma ultrasonografického přístroje přibližuje jeho princip.

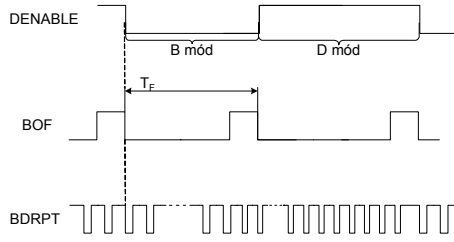


Pro zpracování přivedeného signálu je potřeba také signály, které nám dají informace o:

- začátku obrazu
- začátku každé navzorkované linky

- zvoleném typu zobrazení (přepínání mezi D-módem a B-módem)
K těmto účelům lze použít signály, vyvedené z bloku F/E.

BDRPT (B-Mode/D-Mode Repeat) – signál v módu D odpovídá pulsní repetiční frekvenci a v B-módu jeho sestupná hrana označuje začátek vertikální linky



BOF (Begin of Frame) – tento signál označuje začátek snímku, snímek začíná se sestupnou hranou impulsu

DENABLE (D-Mode Enable) – signál označující vysokou úroveň D-mód, nízká úroveň označuje jiné módy [5]

Obr. 1 Použitelné řídicí a synchronizační signály

System Generator

System Generator je nástroj pro vývoj DSP systémů s využitím FPGA. SG umožňuje vývoj paralelních systémů obsahujících FPGA, které automaticky generují kód ze Simulinku a Matlabu. SG je součástí platformy Xilinx Xtreme DSP.

Pro návrh systému uživatel používá bloky vytvořené firmou Xilinx. Vlastnosti těchto bloků může do jisté míry dále konfigurovat a upravovat. Systém obsahuje velké množství nejrůznějších bloků, jako například bloky pro matematické operaci, komunikaci, zpracování signálů, filtraci, řízení, atd.

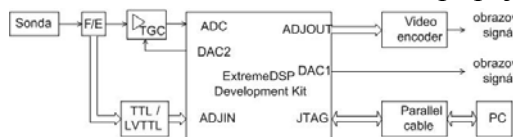
Uživatel si může také nadefinovat své vlastní bloky, buď definované pomocí Matlabu, nebo VHDL. [3]

3. Připojení a využití Extreme DSP Development Kit

Pro zpracování se využívá signál, který vychází z bloku F/E sonografu. Tento signál s požadovanou informací o dopplerovském frekvenčním posunu, se musí před přivedením do kitu upravit na odpovídající úroveň, kterou jsou schopny zpracovat A/D převodníky vývojového kitu.. Amplituda signálu se vlivem útlumu tkáně mění v čase, což se musí vzít v úvahu. Signál je tedy přiveden přes zesilovač, který umožňuje změnu zesílení v čase. K řízení tohoto zesilovače se využilo rozhraní D/A převodníku kitu. Ke sběru dat synchronizačních a řídicí impulsů z ultrazvukového přístroje se využilo digitální sběrnici I/O bus kitu. Tyto signály musí být rovněž přizpůsobeny ke zpracování kitem, jehož digitální sběrnice podporuje 3,3V logiku. Samotný ultrazvuk ale pracuje s jinými úrovněmi těchto signálů

Při propojení pomocí originálního JTAG Xilinx Parallel Cable IV zaručuje výrobce rychlost přenosu až 5Mb/s, které by pro přenos dopplerova signálu měly stačit.

Při testování tohoto připojení ale bylo zjištěno, že není zaručena konstantní rychlost přenosu pomocí tohoto připojení. Přenosová rychlost kolísá se zatížením systému. JTAG kabel je tak možno použít jen pro hrubé pozorování činnosti systému při jeho ladění.



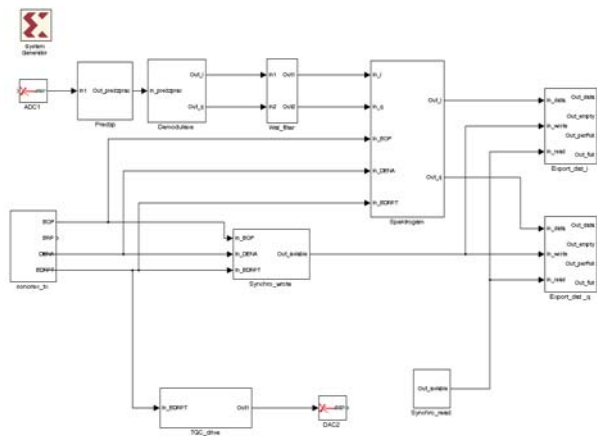
Obr. 2 Připojení FPGA k ultrasonografu

Zpracování signálu

Celý přenosový řetězec byl navržen pomocí programu Matlab 7.0.1 Simulink s nadstavbou System Generator . Jako elementární bloky byly použity bloky toolboxu Xilinx Blockset, Xilinx Reference a knihovna Xilinx XtremeDSP kit.

Knihovna Xilinx Blockset obsahuje základní bloky pro vytvoření dalších subsystémů využitelných pro zpracování signálů. Xilinx Reference obsahuje už vytvořené subsystémy pro

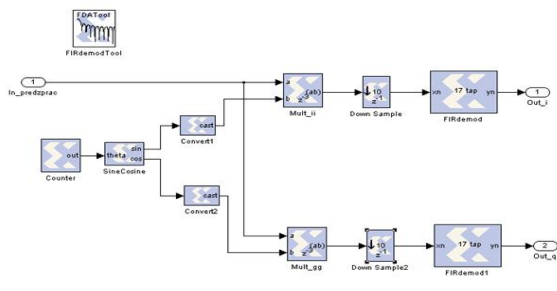
použití, jak například různé druhy filtrů, nebo matematické funkce. Knihovna Xilinx XtremeDSP kit pak obsahuje bloky A/D a D/A převodníku, které umožňují v návrhu tyto převodníky aktivovat.



Obr. 3 Schéma navrženého systému

sondou. Vzorkovací frekvence signálu je v tomto případě stejná jako vzorkovací frekvence A/D převodníku, tedy 40 MHz. Byla použita filtrace pomocí okna typu Kaiser s 16 koeficienty. Obnovu nosných signálů pro demodulaci zajišťuje blok *SineCosine*. Tento blok pracuje jako generátor signálu s možností volby průběhu výstupního signálu. Vypočtený průběh se ukládá do paměti ROM bloku.

Výstup z *Bloku ii* bloku subsystému označeného *Out i* odpovídá nemodulované soufázové složce vstupního signálu, signál na výstupu *Out q* pak kvadrurní složce vstupního signálu. Subsystém *Wall_filter* zařazený hned za blok demodulace odstraňuje z nemodulovaného signálu frekvence rušivých signálů, které vznikají vlivem pohyblivých částí v lidském těle. Tyto frekvence se pohybují v rozmezích stovek Hz. Navržený filtr je dolnoproductný FIR filtr, frekvence řezu se mění podle požadavků uživatele. Subsystém *Spektrum* obsahuje bloky pro zpracování demodulovaného signálu a získání tak potřebné informace o spektru signálu. Využitím bloku FFT z knihovny Xilinx Blockset se provede diskretní fourierova transformace signálu. Na výstup dostáváme zvlášť hodnoty spektra části signálu označené jako *i* (inphase-soufázové složky) a zvlášť hodnoty spektra části signálu označeného jako *q* (quadrature – kvadrurní složky).



Obr. 4 Subsystém Demodulace

Subsystém pro řízení modulu zesilovače TGC

Modul sestaveného TGC zesilovače je řízen tak, aby jeho zesílení eliminovalo v každém okamžiku útlum vyšetřované tkáně a aby výstupní signál nepřesáhl mezní maximální hodnotu napětí určenou pro A/D převodník. Toto zesílení se mění v závislosti na hloubce tkáně, ze kterého byl signál přijat. Řídicí signál je synchronizován se signálem oznamujícím začátek vertikální linky.

Vstupní signál obsahuje taky stejnoseměrnou složku, kterou je třeba před dalším zpracováním odstranit, protože i tato složka je vzorkována A/D převodníkem stejně, jako celý signál. V dalším zpracování se tato složka projevila jako chybový signál.

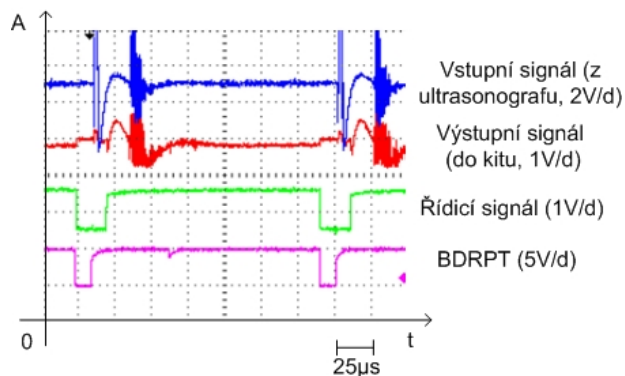
Na vstup *In1* je přiveden navzorkovaný signál ve tvaru *fix14_13* z A/D převodníku. Signál je v toto bloku dále zpracován FIR filtrem. Filtr je nastaven jako pásmová propust s pásmem propustnosti od 7 do 8 MHz přizpůsobeným pro nosnou frekvenci signálu 7,5 MHz. Tato frekvence je určena použitou vyšetřovací

Fyzicky je řídicí signál přenášen do zesilovač pomocí DAC převodníku. Převodník převádí signál vyjádřený bitovým slovem na analogový, potřebný k řízení zesilovače AD602 použitého v modulu TGC zesilovače. [3], [6], [7]

4. Měření subsystémů

Celý systém byl testován průběžně při jeho návrhu. Jeho jednotlivé subsystémy byly otestovány simulačními signály v programu Matlab-Simulink.

Správná funkce bloku pro řízení modulu zesilovače TGC byla zkontrolována a pro-



měřena pomocí osciloskopu. Měřící řetězec byl připojen tak, aby bylo možné sledovat synchronizaci řízení. Jedna sonda snímala průběh signálu BDRPT, další pak byla připojena ke vstupu řídicího signálu do modulu z DAC převodníku kitu. Dále jsme sledovali průběh vstupního a výstupního signálu modulu, který představuje upravený informační signál přizpůsobený pro vstup na AD převodník kitu. Naměřené průběhy jsou vidět na **Obr. 5**

Obr. 5 Průběhy na modulu zesilovače TGC

Samotné zpracování signálu bylo navrženo a realizováno softwarem System Generator pracujícího s podporou programu Matlab 7.0.1 – Simulink. Pomocí tohoto nástroje byl návrh i přeložen do VHDL jazyka a kód byl implementován do hardwaru.

Navržený systém se skládá z demodulace, která funguje na principu násobení informačního signálu signálem, který má stejné frekvenční parametry jako signál nosné vlny. Dále byly použity FIR filtry, jejichž parametry byly nastaveny podle požadavků na zpracování signálů. K získání požadovaných informací o průtoku krve, byl využit princip FFT. Výstupní data jsou uloženy do FIFO paměti připraveny pro vizualizaci.

Celý systém zpracování je synchronizován signály přivedenými přímo z ultrasonografu přes digitální sběrnici Adjacent bus kitu.

Byla otestována i možnost přenášet data k vizualizaci do PC přes rozhraní JTAG. Toto propojení s počítačem je ale určeno pro řízení a kontrolu práce vývojového kitu a ne pro přenos uživatelských dat. Z tohoto důvodu není možno dosáhnout potřebné rychlosti pro přenos dat k vizualizaci. Navíc se už tak malá rychlost přenosu měnila vlivem přenášených informací potřebných pro řízení a kontrolu činnosti systému, proto nebyla možná potřebná synchronizace přenosu.

Použitá literatura

- [1] Zuna, I., Poušek, L., Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice. Dotisk prvního vydání. Praha: ČVUT, 2002.
- [2] Eliáš, P., Žižka, J., Dopplerovská ultrasonografie Nucleus, Hradec Králové, 1998
- [3] Xilinx online <<http://www.xilinx.com>>.
- [4] Přednášky k předmětu Lékařská přístrojová technika I., VŠB-TU Ostrava
- [5] SonoAce 4800HD Operation manual, Medison 1994 – technická dokumentace
- [6] Nallatech online <<http://www.nallatech.com>>
- [7] Matlab 7.0.1 Help
- [8] Bonnefous, O., Pesque, Time domination of pulse – Doppler ultrasound and blood velocity estimation by crosscorrelation, Proc IEEE Ultrason. Symp., 1986

VYUŽITÍ INFORMAČNÍCH A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ (ICT) VE ZDRAVOTNICTVÍ

J. Šubert, J. Válek

SYSTEM602 a.s., Sekce TM & e-Z SBMILI ČLS JEP a Nadace prof. Rösche

Rozvoj informačních a komunikačních technologií v rámci **Informační společnosti** se dotýká všech oborů, v neposlední řadě i zdravotnictví. Vedle sofistikovaných zdravotních zařízení, jako jsou počítačové tomografy, pozitronové emisní tomografy, magnetická rezonance, sonografy, endoskopy a další, jsou využívány různé nemocniční informační a datábázové systémy. Již delší dobu se prosazuje **Telemedicína**, dále jen **TM**, umožňující diagnostické a terapeutické telekonzultace s využitím sítí elektronických komunikací. Revoluci ve zdravotnictví však přináší globální informatizace a elektronizace tohoto oboru, známá jako program **e-Zdravotnictví**, dále jen e-Z (*angl.: e-Health*).

Nosnými pilíři e-Z je standardizovaný **systém interoperabilního elektronického zdravotního záznamu**, jehož součástí je systém pro archivaci a přenos elektronické obrazové dokumentace, **infrastruktura pevné a mobilní elektronické komunikace**; standardizovaná **čipová zdravotní karta**; využití **radiofrekvenční identifikace** pro patientské a materiálové aplikace. Důležitou roli v systému e-Z mají různé **aplikace TM zaměřené na telekonzultace a teleedukace**.

**BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA
I – INFORMAČNÍ SYSTÉMY
A MODELOVÁNÍ BIOSYSTÉMŮ**

MEDICÍNSKÁ INFORMATIKA - SPECIFIKACE OBORU

J. Münz

SMS spol.s r.o., Smetanova 9, 602 00 Brno
Katedra biomedicínské informatiky, ČVUT v Praze - FBMI
Jan.Munz@smed.cz

Anotace

Aplikace nejrůznějších algoritmů a počítačů ve zdravotnictví, medicíně a biologických vědách má relativně dlouhou historii a tvoří integrální součást řady vědních oborů. Správné chápání a jasná specifikace oboru medicínské informatiky a jejích podoborů je nezbytná nejen pro výzkum a aplikaci ve zdravotnictví a medicíně, ale především pro jasnou profilaci studijních oborů, připravujících odborníky pro její aplikaci v praxi. Sdělení se pokouší o specifikaci některých klíčových pojmů tohoto oboru a srovnání řady uznávaných definic. Cílem práce je vyprovokovat diskusi o opodstatněnosti tohoto oboru a rámci jeho výzkumné a pedagogické profilace. Zvláštní pozornost je věnována evropskému projektu e-health a americkému projektu HIT, které bezesporu ovlivní v následující dekádě obsah i chápání oboru medicínské informatiky.

1. Úvod

Je tomu téměř čtyřicet let, kdy jsem absolvoval technickou vysokou školu v oboru Lékařská elektronika a kybernetika. Pojem lékařské kybernetika je pro oblast aplikací počítačů v lékařských oborech a zdravotnictví prakticky zapomenutý. Přes všechny obory a podobory jako počítačové vědy, automatizované systémy řízení apod. jsme se dostali k celosvětově akceptovanému pojmu medicínská informatika, která však zahrnuje i ne zcela přesně specifikované okrajové obory a podobory matematických a statistických metod, inženýrských řešení, detekce, přenosu a zpracování digitalizovaných signálů, telemedicínu nebo třeba e-Health (který se raději do češtiny ani nepřekládá). Je vůbec důležité specifikovat co do oboru medicínské informatiky patří a co je již součástí jiných vědních a aplikačních oborů? Záleží samozřejmě na kontextu a účelu takovéto diskuse. Jsem přesvědčen, že právě pro vytváření odborné komunity a především specifikaci výzkumných projektů spolu se specifikací obsahu předmětu vysokoškolské výuky je definice oboru medicínské informatiky nezbytná, byť časová platnost takovéto definice je vzhledem k obrovské dynamice rozvoje informatiky jistě její platnost časově omezená.

2. Základní pojmy a jejich definice

O definici (Bio)Medicínské informatiky jako vědního oboru se asi nejvíce zasloužil prof. E. H. Shortliffe [1], který ve svých pracích uvádí definice základních pojmů:

- „Biomedicínská informatika je vědní obor zabývající se biomedicínskými informacemi, daty a znalostmi a jejich uchováváním, zpřístupněním a optimálním využitím pro řešení problémů a rozhodování“ [1]
- „Klinická informatika je zaměřena na kulturu a poskytování klinické péče, zahrnující pacienty a poskytovatele zdravotní péče od 1 k 1 domácí péče, přes ambulantní péči až po péči spojenou s hospitalizací pacienta“

Dle mého názoru je na BISTI webside uvedena ještě výstižnější definice:

- „Klinická informatika zahrnuje výzkum, vývoj a aplikace počítačových nástrojů a přístupů pro rozšíření použití biologických, medicínských procesů a zdravotnických dat, včetně jejich získávání, uchovávání, organizování, archivaci, analýzu a vizualizaci“

Tato definice je, dle mého názoru, bližší současnému chápání tohoto pojmu v českých podmínkách. Obecně lze říci, že klinická informatika je chápána jako podobor medicínské informatiky a jako kombinace informační vědy, počítačových věd a věd klinických.

2.1. Informatika

Je až překvapivé, že dnes jednou z nevíce uznávanou definicí informatiky jako vědního oboru je následující definice Mikhailova z roku 1966 [2]: „*Informatika je vědní disciplína, která zkoumá strukturu a vlastnosti (nikoliv specifický obsah) vědeckých informací včetně zákonitostí vědeckých informací, jejich teorie, historie, metodologie a organizace.*“

Vlastní zavedení pojmu informatika je však připisována Francouzi Philippe Dreyfusovy [3]. Název vědního oboru Informatika byl chápán jako kombinace slov „informace“ a „automatizace“. Je zajímavé, že ve Velké Británii byl výraz Informatika široce používán velmi dlouho a preferován byl název tohoto oboru jako „computer science“. Později byla výše uvedená definice Informatiky ve Velké Británii akceptována jako: „*studium struktury a interakce přírodních a umělých výpočetních systémů*“.

2.2. Zdravotnická Informatika

V posledních několika letech se stále častěji setkáváme s pojmem Zdravotnická Informatika (Health Informatics). Důvodem je praktická potřeba rozšíření oboru Medicínské Informatiky především na oblast řízení zdravotnických zařízení, řízení poskytování zdravotnické péče na regionální a národní úrovni. Pro účely naší diskuse o specifikaci Medicínské a Zdravotnické informatiky považuji za účelné uvést několik zkácených definic předmětu studijních oborů předních univerzit a institucí oboru, jak jsou uvedeny ve studii Univerzity v Iowě publikované v roce 2005 [4]:

Medicínská Informatika je vědecký obor zabývající se ukládáním, zpřístupněním, sdílením a optimálním využitím biomedicínských informací, dat a znalostí pro řešení problémů a rozhodování. Dotýká se všech základních a aplikovaných oblastí v biomedicínských vědách a je úzce svázána s moderními informačními technologiemi, zejména v oblasti počítačů a komunikací.

- Columbia

Medicínská informatika se zabývá studiem informačních procesů tak, jak jsou používány ve zdravotnictví.

Obdobně jako mnoho dalších inženýrských oborů, Medicínská informatika má mnoho vědeckých aspektů zaměřených na popis, modelování a interpretaci vzniku informací, jejich distribuci (šíření) a využití. Zahrnuje lépe a šitěji aspekty zdravotní péče, které nejsou tradičně součástí medicíny, jako preventivní péči, výživu, vzdělávání pacientů, epidemiologii, atd.

- MIT

Studijní program Zdravotnické Informatiky učí studenty aplikacím výpočetní techniky a informačních věd, potřebám kvantitativních aspektů a rozhodování ve zdravotnictví a přírodních vědách. Zdravotnická informatika zahrnuje nejen matematiku, statistiku a výpočetní techniku, ale zahrnuje rovněž další vědní obory, jako inženýrství, management informační vědy aplikované na problémy vznikající v biologii, medicíně a poskytování zdravotní péče.

- University of Minesota

Vědecký obor Medicínské Informatiky zahrnuje získávání, prezentaci, modelování, integraci a komunikaci dat a informací přes základní vědecké obory a inženýrstvím až po klinickou praxi a politiku.

-University of California

Zdravotnická Informatika se zabývá systematickým zpracováním dat v oblasti zdravotnické péče zahrnující (spojené) počítačové zpracování informací. Zahrnuje adekvátní nástroje a metody z oboru informatiky k modelování struktury a informačních procesů v oblasti zdravotnictví za účelem jeho budování a využití.

- Universiteit Maastricht

Z uvedených definic jednoznačně vyplývá, že vědní obor Zdravotnické Informatiky svou šíří zahrnuje nejen Medicínskou informatiku, ale i podstatnou část Biomedicínského inženýrství v jeho klasickém pojetí. Výjimku snad představuje jen oblast konstrukce přístrojů a biomedicínských materiálů. Interakce a relace mezi těmito vědními obory bude jistě předmětem dalších diskusí a vývoje

2.3. Některé další podobory Medicínské Informatiky

Literatura i některé z aplikací Medicínské informatiky operují s dalšími klíčovými pojmy specifikující podobory nebo specifickými oblastmi aplikací jako jsou např.:

- Klinická informatika je podobor Medicínské informatiky zaměřená na aplikaci výpočetní techniky realizující sběr, analýzu a prezentaci medicínských dat. Klinická informatika je dle Shortliffa a Perreauta [5] kombinací informatiky, počítačových věd a klinické medicíny aplikovaná k podpoře managementu a zpracování dat, informací a znalostí podporující praxi a poskytování klinické péče. V našich podmínkách je tento podobor ve většině případů spojován s oborem klinických a nemocničních informačních systémů.
- Ošetrovatelská Informatika (nursing) je relativně nový podobor, chápaný jako multidisciplinární vědní obor usilující o analýzu, formalizaci a modelování procesů sběru a řízení ošetrovatelských informací, konverzi dat do informací a znalostí s cílem aplikovat znalostní bázi pro rozhodování v ošetrovatelské péči a kontaktu s pacientem.

3. Perspektivy rozvoje Zdravotnické Informatiky

Současné období lze bez nadsázky charakterizovat jako renesanci Zdravotnické Informatiky. Vyspělé země stojí před zásadním problémem zajištění efektivity poskytování zdravotnické péče a efektivní regulace rychle rostoucích nákladů.

Evropské společenství (EU) si jako klíčový nástroj k dosažení tohoto cíle zvolilo právě Zdravotnickou Informatiku. „*e-Health* je dnes nástroj pro podstatné zlepšení produktivity a současně nástrojem pro zítřejší restrukturalizaci zdravotní péče zaměřené na občana při respektování multikulturnosti, jazykovým rozdílným a tradici poskytování zdravotní péče. *e-Health* znamená použití moderních informačních a komunikačních technologií k dosažení potřeb obyvatel, pacientů, pracovníků ve zdravotnictví, poskytovatelů zdravotní péče stejně jako odpovědných politiků.“ [6]. Projekt e-Health je součástí projektu EU i2010 iniciative a předpokládá obrovské investice do Zdravotnické Informatiky ve všech státech EU.

V roce 2004 podepsal prezident USA projekt nazvaný „**Dekáda zdravotnických informačních technologií: realizace zákaznický orientované a informačně bohaté zdravotní péče**“.

Přes zásadně odlišné prostředí a organizaci poskytování zdravotní péče v Evropě a USA jsou překvapivě hlavní cíle obou projektů velmi podobné. Oba projekty jsou založeny na tvorbě a využití celoživotního zdravotního záznamu občana (EHR) a efektivní komunikaci mezi poskytovateli zdravotní péče.

4. Závěr

Jasná specifikace oborů Medicínské a Zdravotnické Informatiky spolu s reálnou vizí rychlého rozvoje teoretického i aplikačního zázemí oboru je jasnou výzvou k rychlé a koncepční přípravě vysoce kvalifikovaných odborníků, kteří bezesporu najdou uplatnění jak ve zdravotnictví EU, tak ve firmách působících v tomto oboru

5. Literatura

- [1] Greenes, R.A. and Shortliffe, E.H. (1990) „ Medical Informatics“ An emeing discipline with academic and institutional perspectives. „ Journal of the American Medical Association, 263 pp.
- [2] Mikhailov, A.I., Chernyl, A.I. and Gilirevskii R.S.(1966) „ Informatica – novoje nazvanie teorii naučnoj informaci“ Naučno techničeskaja informacija, 12.
- [3] Dreyfus, P. „L' informatique.“ Bestiin, Paris (1962), pp. 240-41.
- [4] The Univesity of Iowa Health Informatics (2005) The University of Iowa.
- [5] Shotliffe, E.H. and Perreault, W.J., (2001), Medical Informatics: Computing applications in health care and biomedicine.
- [6] EU e-Health Ministerial Declaration, 22 May 2003.

MEDIGRID – PROSTŘEDÍ PRO SDÍLENÍ MEDICÍNSKÝCH ZNALOSTÍ

J. Vejvalka*, P. Lesný*, K. Slabý*, A. Jarolímková**, H. Krásničanová*, M. Krhounek*,
T. Holeček***

* Fakultní nemocnice v Motole, **CESNET, z.s.p.o., *** Fakulta humanitních studií UK
jan.vejvalka@lfmotol.cuni.cz

Abstrakt:

Tradiční terminologické systémy a klasifikace, jako např. UMLS, MeSH, On9 či GO [1-4], jsou založeny na thesaurech biomedicínských pojmů, nad kterými konstruují jednodušší či složitější sítě relací. Tyto relace jsou většinou omezeny na taxonomii, meronymii či synonymii; nejrozsáhlejší projekt tohoto typu, sémantická síť UMLS, popisuje desítky různých relací mezi pojmy. Praktická medicína však pracuje v situacích, ve kterých vztahy mezi pojmy nelze popsat apriorním systémem obecných relací. Zaznamenávání a zkoumání relací mezi medicínskými pojmy, které jsou specifické pro konkrétní medicínské situace je předmětem zájmu algoritmické medicíny, reprezentované např. projektem MEDAL [6]. Cílem projektu Medigrid je usnadnit sdílení a využívání biomedicínských znalostí a dat v prostředí gridové výpočetní sítě. Aktuálním předmětem výzkumu jsou možnosti využívání algoritmů propojovaných na základě jejich sémantického popisu do ad-hoc ontologií.

1. Úvod

Zdravotnické informační systémy fungují jako nástroje pro skladování zdravotnických dat a jejich zpřístupnění tam a tehdy, kde a kdy jsou tato data zapotřebí. Expandující poznatková základna biomedicínských oborů se odráží v narůstajícím množství a komplexitě klinických dat, která jsou potřebná k popsání konkrétních medicínských situací. Současné možnosti sběru a uchovávání velkého množství dat dovolují taková data sbírat a ukládat. Interpretace této (počínající) záplavy klinických dat však zůstává úkolem zdravotníků. Využití informačních technologií při hodnocení dat je jediný způsob, jak zvládnout neustále se zvětšující objemy dat, se kterými dnešní zdravotnictví pracuje.

Vývoj v oblasti nástrojů hodnocení zdravotnických dat postupoval dvěma směry: jednak k vysoce specializovaným nástrojům pro interpretaci „jednoduchých“ dat a jednak k nástrojům na indexování komplexních dat, založeným na thesaurech a hierarchiích pojmů. V poslední době technologie umožňují propojení těchto dvou proudů: zpracování indexovaných dat specializovanými nástroji. Nutnou podmínkou je však existence dostatečně flexibilních nástrojů pro indexování. Podkladem takových nástrojů by mohly být ontologické systémy, navazující na systémy klasifikace medicínských pojmů.

2. Metody

Základem navrhovaného systému, který umožňuje zápis a praktickou implementaci komplexních (obvykle implicitních) ontologií obsažených v medicínských datech a algoritmech, je důsledný sémantický popis. Sémantický popis dat a algoritmů vychází z několika předpokladů:

- (1) Data zpracovávaná v biomedicínských algoritmech jsou v souladu s husserlovskou fenomenologickou tradicí chápána jako indikátory
- (2) Algoritmy jsou chápány jako transformace indikátorů a třídy indikátorů odpovídají jejich rolím v těchto transformacích
- (3) Sémantická informace (význam pro čtenáře) tříd indikátorů i transformací musí být explicitní a dostupná pro vyhodnocení a pro ověření
- (4) Sémantická informace musí být explicitně a jasně navázána na aktuální paradigma medicínské vědy a na zásady evidence-based medicine.

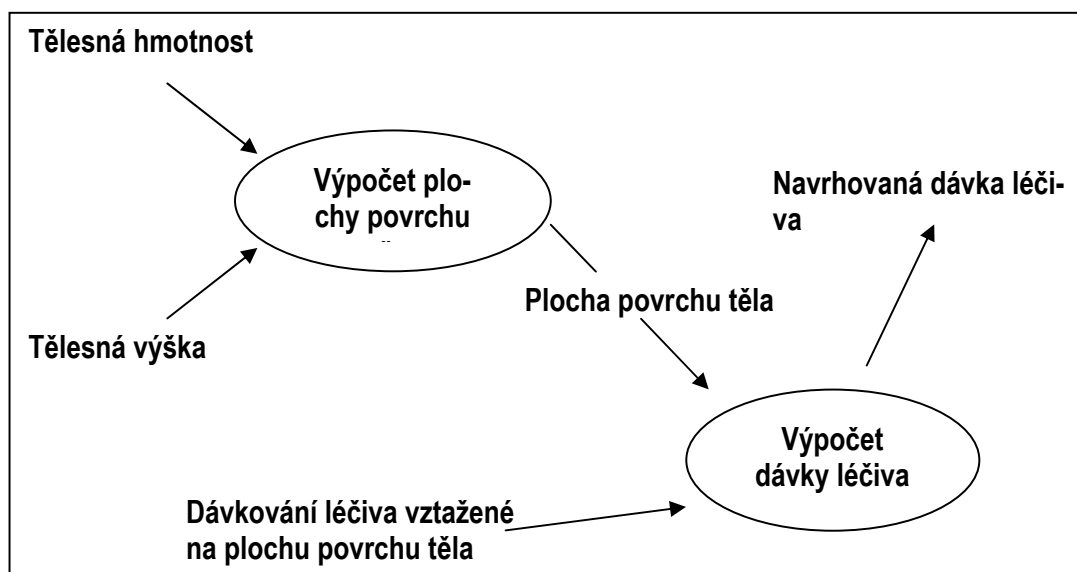
Za těchto předpokladů lze na základě sémantických popisů jednotlivých tříd a transformací indikátorů rozhodovat o možnostech zpracování konkrétních dat konkrétními transformacemi. Jsou-li explicitně popsány sémantické vazby, lze data i algoritmy dokonce sdílet mezi různými pojmovými oblastmi (oblastmi medicíny). Tento důraz na kvalitu sémantické informace a na nutnost jejího vyhodnocení při spojování dat a algoritmů vede k praktickému požadavku:

(5) Systém pracující na uvedených principech musí navíc implementovat mechanismy „sémantické důvěry“, které budou podporovat rozhodování o sémantické a procedurální hodnotě jednotlivých komponent (tříd a transformací indikátorů).

3. Husserlovské indikátory, jejich transformace (a implementace)

Pro popis medicínských dat a algoritmů jsme zavedli indikátorovou ontologii, vycházející z Husserlova pojetí indikátoru jako poukazu na skutečnost. Indikátorová ontologie pracuje se záznamy, které pořídil lékař (nebo přístroj); tyto záznamy označuje jako indikátory a zařazuje je do označených tříd (například do třídy indikátorů označené „tělesná výška“ patří všechny představitelné záznamy o tělesné výšce).

Algoritmy, které pracují s biomedicínskými daty, jsou popisovány jako relace mezi indikátory; tyto relace jsou zobecnitelné jako transformace mezi třídami indikátorů a operují v příslušném kontextu. Transformace mezi třídami indikátorů může být (např.) implementována jako gridová služba; transformace mezi třídami indikátorů lze řetězit – a realizovat tak komplexní vztahy ve formě (např.) výpočetních workflow; příklad viz obr. 1.



Obr. 1 Jednoduchý příklad řetězení transformací při návrhu dávky léčiva.

4. Sémantický popis biomedicínských dat

Hlavním problémem při použití tradičních terminologických systémů a klasifikací (UMLS, MeSH, On9 či GO) pro popis algoritmů a dat je, že jsou typicky strukturovány odshora, zatímco koncepty využívané v medicínských algoritmech jsou z jejich pohledu na velmi „nízké“ úrovni. Žádný z existujících systémů neumožňuje vyjádřit např. „váhu pacienta před cvičením“ (přesto, že se jedná o třídu indikátorů srozumitelných pro všechny sportovní lékaře) bez výrazných úprav a rozšíření lexika a hierarchie.

Obtížnost popisu lze ukázat na příkladě výpočtu indexu tělesné hmoty (body mass index, BMI). Vstupem je tělesná váha a tělesná výška pacienta, výstupem BMI. Podívejme se, jak by bylo možné tento algoritmus popsat s pomocí UMLS. Základními charakteristikami algoritmu jsou třídy indikátorů na vstupu a výstupu; v našem případě: vstupy – tělesná výška,

tělesná hmotnost a výstup – BMI. Pro všechny třídy indikátorů v relaci BMI lze v Metathesauru UMLS nalézt odpovídající koncepty: body weight (cui C0005910), body height (cui C0005890), body mass index (cui C1305855), avšak neexistuje žádný koncept pro modul samotný, tj. „výpočet BMI“. Koncepty „body weight“ a „body height“ náležejí k sémantickému typu Organism Attribute (OA), „body height“ ještě k typu Quantitative Concept, a „body mass index“ k typu Clinical Attribute (CA). Vztahy mezi koncepty nejsou explicitně specifikovány; s výjimkou `is_a` je možné je pouze odvodit na základě vztahů mezi odpovídajícími sémantickými typy. Mezi typy OA a CA jsou tyto vztahy: CA `is_a` OA, CA associated with OA, CA degree of OA, OA associated with CA a OA degree of CA, z nichž žádný nevyovídá o vztahu váhy, výšky a BMI. Sémantická síť nerozlišuje ani komplexní vztahy, jakým by byl např. výpočet BMI, ani vztahy binární, „je_vstupem“, „je_výstupem“, které by případně bylo možno v našem příkladu využít.

5. Dokumentační služba Medigridu

Z předchozího příkladu plyne, že pro Medigrid musel být vytvořen odlišný typ standardizovaného popisu. Je realizován prostřednictvím Dokumentační služby (DS). Hlavním úkolem DS je řešit konzistentní popis dat ve složitějších výpočtech a umožnit rozhodování o použití lékařských algoritmů a validitě jejich výsledků. Zároveň však DS také slouží jako prostředek pro komunikaci odborníků, pro sdílení často unikátních znalostí (ve formě algoritmů) a jako podklad pro hodnocení systémů v rámci EBM (Evidence based medicine). V rámci DS jsou uchovávána metadata základních kategorií entit, které jsou v Medigridu využívány: tříd indikátorů, transformací (algoritmů, modulů), a citací.

Třída indikátorů může být určena pojmem převzatým z některého z kontrolovaných slovníků (je-li sémantika užívání tohoto pojmu ve skupině možných uživatelů jednoznačná), nebo může být nově definována v DS. Původním záměrem bylo využít pouze konceptů UMLS Metathesauru, avšak v řadě případů jsou tyto koncepty příliš vágní, případně se nevyskytují vůbec (což platí obdobně pro všechny současné klasifikační systémy). Je proto možné k označení třídy indikátorů použít i jiné kontrolované klasifikace a v případě, že se pojem v žádném dostupném slovníku nevyskytuje, také ad hoc vytvářet slovník uživatelský. Součástí dokumentace je i odkaz na autora a popis v rozsahu nezbytném pro porozumění a odlišení od jiných tříd indikátorů; dokumentace může citovat další relevantní dokumenty.

Obdobně dokumentace transformace obsahuje kromě kódu autora, názvu modulu a jeho URI také popis ve formě strukturovaného textu a relevantní citace.

Na základě strojem čitelného formátu dokumentace je generována vztahová struktura (odpovídající ontologii), která slouží k vyhledávání a řetězení modulů. Nejedná se o statickou ontologii/strukturu, ale ontologii/strukturu generovanou „ad-hoc“, která obsahuje pouze entity existující a zdokumentované v Dokumentační službě Medigridu a jejich vztahy. Mění se tedy s každým přidáním znalostním prvkem (třídou indikátorů, algoritmem).

6. Výsledky, diskuse, příklad

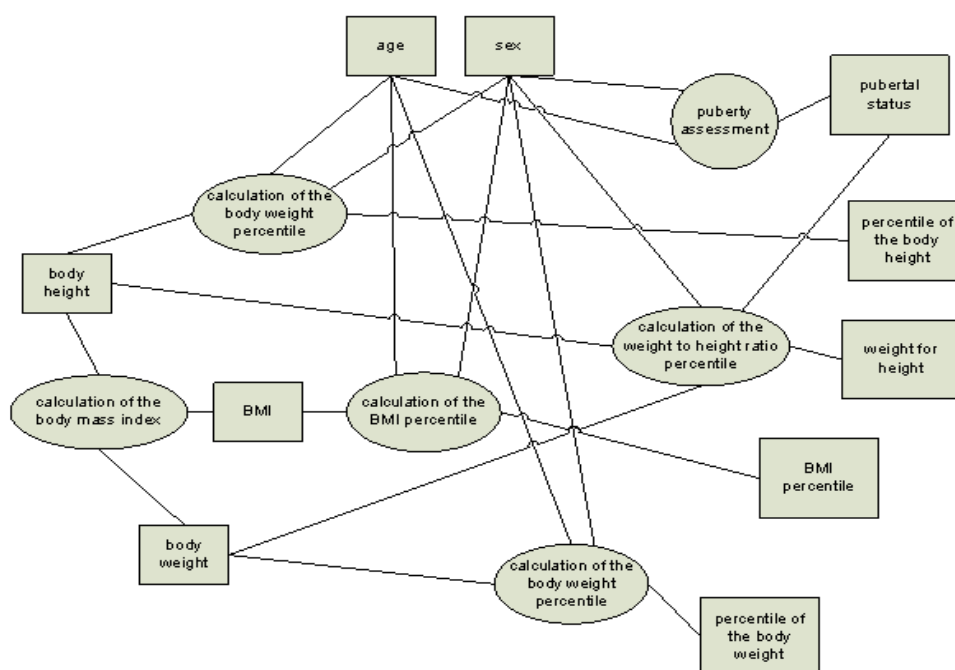
Na základě uvedené metodologie jsou popisována data a algoritmy z několika medicínských domén (auxologie, kardiologie, zátěžová medicína, molekulární genetika). Algoritmy popisované jako transformace indikátorů jsou dokumentovány a implementovány v podobě webových služeb, snadno využitelných v dalších aplikacích, které mohou být vytvářeny jako aplikace LAMP (Linux, Apache, php, MySQL) či jako dokumenty MS Office.

Příkladem popisu dat a algoritmů z konkrétní medicínské domény je analýza znalostní báze obsažené v Kompendiu pediatrické auxologie (KPA, [7]). Výhodou je, že KPA je „zralý“ projekt, který prošel zhruba osmiletým postupným vývojem. Proto nebyl problém identifikovat transformace a třídy indikátorů (Tab. 1) nezbytné pro popis domény pediatrické

auxologie v rozsahu, postačujícím pro běžnou analýzu růstových dat v pediatrické praxi. Grafická reprezentace některých vztahů v KPA je obsažena v Obr. 2.

Transformace (moduly, algoritmy)	
1.	Výpočet podílu mezi kostním a kalendářním věkem
2.	Výpočet směrodatné odchylky a empirického percentilu tělesné výšky
...21.	Výpočet směrodatné odchylky a empirického percentilu Tannerova skóre vývoje prsní žlázy
Třídy indikátorů	
1.	Pohlaví probanda
2.	Věk probanda v letech
...83.	Graf změn Tannerova skóre vývoje prsní žlázy probanda v závislosti na věku

Tab. 2 Transformace a třídy indikátorů ve znalostní doméně pediatrické auxologie



Obr. 2 Reprezentace některých vztahů mezi třídami a transformacemi indikátorů ve znalostní doméně pediatrické auxologie

8. Literatura

- [1] <http://www.nlm.nih.gov/research/umls/>
- [2] <http://www.snomed.org>
- [3] <http://www.geneontology.org>
- [4] <http://www.nlm.nih.gov/mesh/>
- [5] Husserl E., Logical Investigations, Investigation I. (translated by J. N. Finday). Routledge, London, 2001, § 2., 184. Orig. Logische Untersuchungen, M. Niemeyer, 1900/1901.
- [6] <http://www.medal.org>
- [7] Krásničanová H., Lesný P., Kompendium pediatrické auxologie 2005. Novo Nordisk, Praha, 2006.

9. Poděkování

Podpořeno projektem Medigríd, 1ET202090537.

DATABÁZOVÝ SYSTÉM PRO UCHOVÁVÁNÍ GRAFOELEMENTŮ EEG

L. Lhotská*, V. Gerla*, R. Horniak*, M. Kytka*, J. Rieger*, V. Krajča**, S. Petránek**

*Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze

**Neurologické oddělení, Fakultní nemocnice Na Bulovce, Praha

lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Cílem příspěvku je seznámit s návrhem a vývojem databázového systému pro uchovávání a další využití významných grafoelementů nalezených v měřených EEG záznamech. Počítačová analýza EEG má za cíl podporu lékařského rozhodování. Může rozšířit jeho informace poskytnutím objektivních dat. Navíc lze tato data zobrazovat pomocí celé řady vhodných nástrojů. Dále analýza umožňuje rozlišit normální a abnormální aktivitu, klasifikovat záznamy do typových tříd a hodnotit trendy. Pro kvalitní analýzu je však nutné mít k dispozici systém, který bude rozpoznávat a co nejpřesněji klasifikovat jednotlivé úseky záznamů. Kvalita klasifikace závisí na kvalitě trénovacích dat, na nichž se klasifikátor učí. Proto jsme se rozhodli navrhnout a implementovat databázový systém, ve kterém by bylo možné uchovávat průběhy artefaktů a také diagnosticky zajímavých úseků EEG, s cílem využívat tyto průběhy při učení klasifikačních systémů, jejichž cílem je klasifikace zaznamenaných EEG průběhů. Databáze je realizována v prostředí MySQL. Při návrhu databáze byl brán zřetel i na případné doplnění nových datových položek do již vytvořené databáze. Vytvořená databáze je propojena s grafickým rozhraním, které je vytvořeno v programovacím jazyce C++.

1. Úvod

Moderní výpočetní programy pro kvantitativní zpracování dlouhodobých EEG záznamů jsou nepostradatelným podpůrným nástrojem při jejich hodnocení. V dnešní době již nejsou výjimkou několikadenní záznamy, které by ovšem v papírové formě byly prakticky nerealizovatelné, stejně jako jejich odborná analýza. Důvodem použití výpočetních prostředků v elektroencefalografii není prozatím plně automatizované zpracování, ale především pomoc při rozboru velkých objemů dat. Hodnotiteli záznamu jsou pak například k vizuální kontrole předloženy pouze úseky signálu diagnosticky zajímavé pro detailní analýzu (např. epileptické záchvaty). Při tomto hodnocení se však negativně projevuje vliv např. pohybových artefaktů. Proto jsme se rozhodli navrhnout a implementovat databázový systém, ve kterém by bylo možné uchovávat průběhy artefaktů a také diagnosticky zajímavých úseků EEG, s cílem využívat tyto průběhy při učení klasifikačních systémů, jejichž cílem je klasifikace zaznamenaných EEG průběhů.

2. Signál EEG

Z hlediska povahy patří EEG signál mezi stochastické nestacionární signály, což samo o sobě představuje značnou komplikaci při jeho zpracování a vyhodnocování. Proto se v signálu sledují některé jeho významné parametry. Jedním z kritérií pro popis jsou frekvence obsažené ve zkoumaném EEG signálu. Rozdělují se do čtyř základních frekvenčních pásem označovaných podle písmen řecké abecedy (alfa, beta, delta, theta). Přítomnost frekvence v daném pásmu je pro lékaře důležitou informací při stanovení diagnózy.

V záznamu EEG se kromě EEG signálu vhodného k analýze mohou projevit také potenciály nemající vztah ke snímanému signálu a působící tedy rušivě, tzv. artefakty. Mohou být způsobeny okolím i samotným pacientem. Zpravidla je dělíme na technické (fyzikální) a biologické. Typickými technickými artefakty jsou: rušení síťovým kmitočtem 50 Hz a jeho harmonickými (odstranitelné filtrem); elektrostatické potenciály – nízká jakost elektrod, špatný kontakt elektroda – kůže, pohyb předmětů z elektrostatických materiálů; impulsní

rušení – způsobené blízkostí motorků, zapínáním přístrojů napájených ze stejné energetické sítě, přepínáním svodů; nedostatečné stínění magnetických polí (projevuje se zejména v biomagnetismu); šum elektronických obvodů (zejména vstupních obvodů biozesilovačů, kvantizační šum při digitalizaci). Základními biologickými artefakty jsou pohybové artefakty: EOG – mrkání; EKG – falešné naznačení hrotu u EEG (pro detekci nahráváno EKG); EMG – přítomno při epileptických záchvatech, žvýkání, pohyby hlavy. Řadu z těchto projevů má za úkol odstranit analogový filtr při záznamu EEG, další možností je číslicová filtrace při diskretním zpracování, např. adaptivní filtrace síťového kmitočtu. Celou řadu artefaktů – zejména pohybových nelze takto jednoduše odstranit. Proto je velmi důležité je co nejpřesněji detekovat, aby co nejméně ovlivňovaly následnou klasifikaci užitečného signálu.

Mimo základních EEG rytmů (delta, theta, alfa, beta) a rušivých artefaktů může EEG signál obsahovat nestacionarity významné pro diagnostiku, tzv. grafoelementy. Řada grafoelementů je fyziologických, zpravidla spojených s určitou aktivitou, např. typická alfa aktivita při zavření očí, případně objevujících se v různých stádiích spánku, jako např. K-komplexy v synchronním spánku ve druhé fázi. Dalším příkladem fyziologického grafoelementu je tzv. lambda vlna vyskytující se v okcipitální oblasti, jejíž geneze je obvykle spjata s upoutáním zraku. Další grafoelementy jsou typické pro patologické stavy. Mezi takové grafoelementy řadíme různé osamocené vlny, hroty, popř. jejich složitější komplexy. Jako příklad může sloužit komplex hrotu a vlny. Hrot je úzká vlna trvající méně než 80 ms, druhá pomalá vlna trvá okolo 200-500 ms. Tento grafoelement má souvislost s epileptickým záchvatem. Dále patří mezi patologické grafoelementy mnohonásobný hrotový komplex, trifázický komplex, R-komplex, pozitivní výboje (mittens), hypsarytmie, supression burst, grafoelementy charakteristické pro tonickou a klonickou křeč.

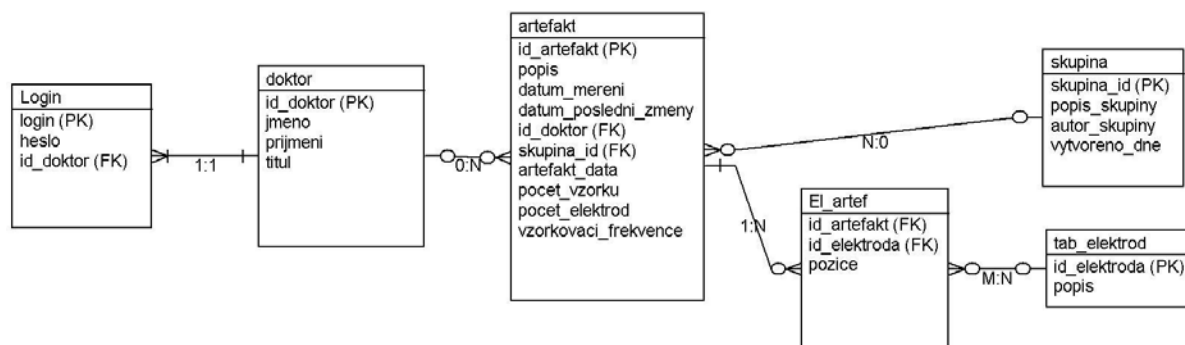
Jako základní zdroj informací o časových průbězích signálů EEG nalezneme obsáhlé atlasy. Mají však několik základních nevýhod, a to: a) ukazují pouze průběh signálu v časové oblasti; b) protože jsou zpravidla dostupné jen v tištěné podobě, nelze využít žádné počítačové zpracování, abychom získali i další charakteristiky průběhu např. ve frekvenční oblasti; c) zobrazený průběh je relativně krátký, což je nevýhodné pro hlubší rozbor v některých případech. I toto byla jedna z našich motivací pro návrh databázového systému, který by shromažďoval v digitální podobě naměřené EEG signály, resp. významné úseky (grafoelementy a artefakty) spolu s lékařskou interpretací, vypočtenými kvantitativními charakteristikami a odkazem na soubor s původním signálem pro možnost dohledání celého záznamu.

3. Databáze EEG artefaktů a grafoelementů

Zde popíšeme návrh a realizace databáze v programovacím jazyku MySQL, která byla vytvořena jako základ pro jednoznačný přehled nejčastěji se vyskytujících EEG artefaktů a grafoelementů. Při návrhu databáze byl brán zřetel i na případné doplnění nových datových položek do již vytvořené databáze. Vytvořená databáze je propojena s grafickým rozhraním, které je implementováno v programovacím jazyce C++. MySQL je multiplatformní databáze. Komunikace s ní probíhá pomocí jazyka SQL (Structured Query Language). Lze jej nainstalovat na Linux i MS Windows. Jedná se o volně šířitelný software.

Databáze byla navržena tak, aby bylo možné do ní ukládat naměřené průběhy, které si s sebou ponese informace o elektrodách, popis artefaktu a také informace o zařazení do třídy, popisující skupinu grafoelementů. Samozřejmě je možné a v tomto případě také nezbytné přidávat skupiny (např. po objevení nové kategorie). Databáze je tvořena celkem šesti tabulkami. Jako první musí být vytvořena tabulka „Login“ s uživatelským jménem a heslem, pro přístup do databáze. Toto přihlášení slouží k jednoznačné identifikaci, kdo naposled pracoval s databází, což může zabránit mnoha zbytečným komplikacím (např. špatná identifikace, nejasnost týkající se daného záznamu). Druhá tabulka „Doktor“ obsahuje informace týkající se lékaře. Třetí tabulka „Artefakt“ je stěžejní tabulkou celé databáze. Je v ní uložen

popis, datum měření, datum poslední změny, skupina, do které je artefakt či grafoelement zařazen a samotný průběh. Čtvrtá tabulka „Skupina“ je tabulka sloužící k popisu kategorie artefaktů, obsahující popis skupiny, jméno lékaře, který ji založil a také datum založení. Pátá a šestá tabulka slouží pro informace o elektrodách. Tabulka „Tab_elektrod“ slouží k identifikaci jednotlivých elektrod. Každá elektroda má svůj název, ale také dané pořadí. Pro snadnější identifikaci jsme v této tabulce přiřadili právě pořadí elektrody k označení. Poslední tabulkou je „El_artef“ spojující tabulku pro označení elektrod s tabulkou artefaktů. Jak jsou tabulky propojeny, je vidět v ER diagramu (viz obr. 1).



Obr. 1 ER diagram

4. Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní pro práci s databází je realizováno v grafickém režimu programem Grafoelementy, implementovaném v jazyce C++. Po spuštění následuje přihlašovací dialog. Je to jednak z důvodu bezpečnosti přístupu k datům, ale také z důvodu zaznamenání změn provedených v jednotlivých záznamech. Každý záznam nebo vytvoření nové kategorie se zaznamenává. Uživatel je vyzván k zadání uživatelského jména a hesla. Poté se otevře hlavní program, který je rozdělen na čtyři základní bloky (okna). První z nich slouží k zobrazení požadovaného průběhu. Druhý slouží k orientaci v položkách uložených v databázi. Třetí okno slouží k nastavení parametrů přístupu do databáze. Čtvrté okno je textové a zobrazuje informace o signálu, spolu s popisem a zařazením do kategorie. Hlavní menu obsahuje čtyři záložky. První je „Soubor“, která skrývá roletové menu obsahující položky „Nahrát“, „Uložit“, „Export“ a „Konec“. Druhou položkou v hlavním menu jsou „Úpravy“, třetí je „Nastavení“ a poslední je „Nápověda“.

Naměřené průběhy jsou načítány z externího programu EEGLab [1], [2] ve formě dvou souborů. První je XML soubor, který v sobě nese informace o exportovaném průběhu, jakými jsou počet vzorků, vzorkovací frekvence, zdrojový soubor, počet elektrod, názvy elektrod, váhu jednotlivých elektrod, popis průběhu signálu a umístění souborů exportovaných. Druhým souborem je .dat, kde je uložen vlastní průběh signálu. V EEGLab se vyberou elektrody, na kterých se daný artefakt či grafoelement vyskytl. Označí se úsek potřebné délky a zvolí se exportování segmentu. Otevře se okno, které je rozděleno horizontálně na dvě další. Z nich dolní okno ukazuje XML strukturu souboru a horní slouží pro popis daného artefaktu/grafoelementu a popřípadě další poznámky, které se pak spolu s popisem zobrazují v levém spodním okně programu Grafoelementy.

Program pak umožní načíst veškeré informace o artefaktu či grafoelementu z databáze a zobrazit průběhy na jednotlivých elektrodách. Soubor XML pak slouží zejména pro zápis do databáze, protože jsou zde uloženy veškeré potřebné informace týkající se vybraného průběhu (počet vzorků, vzorkovací frekvence, počet elektrod, popisky elektrod). Uživatel tak může hledat a měnit záznamy popřípadě záznamy přidávat. Veškerá práce se záznamem je zapisována (datum poslední změny, autor změny).

Pro uložení konkrétního předem zobrazeného průběhu slouží položka „Uložit“ ze záložky „Soubor“ hlavního roletového menu. Průběh se ukládá do databáze ve formě binární, a to jako jedna dlouhá řada znaků, kde jsou za sebou seřazeny informace o hodnotách v každém vzorku a po elektrodách. Tedy nejprve všechny vzorky první elektrody, poté vzorky druhé elektrody atd. Funkce „Export“ umožňuje exportovat daný průběh do ASCII formátu.

Položka „Úpravy“ v hlavním menu má zatím pouze jednu nabídku, a to „Vyhledat“. Jak název napovídá, slouží k vyhledání konkrétního vzorku pomocí popisu, který je u každého průběhu uložen. Řetězec, který uživatel zadá, se porovná s políčky v databázi a podle shody zobrazí výsledky.

Položka „Nastavení“ slouží k nastavení připojení do databáze. Na levém spodním okně programu jsou políčka sloužící pro nastavení parametrů. To nám dává možnost přenositelnosti databáze. Vzhledem k tomu, že se neplánuje časté přesouvání databáze, jsou položky Host name (adresa počítače, na kterém se databáze nachází), Databáze (název databáze, protože na konkrétním počítači, kde je databáze umístěna, jich může být více), Port (také slouží pro identifikaci procesu na konkrétním počítači, kde je databáze umístěna), User (je přístupový údaj do databáze) a Password (heslo pro přístup do databáze) předvyplněna.

Poslední záložkou je „Nápověda“. Ta má dvě položky, z nichž první, „Help“, slouží k popisu základních funkcí programu a je to tedy stručný návod pro nové uživatele. Druhá položka „O programu“ podává informace o tom, kdo program vytvořil a o jakou verzi se jedná.

5. Závěr

Celá aplikace je postavena jako otevřený systém. Umožňuje spolupráci s již dříve vytvořeným programem EEGLab. Hlavním cílem práce bylo vytvoření základu knihovny charakteristických průběhů jak artefaktů, tak grafoelementů tak, aby v budoucnu mohla sloužit jako základ trénovací množiny pro učící se klasifikátory pro klasifikaci záznamů EEG. Výhodou je také možnost doplňovat průběhy o lékařskou interpretaci, která je významným pomocníkem uživateli při tvorbě učícího se klasifikátoru.

Automatizované zpracování EEG přináší několik podstatných výhod. Těmi nejdůležitějšími jsou zefektivnění, zrychlení a objektivizace hodnocení. Vizuální hodnocení je namáhavé, časově náročné a vyžaduje stálou pozornost. Navíc je také subjektivní a záleží na zkušenosti hodnotitele. Proto je nutné postavit hodnocení na objektivní bázi a využít možnosti, které nabízí kvantifikace EEG. Vytvoření výše popsáního databázového systému se snaží k tomuto cíli přispět.

6. Použitá literatura

- [1] Rieger, J., Lhotská, L., Krajča, V., Matoušek, M.: Development of the Long-Term EEG Processing Software. In Analysis of Biomedical Signals and Images - Proceedings of Biosignal 2006. Brno: VUTIUM Press, 2006, s. 149-151. ISBN 80-214-3152-0.
- [2] Rieger, J., Kosař, K., Lhotská, L., Krajča, V.: EEG Data and Data Analysis Visualization. In: Biological and Medical Data Analysis. 2004, s. 39-48. ISBN 3-540-23964-2.

7. Poděkování

Výzkum popisovaný v příspěvku vznikl za podpory projektu č. 1ET101210512 „Inteligentní metody pro vyhodnocování dlouhodobých EEG záznamů“ v rámci programu „Informační společnost“.

BIODAT—WEB-BASED SYSTEM FOR STORING AND ANALYZING 1D SIGNALS

P. Kozelek, J. Holcik

Faculty of Biomedical Engineering, Dept. of Biomedical Informatics
Czech Technical University in Prague
kozelek@fbmi.cvut.cz

Abstract

BioDat is a software tool that simplifies routine recording, storing and analyzing technical and biological 1D signals. The basic features of the BioDat software are: database format based on PhysioNet, a shared database of signals running in network environment accessible for users with permissions, importing and/or exporting data from and/or to different formats (d-file, EDF, ASCII, Matlab), accessing the database through HTTP(S) and ordinary web browsers. The application is written in Java and runs both standalone and as installation-free Java applet.

1. Introduction

Research practice often includes measuring of experimental data and their analysis. Both these mentioned procedures usually need some formalized approaches. Despite of the formalized experimental procedures there is no comprehensive open-source software tool which would involve all of following properties:

- *Storing measured signals in machine-readable format.*
Formal structure of the data is useful in several ways. Humans (regular users as well as programmers) know how to handle the stored data, because the data structure is common over the whole repository. Then it is easy to develop algorithms for bulk services over a user-defined set of stored signals.
- *Access to a signal repository through a world wide web.*
A need for sharing the data appears in many projects where more people are involved in. The corporate repository or database system is one of possible suitable and effective solutions. Requirements for users' equipment should not be restrictive. The only need should be an appropriate connection to computer network.
- *Multi-user environment with appropriate authorizing system.*
This requirement is usually not a strict one in research, where small groups of people cooperate locally. However, authentication and authorization management is highly desirable in case of remote controlled systems with high risk of unqualified modifications in stored data or real danger of software attacks.
- *Simple installation and utilization.*
A lot of advanced systems developed for specific fields of science are not widely used because of their complicated installation, post-installation configuration or dependencies on third-party projects. Another aspect is a usability of the software system: regular taking use of the application should be as easy as possible to ensure its popularity among users (viral marketing).
- *Simplicity of extending with user-defined plug-ins.*
There should be no fixed limits or restrictions for using the application in various scientific projects. That is why the application should serve as a complex frame-work of basic functions for data management. Hence, specific functions for a specific work should be developed by advanced users and programmers.

There are some specialized software packages offered either as an open-source or as a commercial products. Physionet Toolbox or Biopac [4] are examples of such software tools. However, both examples are limited as for operating system which the software was developed for.

2. Methods

There are several approaches for managing software projects, typically divided into two classes: sequential and iterative [3, 4]. Sequential approaches are suitable for projects where formal specifications of requirements can be written in early phases of development.

In our project we established just a few above mentioned basic features in the early phase of development. We did not have accurate plan of building a formal specification of the software and its architecture, because the entire set of properties could not be specified at the beginning of development. Such an approach is common in modern agile methodologies based on iterative development and frequent delivering of project parts to a customer.

We have used a combination of several agile methodologies as feature-driven development (FDD) and test-driven development (TDD) in early phases of building the application. As all the necessary features had been implemented and a software architecture had been established, we froze feature requirements and modified the methodology to performance-driven development (PDD) focused on improving speed of program execution.

3. Results

The application is written in Java and ANSI C so that it is assumed to work properly in all devices (including modern mobile phones and personal digital assistant—PDA) with implementation of Java interpreter and ANSI C compiler. Nowadays the developed software is in a stable release and integrates large number of following features:

- PhysioNet data format that is world-widely used standard for biological signals storing [2].
- Signals can be easily exported to different formats (European Data Format—EDF [1], ASCII, Matlab), there is a built-in module for implementing export to other formats.
- The application can be easily extended with user-defined plug-ins.
- The application can run stand-alone, i.e. locally on a single computer or a device.
- Another feature is running in a client-server relationship. It means data are viewed and analyzed locally by a user and they are stored on a central server. There is a possibility in such an arrangement for transfer time-consuming data analysis to more powerful server side. The communication between client and server uses a HTTP protocol. The client side can run either stand-alone as a Java archive (jar) or as a part of a web page (Java applet) that requires no installation of the application.
- The data and analyzed results can be viewed on a web page without any needs for Java interpret.
- The system supports a safe multi-user mode and includes configurable authorization system in case of client-server version.
- The application includes version control system that provides an administrator or regular user (depends on authorization rules) with backing-up or rolling the data-base back to any of previous states.
- Currently the only module for data analysis is an advanced subsystem for ECG analysis, Fig. 1. It consists of a preprocessing block (linear filtering and non-linear transformations of signals) and several detection algorithms for finding and storing significant instance in ECG waveforms (P-wave, QRS complex, T-wave peak and T-wave offset). Performance tests of the software have been done to verify computational characteristics of the developed algorithms. The software was tested under Windows[®] XP OS running in PC with

AMD Duron 1.8 MHz processor and RAM 256 MB. For example 10 MB data file was completely analyzed within 10 seconds. Asymptotic notation of the algorithm is $O(N^2)$.

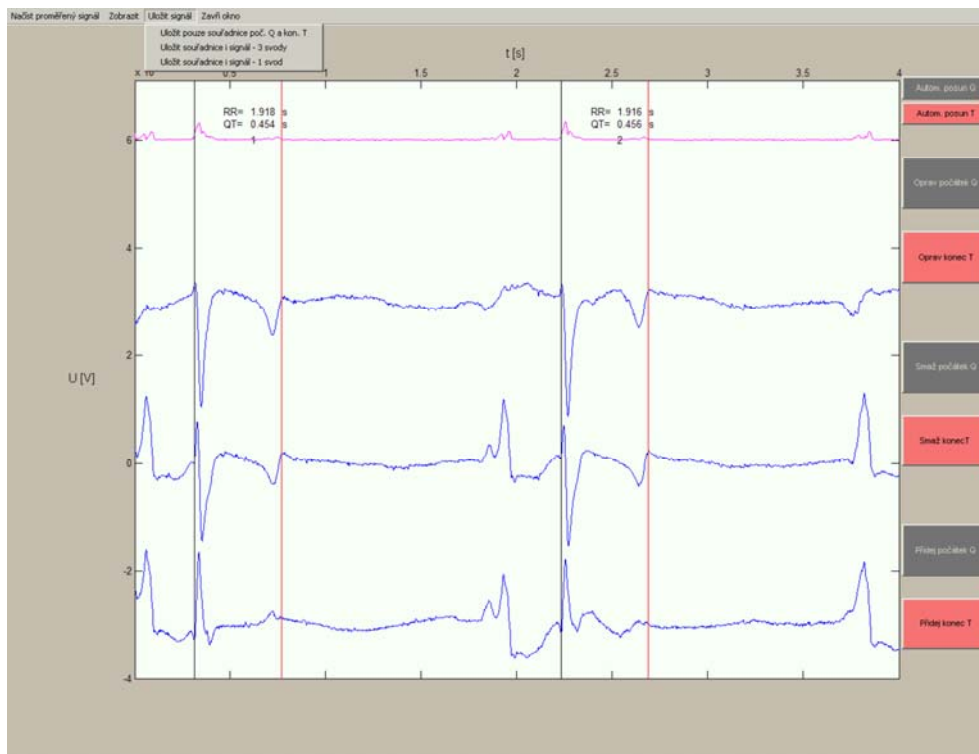


Fig. 1: Screenshot of the application during detection of QRS complex and T-wave offset

4. Conclusions

The application is still under development and will be distributed as an open-source software under GNU GPL License.

Currently the program is in stable release and open for new features. New features of the software are being developed with feature-driven and test-driven methodologies. The features stable in their functions and architecture can be still improved in performance-driven way.

The application is used in our lab to simplify some routine signal analysis. Both the researchers and students use it in collaboration with the same database. Researchers have permissions to all functions of the system but student permissions are rather limited. All those involved in our team can read the database but their access is restricted to re-editing meta-information about signals such as positions of reference points of R wave and T wave automatically detected in ECG signals.

For future we plan to integrate several hardware drivers for real time data acquisition and data transfer via computer network in real time.

5. References

- [1] European Data Format (2007, February). Available: <http://www.edfplus.info/>. Physionet – File Format (2007, February). Available: <http://www.physionet.org/physiotools/wag/header-5.htm>
- [2] V. Kadlec, V.: Agile Programming. Computer Press (2004) [in Czech], Biopac software (2007, March), <http://www.biopac.com/>

MODELOVANIE A SIMULÁCIA VPLYVU VYSOKOFREKVENČNÉHO ELEKTROMAGNETICKÉHO POĽA NA ĽUDSKÚ HLAVU

Z. Pšenáková

Elektrotechnická fakulta, Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva
ŽU v Žiline

psenakova@fel.uniza.sk

Abstrakt:

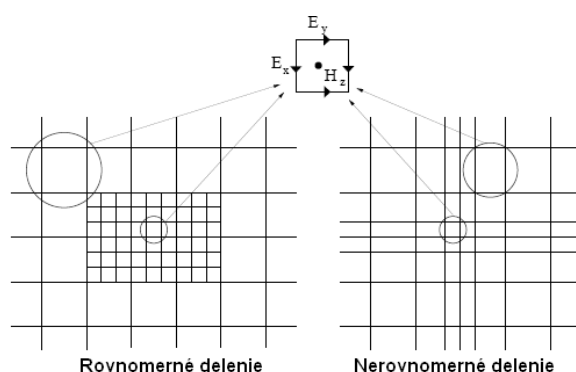
Tento príspevok sa zaoberá simuláciou a modelovaním vplyvov vysokofrekvenčného (vf) elektromagnetického poľa (EMP) v simulačnom programe SEMCADlight. Pomocou numerického modelovania bol vytvorený počítačový model ľudskej hlavy, ktorého elektrické vlastnosti sú zhodné s elektrickými vlastnosťami základných ľudských tkanív. Expozíciou modelu vf EMP bol simulovaný jeho účinok a následne zobrazené výsledky.

1. Úvod

Modelovanie a simulácia sú vhodnou pomôckou pri každom výskume, pretože je nimi možné nastaviť podmienky, v ktorých sa skúmaný objekt nachádza. Podmienky musia byť presne zadané aby bolo možné dospieť k platným výsledkom. Konkrétne pre túto aplikáciu vopred určiť stav exponovaného objektu v určitom časovom intervale pre nastavenú frekvenciu žiariča a parametre exponovaného objektu (materiálové a priestorové parametre). Simulácia bola vykonaná pri expozícii vytvoreného modelu hlavy elektromagnetickým poľom s frekvenciou GSM mobilného frekvenčného pásma (890MHz-915MHz). Všetky výsledné hodnoty a distribúcie sú znázornené graficky vo farebnej škále v priestore aj v rovine.

2. Numerický model ľudskej hlavy

Numerický model ľudskej hlavy bol vytvorený z dvoch základných častí (tkanív)- kostného a mozgového tkaniva. Model použitý v simulácii predstavuje fantóm ľudskej hlavy, ktorý je rozdelený na veľké množstvo voxelov pomocou FDTD(Finite Difference Time Domain) metódy. Pri výpočtoch využíva táto metóda rýchlu Fourierovu transformáciu - FFT (Fast Fourier Transformation), ktorej výhodou je potreba malého množstva operačnej pamäte. Oblasti záujmu sú pri výpočte FDTD metódou hustejšie rozdelené a preto je aj veľkosť voxelov v niektorých oblastiach numerického modelu menšia. Existujú dve možnosti rozdelenia priestoru (oblasti záujmu) na voxelové a to rovnomerné a nerovnomerné rozdelenie (obr.1).



Obr.1 Rovnomerné a nerovnomerné delenie priestoru na voxelové [1]

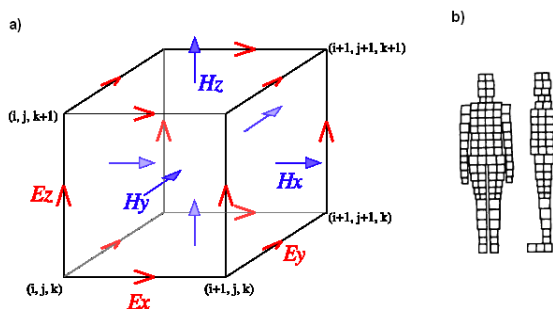
tomto modelovaní bol použitý druhý typ rozdelenia voxelov, čiže nerovnomerný ako znázorňuje aj obrázok obr. 3. Na obrázku obr. 2a) je znázornené rozloženie intenzity elektrického $\mathbf{E}(E_x, E_y, E_z)$ a magnetického poľa $\mathbf{H}(H_x, H_y, H_z)$ v Yeeho mriežke. Tieto veličiny sú počítané v rôznych bodoch priestoru podľa upravených Maxwellových rovníc (1),(2) a (3).

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad (1)$$

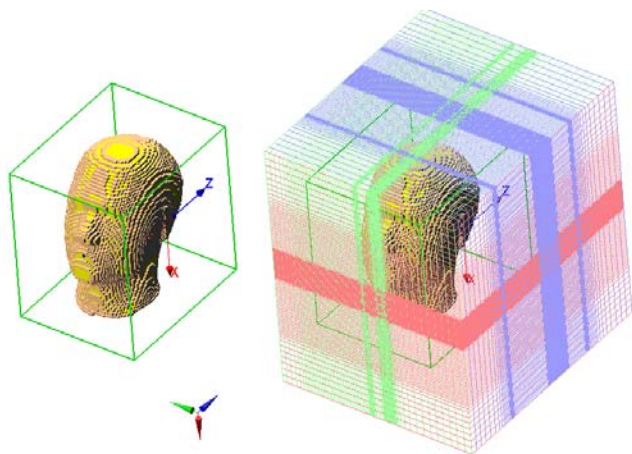
$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \sigma E_y \right) \quad (2)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(-\frac{\partial H_x}{\partial z} - \sigma E_z \right) \quad (3)$$

Intenzita elektrického poľa v rôznych smeroch je priradená vrcholom hrán mriežky (kocky) a intenzita magnetického poľa je kolmá na steny mriežky. Zároveň ich jednotlivé zložky (H_x , H_y , H_z a E_x , E_y , E_z) sú navzájom rovnobežné v priestore mriežky (obr. 2). [3]



Obr.2 a.) Geometria mriežky pri metóde FDTD
b.) interpretačná ukážka rozdelenia ľudského tela mriežkou [2]



Obr.3 Numerický model ľudskej hlavy s mobilným telefónom a jeho rozdelenie na voxely.

Táto metóda sa aplikuje pre frekvenčný rozsah rádovo MHz až GHz. Výhodou FDTD metódy v porovnaní s ostatnými numerickými metódami pre modelovanie EMP je rýchlosť výpočtov. Výpočet tepelných účinkov EMP je plne kompatibilný s výpočtom elektromagnetických veličín.

Zdrojom elektromagnetického žiarenia je dipól, ktorého vyžarovacia charakteristika je kvázisymetrický elipsoid.

Pre detekovanie požadovaných veličín je použitý odpovedajúci senzor poľa. Oblasť merania tohto senzora je vyznačená zelenými čiarami (obr.3). Detektor napätia a prúdu zdroja EM žiarenia je umiestnený na rovnakej pozícii ako a umožňuje vyhodnotiť priebeh napätia a prúdu v závislosti od času. Model reprezentuje dva typy tkanív: kostné tkanivo a mozgové tkanivo, ktorých elektrické parametre sú uvedené v tab. 1.

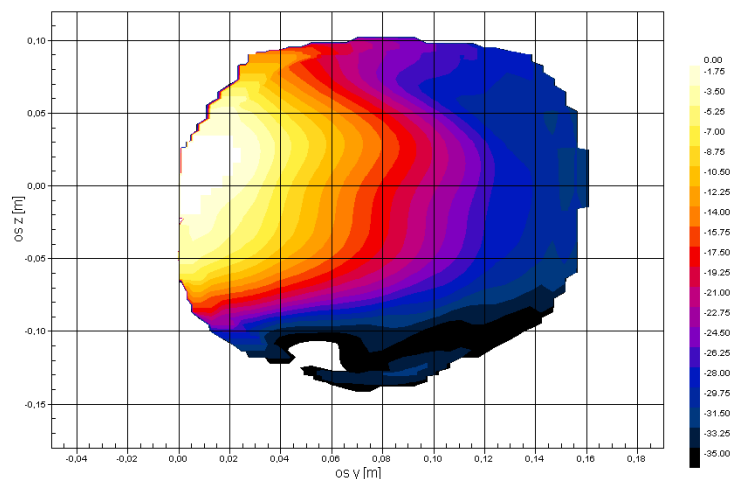
Tkanivo	Frekvencia f [MHz]	Relatívna permitivita ε_r [-]	Relatívna permeabilita μ_r [-]	Merná vodivosť σ [S/m]	Hustota ρ [kg/m]
kostné tkanivo	900	12,4536	1	0,143315	1790
mozgové tkanivo	900	38,8862	1	0,590807	1100

Tab. 1 Parametre tkanív použitých pri vytváraní modelu.

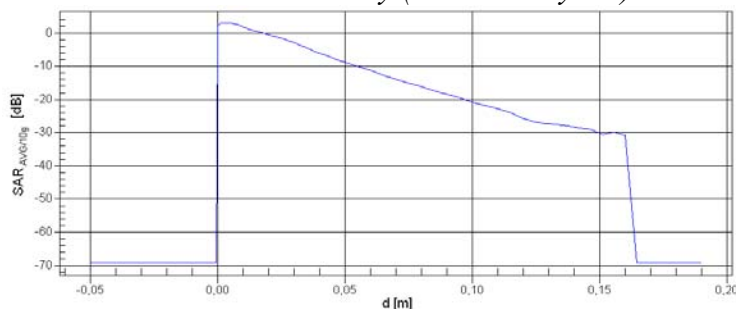
Parametre simulovaných tkanív ľudského tela boli určené pre frekvenciu zdroja žiarenia 900MHz a relatívnu permeabilitu ($\mu_r = 1$), nízkostratových materiálov.

3. Počítačová simulácia vplyvu vf EMP

Po numerickom modelovaní bola vykonaná počítačová simulácia, ktorej výsledkom je rozloženie EMP v numerickom modeli alebo simulácia tepelných účinkov EMP. Pri simulácii môžu byť vypočítané hodnoty elektromagnetických veličín v jednotlivých voxeloch, ako je napríklad hustota výkonu p , intenzita elektrického poľa E , intenzita magnetického poľa H a merný absorbovaný výkon (SAR), ktorý je aj jednou z veličín uvádzaných v svetových normách. Simulácia bola uskutočnená v harmonickom móde (harmonický zdroj žiarenia), ktorého simulačný signál je sínusový, teda signál je jedna nosná frekvencia (t.j. úzkopásmový). Dĺžka simulácie bola nastavená na 16 periód frekvencie simulačného signálu. Na obrázku 4 je zobrazená distribúcia SAR v modeli hlavy v horizontálnej rovine, približne v strede modelu, v časti, ktorá je najviac exponovaná vf EMP mobilného telefónu. Stupnica farebnej škály je prepočítaná na decibely pričom 0dB odpovedá hodnote 1,3973286W/kg. [4]



Obr.4 Priemerný SAR prepočítaný na 10g biologického tkaniva v modeli hlavy (horizontálny rez).



Obr.5 Distribúcia $SAR_{AVG/10g}$ v modeli závislosti od hĺbky.

NIRP (Medzinárodná komisia pre ochranu pred neionizujúcim žiarením) sú uvedené v tabuľke 2. Nižšie limitné hodnoty pre širšie obyvateľstvo boli stanovené s ohľadom, že táto skupina zahŕňa nielen zdravých dospelých jedincov ale aj deti, staršie osoby a osoby s rôznymi zdravotnými stavmi a citlivosťou. Z výsledkov simulácie vyplýva, že hodnota $SAR_{AVG/10g}$ vzťahnutá na 10g biologického tkaniva nebola prekročená vzhľadom na požiadavky uvedené v normách.

Priemerná hmotnosť časti ľudského tela	SAR [W/kg]
Celé telo	0,08
10g tkaniva, hlava a trup	2
10g tkaniva, končatiny	4

Tab. 2 Limity SAR stanovené organizáciou ICNIRP [5].

4. Vyhodnotenie účinkov vf EMP

Distribúcia $SAR_{AVG/10g}$ v modeli v závislosti od hĺbky tkaniva je vyhodnotený v grafe (obr.5). Pri simulácii bol predpokladaný maximálny výkon mobilného telefónu 2W, ktorý v skutočnej prevádzke bežne nedosahuje. Limitné hodnoty SAR v európskych normách a stanovené organizáciou IC-

5. Závěr

Numerické modelovanie a počítačová simulácia vplyvu vf EMP na ľudskú hlavu sú ďalšími možnosťami ako vyhodnotiť expozíciu ľudského organizmu a stanoviť určité závery, ktoré sú v tejto dobe tak často diskutované a spochybňované.

- [1] Garcia, G. S.; Bretones, R.A.; Martin, G. R.: Finite Difference Time Domain Methods, Dept. of Electromagnetism and Matter Physics, University of Granada, TIC 2001-2364-C02-03, Spanish National Research Project, Spain 2002.
- [2] Polk, CH.; Postow, E.: Biological Effects of Electromagnetic Fields Handbook, second edition, CRC New York 1995, ISBN 0-8493-0641-8
- [3] Pšenáková, Z.: Investigation of Biological Effects of RF Fields by Using Human Head Phantom, Bratislavské lekárske listy 4/2006, ISSN 0006-9248, str.167.
- [4] Semcad manual- www.semcad.com
- [5] ICNIRP: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields , Health Physics April 1998, Volume 74, Number 4.

NUMERICAL SIMULATIONS OF CEREBRAL VASCULAR SYSTEM IN PHYSIOLOGICAL AND PATHOLOGICAL CONDITION

D. Gombarska, B. Czippelova

University of Zilina, Faculty of electrical engineering, Department of electromagnetic and biomedical engineering, Univerzitna 1, 010 26 Zilina.

gombarska@fel.uniza.sk

Abstrakt:

The paper deals with appliance of electro-mechanic analogy as one of possible ways for creation of vascular system model for hemodynamic studies. The model is created for physiological state of vascular system and pathological as well. For model is chosen cerebral vascular system. Pathological state of cerebral vascular system is modeled using stenosis of chosen segment for stenosis percentage of 50% ,70% and 90%.

1. Introduction

Methods of computer modeling and simulations established its strong position in the technical practice. It is widely utilized because of its effectiveness and variability.

The growing trend of cardiovascular illnesses represents one of the serious global problems. Presently is available a lot of diagnostic methods for evaluation of vascular system condition, many of them supported by computer technology. Utilization of numerical simulations in medical practice has high potential. Applied to modeling of vascular system it allows to study vascular conditions and influence of its pathologic changes to blood flow dynamics without any invasion to organism. The vascular system of human body is very complex and the blood flow is influenced by many factors. Therefore the complete detail model of human vascular system is quite severe task and attention is focused to development of models for smaller parts of vascular system. The paper deals with the numerical modeling of hemodynamics of cerebral vascular system.

The blood flow hemodynamics is mainly influenced by vascular compliance, vascular resistance, blood pressure, blood flow and blood flow velocity. The vascular compliance differs for particular blood vessel depends on ratio of volume variance and pressure variance. The resistance of tubes and very fluids as well is derived from Hagen-Poiseuille law and is directly proportional to the length of tube and the viscosity of fluid and indirectly proportional to the fourth square of the radius of tube. Thus vascular resistance strongly depends on blood vessels' diameter. The pressure difference between beginning and the end of tube is the basic condition for the fluid flow. The blood pressure depends on [1]: hearth activity – its frequency and pumped volume, resistance of blood vessel system, blood volume, outer pressure on vessels, gravity.

Under physiological condition is blood flow in blood vessels laminar. Probability of occurrence of turbulent flow expresses the Reynolds number. The turbulent flow can occur under physiological conditions only at the beginning of aorta. [1]

2. Formulation of model

Exact mathematical model of phenomenon in blood vessels is hindered by complexity of blood rheology and nonlinearity of blood vessels' wall properties. Therefore, for the model development some simplifications are taken:

1. Only mechanical interaction between blood flow and vessel wall is considered in this case. This mechanical interaction can be described by Navier-Stokes equation

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} = -\text{grad } p + \eta \Delta \vec{v} + \vec{f}_g \quad (1)$$

2. The blood is considered as Newtonian fluid – with constant density and no compressible.
3. The vascular system is a closed system where the volume of blood inside of the vessel can not increase. Therefore the vascular system is considered as the system without sources. Based on these assumptions is for system description used the continuity equation $div \vec{v} = 0$. (2)

Equations (1) and (2) along with the time variant boundary conditions on the vessels' walls form the system of partial differential equations describing the hemodynamics of blood flow. Solution of such system is generally severe and possible only by means of numerical methods, for example the finite elements method.

One of the alternative solutions is utilization of electro-mechanic analogy where the set of mechanical quantities is assigned to corresponding electrical quantities, Tab. 1.

	Mechanical quantities		Electric quantities
P	Pressure	P	Potential
P_t	Transmural pressure	U	Voltage
I	Volume flow	I	Current
V	Volume	Q	Load
W_k	Kinetic energy of blood flow	W_m	Energy of magnetic field
W_e	Energy of blood vessel wall elastic deformation	W_e	Energy of electric field

Tab. 1 Analogical electric and mechanic quantities

The blood vessels compose fluid-mechanical waveguide where the propagating pressure (pulse) wave can be analogically represented as electro-magnetic wave propagating along the long wire. Based on this, each particular vessel can be represented by serial connection of four-poles (vessel segments) characterized by transfer parameters of long wire, Fig. 1. For model purposes is necessary to divide chosen vascular system to into the system of homogenous segments. Thus the relation between current and voltage of the particular branch of equivalent circuit can be expressed by Ohms law.

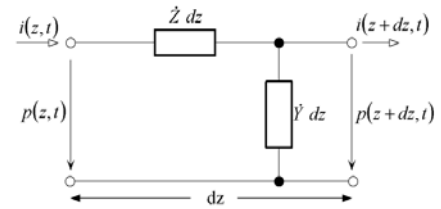


Fig. 1. Basic equivalent circuit of blood vessel

Such equivalent circuit of vessel segment can be characterized by transfer parameters – wave impedance \dot{Z}_0 and propagation constant $\dot{\gamma}$

$$\dot{Z}_0 = \sqrt{\frac{\dot{Z}(\omega)}{\dot{Y}(\omega)}} \quad \text{and} \quad \dot{\gamma} = \sqrt{\dot{Z}(\omega)\dot{Y}(\omega)}. \quad (3)$$

Then each equivalent circuit can be described by transfer equations [2]

$$\begin{aligned} \dot{P}_1 &= \cosh(\dot{\gamma}l)\dot{P}_2 + \dot{Z}_0 \sinh(\dot{\gamma}l)\dot{I}_2 \\ \dot{I}_1 &= \frac{\sinh(\dot{\gamma}l)}{\dot{Z}_0}\dot{P}_2 + \dot{Z}_0 \cosh(\dot{\gamma}l)\dot{I}_2 \end{aligned} \quad (4)$$

The resistance of blood flow and its dynamics is represented by a longitudinal impedance of equivalent circuit. The longitudinal impedance components are given by ratio of blood flow and pressure (current and voltage) and leads to equation

$$\dot{Z}(\omega) = \frac{8\eta}{\pi r_0^4} + \frac{j\omega\rho}{\pi r_0^2} + \dots \approx \sum (R_n + j\omega L_n), \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (5)$$

Components R_n and L_n gradually converge to zero for n higher than 3. Therefore the results for $n > 3$ can be neglected and the result equivalent circuit is less complex. Variables R_n and L_n represent per-unit resistance and per-unit inductance of the long wire. For each particular segment are these values multiplied by segment length l . [2]

The transverse admittance \dot{Y} describes frequency dependent loss resistance of vessel wall. Its value is derived from radial velocity blood flow boundary conditions and equation for voltage

$$\dot{Y}(\omega) = \frac{j\omega 2\pi r_0}{k_w E_w} = \frac{j\omega 2\pi r_0}{k_w (E_{stat} + j\omega \eta_w)} = \frac{j\omega C}{1 + j\omega C/G} \quad (6)$$

Thus the transverse branch of equivalent circuit is composed of serial combination of conductance and capacitance.

The final equivalent circuit of vessel segment shows Fig. 2.

Besides the passive circuit elements contains the full equivalent circuit two controlled sources. The hydrostatic blood pressure is represented by source p_{hyd} in longitudinal branch. This element represents influence of gravity and should be taken into consideration in cases the blood flows through the segments long distances in vertical direction. For models of horizontal parts of circulation system it can be neglected.

The controlled source p_T in transversal branch of equivalent circuit represents transmural pressure on vessel wall and for basic state of blood vessel is $p_T = 0$.

The frequent pathological state of arterial system is local constriction of vessel diameter known as stenosis. This state leads to increase of blood flow velocity and consequently to increase of friction losses. In such circumstances often occurs also turbulent flow what leads to additional increase of friction losses and following the pressure drop behind the stenosis. Therefore stenosis requires modifications in the equivalent circuit based on empiric findings. [2]

For stenotized vessel are equivalent circuit components defined as

$$R_1 = R_S = \frac{\eta K_V}{2\pi r_0^3}, \quad L_1 = L_S = \frac{\rho K_U l_S}{\pi r_0^2}, \quad R_2 = 0 \quad \text{and} \quad L_2 = L_3 = 0, \quad (7)$$

where l_S is length of stenotized part of vessel and K_V , K_U are empirical constants dependent on stenosis geometry. For stenosis length to vessel origin radius ratio 4:1 are K_V , K_U defined [2]

$$K_V = \frac{16}{r_0} \left(\frac{r_0}{r_S} \right)^4 \quad K_U = \frac{4}{3} \left(\frac{r_0}{r_S} \right)^2 \quad (8)$$

where r_0 is origin radius of vessel and r_S is stenotized vessel radius. For simplification parameters G and C stay unchanged.

Based on these matters, anatomical structure and geometry of cerebral arterial system the model containing 31 homogenous vessel segments is formulated, Fig. 4. Particular segment parameters are computed for each segment using formulas (5) and (6) for physiological state and (6), (7) and (8) for pathological state. Among all cerebral arterial system lesions are about 90% stenosis and occlusions situated in aa. carotis interna, cerebri media, a. vertebralis, with mutual ratio about 10:5:2. Therefore the chosen pathological state of the model is stenosis of a. carotis interna represented by segment 25. Outgoing vessels are in model represented by

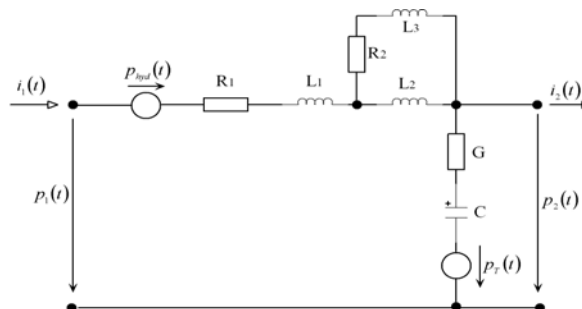


Fig. 2 Equivalent circuit of blood vessel under physiological conditions.

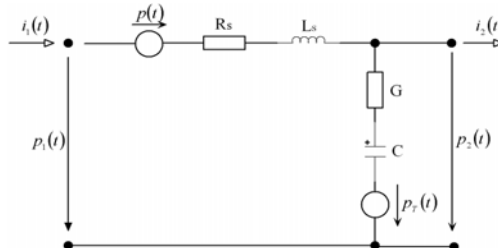


Fig. 3 equivalent circuit of stenotized blood vessel segment

their characteristic impedance. on results of blood flow and pressure under physiological and pathological state for stenosis 50%, 70% and 90% measured on segment 27 (a. cerebri media) and segment 23 (a. communicans posterior) are shown at Fig. 5 and Fig. 6.

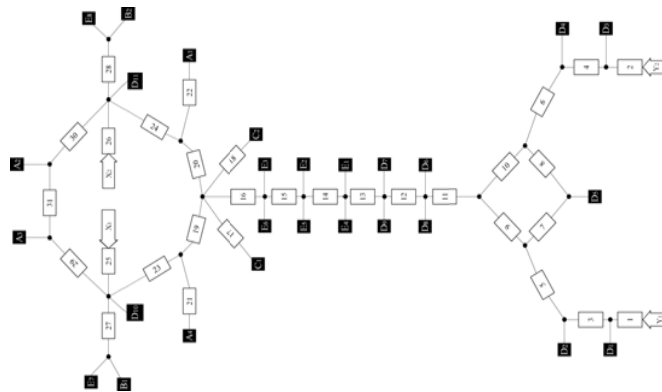


Fig. 4 Used cerebral system model

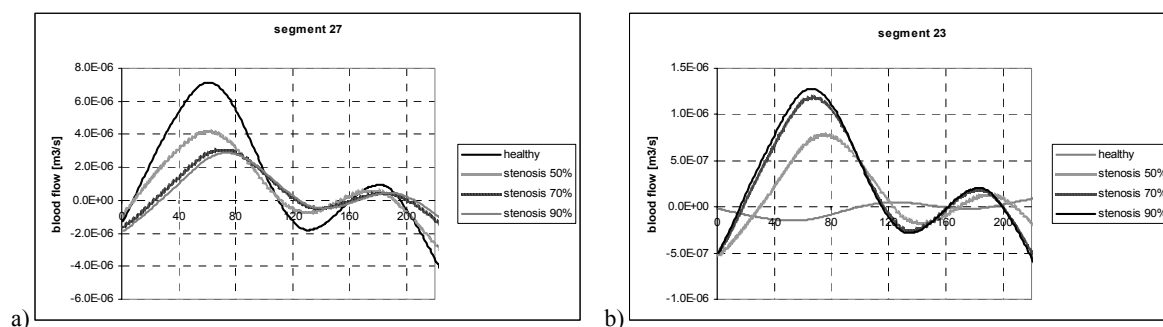


Fig. 5 Blood flow measured on: a) a. cerebri media, b) a. communicans posterior

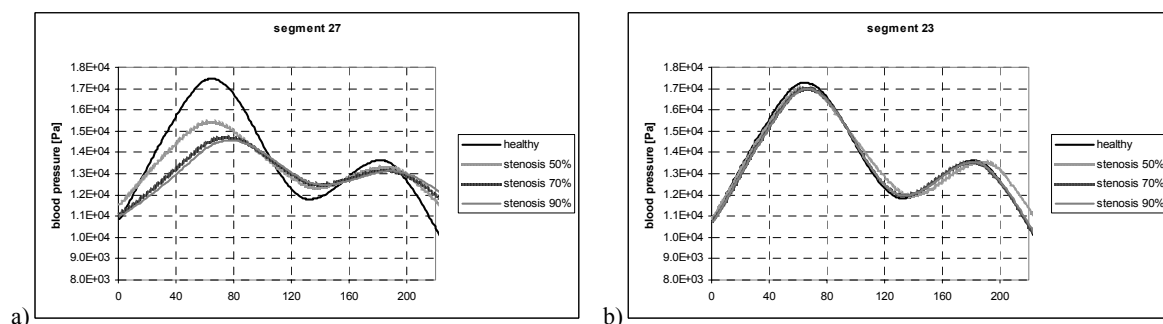


Fig. 6 Blood pressure measured on: a) a. cerebri media, b) a. communicans posterior

3. Conclusion

Created blood circulation model was based on electro-mechanic analogy. Modeled pathological state was the single side stenosis a. carotis interna (segment 25). Obtained simulation results shown blood pressure drop and blood flow decrease as well on the side of stenosis (segment 27). Consequently, thanks compensation role of Willis circle, increased the blood flow through a. communicans posterior (segment 23) approximately 6 times. Due this is the blood pressure and flow drop on the side of segment 27 for the worst case of stenosis 90% is about 50% in case of blood flow and about 70% blood pressure compared to healthy state.

4. References

- [1] Javorka K., Lekárska fyziológia, Osveta, Martin, 2001, ISBN 80-8063-023-2
- [2] Gaelings E. W., Numerische Simulation Haemodynamischer Prozesse in vascularen Netzen, Shaker Verlag Aachen, Germany, 1996, ISBN-3-8265-1509-9
- [3] Čáková, K., Čáp, I., Blažek, V.: Brain Haemodynamics Modelling Using Electromagnetic Systems Characteristics. International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics 19 (2004), No. 1-4, IOS Press, p. 457-462. ISSN 1383-5416

OPTIMÁLNÍ FARMAKOTERAPIE

J. Potůček*, N. Punt**

* MEDIWARE, a.s., Praha

** Medimatics, Maastricht

jiri.potucek@czpetnet.cz

Abstrakt:

V příspěvku je popsán současný stav dostupnosti programových produktů pro optimální farmakoterapii. Jsou charakterizovány nevýhody dříve používaného a rozšířeného systému MWPharm 1. generace (v operačním systému MS DOS). V druhé části jsou zdůrazněny výhody nového řešení MWPharm, které díky technologii .NET zpřístupní tuto aplikaci stovkám klientů a zároveň umožní snadný servis, centrální dozor a další vývoj aplikace. Pozornost je věnována i výzkumnému využití tohoto produktu.

1. Úvod

První publikace týkající se optimální farmakoterapie založené na kinetických kompartmentových modelech se objevují již v 70. letech minulého století [2]. Prvním projektem, který má praktické využití v léčebném procesu je projekt MWPharm, který vznikl původně jako univerzitní projekt vedený zejména prof. Meierem z holandského Groningenu, později jako univerzitní spolupráce více evropských pracovišť, který se dostal do praktické podoby s přispěním „Zenike Park“ (Vědecký technologický park) v Groningenu a holandské firmy MEDIWARE, b.v. na počátku 90. let minulého století.

2. MWPharm projekt

Tento projekt vznikl z poptávky oddělení klinické farmakologie zejména v holandských nemocnicích a dále dialyzačních centrech. Problém optimálního dávkování je zejména sledovaný u pacientů s renálním ale i jaterním selháním. Byly proto vypracovány zejména matematické metody pro simulaci na základě kompartmentové struktury, dále metody pro odhad parametrů modelu podle klinických měření koncentrací podaného léku v čase a konečně metody pro optimální návrh dávkování léku. Tyto matematické metody byly původně implementovány v operačním systému MS DOS do MWPharmu 1. generace. Datový model, architektura tohoto systému a veškeré komponenty odpovídaly tehdejšímu programátorským možnostem a byly vyvíjeny jako „tlustý klient“ pro individuální použití. Nejvyšší verze 3.6 x DOS je v jazyce MS Quick Basic. Nevýhodou tohoto produktu je jeho příliš jednorázová monolitická orientace pro jednoho uživatele bez další komunikace, „klasický“ návrh struktury kompartmentových modelů (použity pouze dvě až tři struktury), obtížný servis, který je nutno provádět většinou individuálně u klienta a v neposlední řadě i problémy s kompatibilitou na Windows. Další nevýhodou je i použití proprietární databáze kinetických parametrů léků, kterou nelze centralizovaně udržovat.

Proto nová verze označovaná jako MWPharm++ (Windows) výše zmíněné nedostatky odstraňuje. Používají moderní objektově orientovaný design, nově vyvinuté komponenty lze následně využít pro další vývoj.

Servis takovéto aplikace lze provádět centrálně a daleko efektivněji. Struktura PKPD (farmakokinetických i farmakodynamických) modelů je snadno definovatelná uživatelem. Jako databázového systému nová verze využívá SQL server (a dalších SQL databází). Nová aplikace zajišťuje rovněž úplnou kompatibilitu s Windows 2K, XP, Vista.

3. PAF (Pharmakokinetics Application Framework)

PAF je nová platforma pro klinickou farmakologii použitelná jak v klinické praxi tak i na výzkumných pracovištích.

Jde o vytvoření nové aplikace MWPharm++ nad centrálně spravovanou databází kinetických parametrů léků (SQL DB). Technologií „tenkého klienta“ lze pak dosáhnout dostupnosti pro stovky uživatelů, kteří jsou napojeni na internet a mají nainstalovaný „Web Browser“ pro stažení potřebné obrazovky.

Dále je možno do této aplikace vstupovat z již existující lékové databáze (Drug XML – ADTG) prostřednictvím již vyvinutých komponent (DosMan, ModMan) přes standardní rozhraní COM nebo z libovolného nemocničního systému přes rozhraní HL 7.

Tato architektura umožní snadný centrální servis, širokou dostupnost aplikace a centralizovaný dozor nad základní lékovou databází z několika univerzitních pracovišť, což zvýší její věrohodnost.

4. Celkový proces dávkování léčiv

Celý proces začíná sběrem lékových parametrů z literatury, ve které se pomocí statistických metod získají populační lékové parametry pro FKFD model. Parametry tohoto modelu jsou pak denormalizovány a individualizovány v 1. kroku. Dále je nasazena procedura pro optimální výpočet dávky (Kunin, Dettli) a pomocí simulčního modelu je vypočten výstup, který je porovnán s navrženou koncentrací léku a podle definovaných kritérií jsou vstupní parametry korigovány na individuální lékové parametry (zpětná vazba podle Bayese).

Takto získané parametry mohou i sloužit ve zpětné vazbě k statistickému zpracování a zlepšení populačních lékových parametrů.

MWPharm++ komponenty

	Proces	Komponent	Poznámka
1	Statistická analýza	NEPharm	Literární data
2A	Výpočet dávky	DosMan	Pravidelné dávkování
2B	Výstupní predikce	DosMan	Pravidelné dávkování
		ModMan	Nepřavidelné dávkování
3	Výstupní analýza	ModMan	Zpětná vazba (Bayesian)

Tab. č. 1 znázorňuje komponenty, které jsou v nové verzi MWPharm++ obsaženy včetně charakteristiky jejich funkce.

MWPharm++ aplikace

Aplikace	Popis	DosMan	ModMan
MWPharm Pro	Samostatné pravidelné a nepravidelné dávkování	√	√
MWPharm Lite	Samostatné pravidelné dávkování	√	-
CliniDoc Mod	Pravidelné dávkování integrované do GPIS	√	-
GPDos Web	Pravidelné dávkování použitím služeb web	√	-
ObjSim	Vizuální PKPD modelování	-	√

V tab. č. 2 jsou pak shrnuty jednotlivé aplikace včetně popisu využití.

5. Závěr

V našem příspěvku jsme popsali novou verzi systému MWPharm, který má sloužit širokému spektru uživatelů jak z pracovišť klinické farmakologie v nemocničních zařízeních, tak pro dialyzační i výzkumná centra.

Díky použité technologii .NET s „tenkým klientem“ je možno přitom systém centrálně spravovat a tak nabídnout širokému okruhu uživatelů. Navíc je pamatováno i na vědecký výzkum zejména pro oblast vývoje nových léků.

6. Použitá literatura

- [1] Proost, J.H., Punt, N.C.: Dose individualization i PharmDIS-e+, International Journal of Clinical Pharmacology and Therapeutics, Vol. 41 – No. 10/2003 (450-457).
- [2] Potůček, J., Brodan, V., Sechser, T.: „Proposal of Optimum Drug Dosage by means of simulation Pharmacokinetics Models“. Proc. 10th IMACS congress on system Simulation and Scientific computation, Montreal 1982, pp. 244-246.
- [3] Punt, N.C.: MWPHARM, Pharmacokinetics Analysis in Clinical Pharmacy, User manual, Mediware 1987 – 1991.

ZNALOSTNÍ PODPORA DOMÁCÍ PÉČE

L. Lhotská, K. Matoušek, P. Aubrecht, J. Vokřínek

Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze

lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Cílem příspěvku je seznámit s návrhem a vývojem systému pro inteligentní podporu rozhodování v oblasti domácí péče. Dnešní doba stále umožňuje dalším a dalším pacientům léčit se doma, kde se o ně starají lékaři, kvalifikované zdravotní sestry a další pracovníci. Pokroky přinášejí nové léky, nové pomůcky, nové přístroje a nové metody. Nutnou podmínkou pro kvalitní péči je také dostatek informací o stavu pacienta, předchozí léčbě, stávající terapii a jeho reakci na ni. Pro podporu práce lékaře i sestry v současnosti vzniká systém, který má z hlediska technologického sloužit jako nástroj pro přístup k patientským datům, lékařským informacím a znalostem v distribuovaném prostředí. Praktickým cílem je vytvoření a implementace nového informačního modelu domácí péče, který bude integrovat služby, zkušenosti zdravotnické praxe a dostupné znalosti ze zemí EU.

1. Úvod

V oblasti eZdraví (eHealth) se stále zvyšuje potřeba vyvíjet teleinformatické aplikace pro podporu činnosti lidí zapojených do procesu poskytování základní zdravotní péče v různých rolích (lékaři, sestry, pacienti, příbuzní a občané obecně). Péče o chronicky nemocné či zdravotně postižené znamená dlouhodobou (zpravidla celoživotní) péči a léčbu pod trvalým dohledem odborníků. Přitom se však zdravotničtí pracovníci a pacienti shodují v tom, že často bývá pobyt v nemocnici či jiném lůžkovém zařízení nadbytečný či dokonce kontraproduktivní.

Z globálního pohledu mohou takoví pacienti saturovat národní zdravotní služby a zvyšovat náklady na zdravotní péči. Diskuse o krizi financování zdravotnictví je otevřená a je základním politickým tématem ve většině zemí Evropské unie. Proto se hledají možnosti, jak zefektivnit poskytování péče mimo zdravotnická zařízení (v domácím prostředí) i s využitím informačních a komunikačních technologií.

2. Domácí péče

Domácí péče je od roku 1990 nedílnou součástí moderního systému zdravotní i sociální péče v České republice. Její rozsah a působnost je definována v platném znění právních norem upravujících poskytování zdravotní i sociální péče. Podobná situace je ve většině členských zemí EU. Nárok na poskytování domácí péče má každý občan České republiky, jehož ošetřující lékař po zhodnocení celkového zdravotního stavu a stavu vlastního sociálního prostředí klienta rozhodne o poskytování domácí péče. Na základě rozhodnutí ošetřujících lékařů je poskytována domácí péče každoročně statisícům klientů všech věkových, indikačních i diagnostických skupin. Obvykle se jedná o ty klienty, kteří by bez existence domácí péče byli hospitalizováni. Domácí péče je ošetřujícím lékařem indikována zejména u klientů, kteří jsou plně, nebo částečně závislí na pomoci druhé osoby, u nichž je nutné zajistit pokračování dlouhodobé i následné péče, nebo doléčení z důvodu chronického i akutního onemocnění. Součástí aktivit domácí péče je také péče o duševní zdraví a resocializace klientů s duševním onemocněním.

Podmínky pro poskytování domácí péče i její rozsah se s rozvojem vědy, techniky i výzkumu průběžně vyvíjí či mění, a proto je nutné, aby tok informací o systému domácí péče byl aktualizován. Pouze kvalitně a aktuálně informovaní lékaři systém domácí péče užívají účelně. Informovaným klientům i jejich blízkým systém domácí péče přináší možnost uplatnění jejich práv i nový rozsah kvality do jejich života. Posláním domácí péče je zajistit v rámci primární péče ve vlastním sociálním prostředí klienta takový rozsah a kvalitu pot-

řebné zdravotní a sociální péče, který je dle aktuálních podmínek, poznatků vědy a výzkumu možný tak, aby k hospitalizaci klienta nebo jeho umístění do ústavu sociální péče docházelo jen když je to nezbytně nutné.

Moderní koncepce systémů zdravotní i sociální péče obsahují princip subsidiarity. To znamená, že k léčbě, péči a pomoci dochází na nejbližší úrovni. Tento princip předpokládá i vlastní aktivní přístup klienta a jeho blízkých v procesu rozhodování při řešení problému, ale současně počítá i s jejich aktivní spoluprací při poskytování péče. Jednoduše řečeno - jedná se o pomoc k svépomoci. Klient a jeho blízcí nejen spolurozhodují, ale také se spolupodílí na poskytování péče. To znamená, že na procesu domácí péče se podílí relativně velké množství aktérů v různých rolích. Jsou jimi pacienti, jejich příbuzní, lékaři, sociální pracovníci, zdravotní sestry, rehabilitační pracovníci, neformální pečovatelé, atd. V principu je můžeme rozdělit do tří základních skupin: pacienti, stabilní členové systému domácí péče (ošetřující lékař, lékař zodpovídající za domácí péči, sestra, sociální pracovník), ostatní poskytovatelé domácí péče.

V systému domácí péče má každý aktér svoji roli, kterou je možné charakterizovat výčtem vykonávaných činností. Každá činnost je dále spojena s prací s informacemi o pacientovi – např. příprava před návštěvou u pacienta (prohlédnutí předchozích záznamů), při návštěvě (porovnání aktuálního stavu pacienta s předchozím, zaznamenání aktuálních údajů, zhodocení).

Vývoj nových technologií pro diagnostiku a terapii i nabídka farmaceutických produktů se pružně přizpůsobuje podmínkám pro rozšiřování působnosti a zvyšování kvality moderní domácí péče. Kvalitní agentury domácí péče jsou vybaveny přístroji a pomůckami, které nejen zajišťují včasnou diagnostiku a terapii, ale současně pomáhají zvýšit komfort poskytované domácí péče. Pro tento účel jsou agenturami domácí péče zapůjčovány klientům různé kompenzační pomůcky i speciálně upravená lůžka. Miniaturizace diagnostických přístrojů a spolehlivost jednorázových zdravotnických pomůcek a léčiv jsou však pouze jednou z nezbytných podmínek pro poskytování kvalitní domácí péče.

Další důležitou podmínkou pro poskytování kvalitní domácí péče je rozsah odborné praxe a funkční systém dalšího vzdělávání zdravotnických pracovníků, kteří jsou průběžně připravováni na bezpečné a spolehlivé řešení zdravotních i sociálních problémů klienta v jeho vlastním sociálním prostředí.

Vzhledem k tomu, že objem lékařských znalostí a informací neustále narůstá, že je možné získat pomocí nových přístrojů daleko více údajů o pacientovi, je žádoucí, aby lékař, sestra i další poskytovatelé domácí péče měli k dispozici nástroj, který by jim usnadňoval práci se všemi informacemi a také sloužil pro podporu jejich rozhodování. Proto vznikl projekt K4CARE [1], který si položil za cíl přispět k řešení v této oblasti. Z pohledu lékařského jde o vytvoření funkčního modelu informační podpory domácí péče, který umožní všem účastníkům snadný a bezpečný přístup k potřebným informacím, komunikaci mezi jednotlivými účastníky a také ukládání veškerých potřebných dat pro budoucí využití (např. sledování dlouhodobého vývoje stavu pacienta, včetně kvantitativního vyhodnocení).

3. Návrh systému pro podporu rozhodování v domácí péči

Hlavním cílem projektu K4CARE je navrhnout, implementovat a ověřit nový znalostní model domácí péče, využívající informační a komunikační technologie. Přitom se integrují znalosti, procedury a zkušenosti z několika východo- a západoevropských zemí jako příspěvek k nově se tvořící společnosti Evropské unie, jejímž úkolem je a ještě více bude zvládnout a reagovat na potřeby zvyšujícího se počtu starších obyvatel, kteří budou vyžadovat personalizovanou zdravotní péči doma.

Výše zmíněný hlavní cíl můžeme rozdělit na několik specifitějších cílů:

- Vytvoření nového modelu domácí péče (Homecare Model – HCM) s využitím informačních a komunikačních technologií.
- Vytvoření elektronického zdravotního záznamu domácí péče (EHCR – Electronic Home Care Record) pro uspořádání informací v HCM.
- Použití EHR pro integraci informací přicházejících z různých zemí EU.
- Vytvoření a využití ontologie profilů aktérů (APO), reprezentující profily subjektů, zahrnutých v HCM.
- Vytvoření a využití ontologie profilů případů pacientů (CPO), které reprezentují příbuzné symptomy, nemoci, syndromy a jejich kombinace.
- Definování formálních intervenčních plánů (FIP) pro léčbu specifikovaných nemocí a syndromů.
- Integrace znalostí z oblasti domácí péče v několika zemích EU.
- Návrh telematické a znalostní počítačové platformy (HCP) implementující HCM.
- Validace ve vybraných zemích v rámci pilotních testů.

Tyto cíle byly definovány po podrobné analýze systémů domácí péče v několika zemích Evropské unie. Zároveň odpovídají jednotlivým stavebním kamenům celého systému pro podporu rozhodování.

Při návrhu a implementaci využíváme dosud získaných znalostí v rámci základního výzkumu v oblasti znalostních systémů, databázových technologií, ontologií a multiagentních systémů. Prvním krokem bylo vytvoření formalizovaného modelu domácí péče, ve kterém jsou popsáni jednotliví aktéři, zapojení do této činnosti, jejich role, přidělené činnosti a soustava dokumentů, které s jednotlivými činnostmi souvisejí. Tyto dokumenty tvoří základ pro návrh vhodné struktury elektronického záznamu domácí péče. Na tomto místě je nutné poznamenat, že pro systém domácí péče dosud neexistuje v žádné zemi elektronický zdravotní záznam. Datové struktury EHR v současnosti existují v různých modifikacích v rámci nemocničních informačních systémů. Tyto záznamy jsou však obsahově odlišné od záznamů domácí péče. Proto návrh a implementace takové datové struktury patří mezi klíčové úlohy v celém projektu.

Dalším důležitým bodem návrhu je definování formálních intervenčních plánů, které jako formální struktury reprezentují doporučené lékařské postupy pro léčbu pacientů trpících určitou chorobou. Plány obsahují odkazy na všechny aktéry, kteří jsou zaangażováni v procesu péče (tj. zdravotníci pracovníci, pacienti, příbuzní, atd.), aby bylo možné vytvořit co nejlépe koordinovaný plán akcí, které je nutné realizovat. Na základě formálních intervenčních plánů a údajů o konkrétním pacientovi se vytvoří individuální intervenční plán, který popisuje jeden určitý léčebný výkon u pacienta. Tento typ intervenčního plánu je platný pouze pro dobu léčby a stává se součástí elektronického záznamu pacienta.

Spolupráce a komunikace jednotlivých částí systému navzájem a s uživateli je realizována prostřednictvím multiagentní platformy. V systému jsou pro zajištění všech výše uvedených funkcí k dispozici následující základní typy agentů: osobní agent, agent rozhraní systém/Internet, agent SDA (pro práci s FIP, APO a CPO), agent pro komunikaci ve standardu HL7/EN13606, databázový agent a agent uživatelského rozhraní.

4. Praktický příklad – scénář

Praktický lékař při návštěvě u pacienta konzultuje sdílený EHR (stejná úroveň a kvalita informací jako v nemocnici) prostřednictvím multiagentní platformy, na níž má svého uživatelského agenta. Během vyšetření získává lékař automaticky informaci o doporučených postupech a navržených standardizovaných procedurách (FIP). Na základě CPO je prověřen určitý relevantní soubor chorob. Lékař může okamžitě modifikovat léčbu, jestliže je to nutné. Příslušnou informaci zašle prostřednictvím uživatelského agenta do EHR. EHR je aktualizován v reálném čase z různých zdrojů a sleduje tak vývoj stavu pacienta. Integrace

lékařských a sociálních informací umožňuje realizovat komplexní zásahy (např. zdravotní sestra hlásí vedlejší účinky léčby a následně se iniciuje návrh změny léčby). Koncepty APO řídí konzultaci s EHR. Distribuovaný přístup umožňuje optimalizaci činností. Vedle těchto hlavních činností bude možné např. optimalizovat plán návštěv lékaře či sestry u pacientů, umožnit vzájemnou komunikaci uživatelů systému.

5. Závěr

Domácí péče představuje a čím dál tím více bude představovat důležitou součást systému zdravotní a sociální péče. Vzhledem k tomu, že počet stárnoucích obyvatel v Evropě narůstá, budou i výkony zdravotní a sociální péče narůstat. Jak již v současnosti výzkumy ukazují, je domácí péče u řady pacientů (samozřejmě u vybraných diagnóz) nejen levnější, ale často také vhodnější a efektivnější než nemocniční hospitalizace. Práce lékařů a sester v nemocnicích je dnes zpravidla podporována (buť v různé míře) nemocničními informačními systémy. Práce lékařů a sester v terénu však tento typ informační podpory postrádá.

Očekáváme, že K4CARE bude mít přímý dopad na zdravotnická centra, národní zdravotnické systémy a konečně na proces vytvoření obecného modelu domácí péče v Evropě. Ať už by mělo dojít k naplnění posledního zmíněného bodu kdykoliv v budoucnosti, může HCM sloužit jako reference pro integrované využití informačních technologií pro domácí péči. Ze sociálního a ekonomického pohledu zmenší model vytvořený v projektu K4CARE složitost domácí péče a přiblíží zdravotní péči občanům v tom smyslu, že informace budou integrovány v HCP, přístup k nim bude přímější a bezpečnější s využitím informačních a komunikačních technologií a tok informací o aktuálním stavu pacienta mezi různými profesionály se stane nezávislý na čase a prostoru.

6. Použitá literatura

- [1] Projekt K4CARE: <http://www.k4care.net>
- [2] Campana F., et al.: D01 – The K4CARE Model, interim report, 2006

7. Poděkování

Práce je podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 “Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II” a projektem K4CARE (FP6-2004-IST-026968) v rámci 6. rámcového programu Evropské unie.

BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA II – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA 1D BIOSIGNÁLŮ

VÝZKUM A NÁVRH ALGORITMŮ PRO KLASIFIKACI EEG

J. Šťastný, L. Ručkay, P. Sovka

Laboratoř zpracování biologických signálů, Katedra teorie obvodů. Fakulta elektrotechnická
ČVUT v Praze, Technická 2, 166 27 Česká republika
stastnj1@seznam.cz

Abstrakt:

Práce ve stručnosti shrnuje dosavadní výsledky výzkumu v oblasti návrhu algoritmů pro klasifikaci EEG signálu v naší laboratoři. Cílem našeho výzkumu je návrh algoritmů pro rozpoznávání EEG signálu s vysokým rozlišením prostřednictvím neinvazivního snímání. V rámci naší práce byl navržen klasifikační systém pro single-trial, off-line rozpoznávání EEG postavený na skrytých markovských modelech a další existujících části řetězce zpracovávajícího EEG signál byly optimalizovány. Klasifikátor byl testován na několika databázích EEG signálů obsahujících EEG doprovázející volní pohyb pokusné osoby. Výsledky ukazují, že je z EEG signálu možné odlišit pohyby pravého ramene a ukazováčku pokusné osoby i vlastní směr pohybu ukazováčku (extenze/flexe). V současné době pracujeme na dalším vylepšení systému, které by mělo umožnit odlišit pohyby jednotlivých prstů.

1. Úvod

Rozhraní mezi lidským mozkem a počítačem (Brain-Computer Interface, BCI) překlenuje klasické techniky ovládání počítače založené na svalové aktivitě rukou nad klávesnicí a myší. Bezesporu největším problémem současných BCI systémů je velmi nízká přenosová rychlost vlastního komunikačního kanálu (v řádu 10-25 bitů za minutu). Vyšší přenosové rychlosti kanálu je možné dosáhnout několika základními přístupy: zvýšením počtu stavů (typů mozkové aktivity) rozpoznávaných systémem; snížením chybovosti (zlepšením klasifikačního skóre) a/nebo vhodným návrhem komunikačního protokolu.

Výzkum na našem pracovišti je zaměřen zejména na první dva body; pracujeme na návrhu algoritmů pro rozpoznávání EEG signálu doprovázejícího pohyby s vysokým rozlišením prováděných pohybů.

2. Použité databáze EEG

Pro naše experimenty používáme několik databází EEG signálů obsahujících různé typy pohybového EEG (zvednutí pravého ramene/flexe pravého ukazováčku [1]; extenze/flexe pravého ukazováčku [2]).

Pro naše účely jsme si sami nahráli databázi EEG doprovázejícího flexní pohyby pravého palce a malíčku (8 pokusných osob, 41 AgCl elektrod rozložených symetricky přes obě senzomotorické oblasti, cca 100 pohybů/osobu). EEG bylo po nasnímání ručně zbaveno artefaktů a filtrováno laplaceovským filtrem s kompenzací sekvenčního snímání EEG [3].

3. Metoda

Pro rozpoznávání EEG signálu byl navržen a implementován klasifikátor [4,5] postavený na skrytých markovských modelech (HMM) [6,7]. Použití HMM má proti běžně užívaným technikám klasifikace EEG řadu výhod:

- markovské modely poskytují inherentní podporu pro zachycení časových vazeb mezi prvky parametrizovaného signálu. Pokud bychom řešili obvyklou úlohu – klasifikaci pohybů pravé/levé ruky, pak bychom mohli pohyby odlišit jen na základě prostého srovnání výkonu EEG signálu v pásmu nad oběma senzomotorickými oblastmi. V našem případě, kdy jsou pohyby prováděné na jedné straně těla, je využití časového kontextu EEG signálu při rozpoznávání naprosto nezbytné. To jsme prokázali i dalšími experimenty, jejich výsledky v současné době připravujeme pro publikaci. Z HMM lze také na první pohled odhadnout

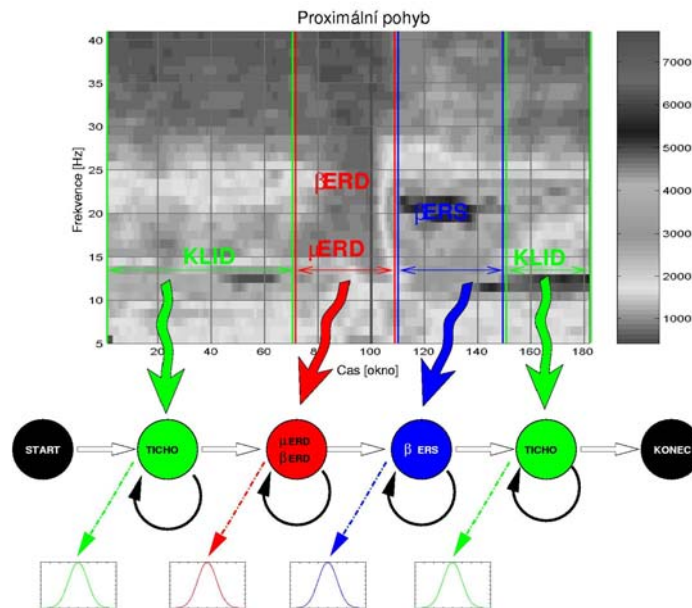
trendy a důležité časově-prostorové vazby v datech,

- naučené modely lze jednoduše použít i pro generování průběhů danými statistickými vlastnostmi,

- struktura klasifikátoru může být navržena s ohledem na skutečnou fyziologickou podstatu časového vývoje EEG v mozku, jak jsme prokázali našimi experimenty,

- konečně, HMM lze použít i pro jiné činnosti, než pouze klasifikaci – například pro automatickou segmentaci dat či výpočet základních statistických parametrů.

Navržený systém pracuje s levo-pravou architekturou modelů, bez přeskoků– viz obrázek 1. Navržená struktura umožňuje dobře zachytit časové vlastnosti pohybového EEG signálu.



Obr. 1 Architektura modelu pro klasifikaci EEG spolu s vazbou na jednotlivé fáze časového vývoje pohybového EEG signálu.

Nezanedbatelný vliv na úspěšnost vlastní klasifikace má vhodná volba parametrizace signálu. Testovali jsme následující parametrizace:

- lineární spektrum, frekvenční rozlišení 1Hz, časové rozlišení 200ms, modelujeme oblast cca 5-40 Hz. Frekvenční i časové rozlišení bylo zvoleno na základě sady optimalizačních experimentů, použité hodnoty se shodují s hodnotami běžně užívanými fyziology pro analýzu EEG,

- koeficienty AR modelu řádu 6/8. Řád modelu byl zvolen na základě publikovaných hodnot a vlastní analýzy. Pro správné modelování pohybového EEG je běžně užívaný řád 6 nepostačující, minimem je 8. řád [8],

- lineární spektrum + delta parametry, AR koeficienty + delta parametry. Delta parametry nejsou na EEG běžně používány, přesto lze jejich užitím dosáhnout zlepšení úspěšnosti klasifikace pohybového EEG. To souvisí s přítomností dynamických změn v EEG signálu během pohybu – delta parametry je umožní lépe zachytit,

- reflexní koeficienty.

Kvůli malému množství dat užívané při našich experimentech šestnáctinásobné křížové ověření výsledků (crossvalidation) – každý experiment je 16× zopakován s náhodným rozdělením dat do trénovací a testovací množiny, obě vzájemně disjunktní. Výsledná úspěšnost klasifikace je získána jako aritmetický průměr úspěšností dílčích experimentů.

4. Dosažené výsledky

Pro počáteční experimenty v oblasti BCI jsme použili databázi EEG doprovázejícího rychlý pohyb pravým ramenem podél svislé osy těla a rychlý flexní pohyb pravého ukazováčku. S výše zmíněným systémem jsme dosáhli úspěšnosti klasifikace 60-100% v závislosti na pokusné osobě, elektrodě a způsobu modelování spektra EEG.

Osoba	Rameno	Ukazováček
1	86%	89%
2	62%	70%
3	71%	68%
4	71%	99%
5	72%	72%
6	89%	90%
7	68%	76%

Tab. 1 Nejvyšší úspěšnosti klasifikace pohybového EEG jednotlivých pokusných osob, klasifikace pohybu ramenem podél svislé osy těla vs. flexní pohyb pravého ukazováčku.

Podobných výsledků bylo nověji dosaženo i při klasifikaci směru pohybu prstu – rozeznávání extenzního či flexního pohybu pravého ukazováčku. V obou případech jsou výsledky v souladu s fyziologickými hypotézami o struktuře senzomotorické oblasti lidského mozku. Dále bylo prokázáno, že klasifikátor skutečně rozpoznává EEG na základě pohybových komponent EEG signálu.

Osoba	Extenze	Flexe
1	73.5%	64.7%
2	96.7%	100%
3	76.8%	85.3%
4	98.4%	94.4%
5	76.1%	85.7%
6	87.3%	80.8%
7	90.6%	65.4%
8	100%	97.5%
9	95.8%	85.4%
10	79.4%	87.9%
11	96.7%	92.3%

Tab. 2 Nejvyšší úspěšnosti klasifikace pohybového EEG jednotlivých pokusných osob, klasifikace extenzního vs. flexního pohybu pravého ukazováčku.

Naše současná práce je zaměřena na vývoj algoritmu pro rozpoznávání flexního pohybu jednotlivých prstů pokusné osoby z EEG signálu.

5. Závěry

Přínosy naší práce jsou tyto:

- rozpoznáváním pohybu pravého ukazováčku a pravého ramene jsme prokázali možnost odlišit z EEG pohyby prováděné na jedné straně těla a řízené jednou senzomotorickou oblastí. To je pokrok proti obvykle řešené úloze klasifikace pohybů pravé/levé ruky, kdy lze odlišit provádění pohybů jen na základě prostého srovnání výkonu EEG signálu v úpásmu nad oběma senzomotorickými oblastmi,
- úspěšně jsme aplikovali na rozpoznávání EEG techniky běžně užívané pro rozpoznávání řeči (HMM, delta parametry), experimentálně jsme ukázali, že i volba vhodné parametrizace EEG je závislá na pokusné osobě,

• přínosem pro naši další práci je široké zapojení studentů ČVUT FEL do dané problematiky; podařilo se nám vybudovat stabilní studentský tým, který pracuje na dalším zlepšování vyvíjeného BCI. Výzkumná skupina je zastřešena Laboratoří Biologických Signálů (LaBiS) při Katedře teorie obvodů ČVUT FEL a zahrnuje jak bakalářské studenty (pracují na vývoji software), tak diplomanty i doktorandy (návrh a optimalizace algoritmů pro rozpoznávání na různých typech EEG). Studenti jsou sdruženi kolem WWW serveru na adrese <http://amber.feld.cvut.cz/fpga> věnovanému této problematice a spravovanému skupinou.

Našími dalšími kroky nyní bude snaha o vylepšení stávající klasifikační metody; cílem je rozpoznání flexního pohybu prstů pravé ruky pokusné osoby z EEG signálu. Tohoto cíle chceme dosáhnout pomocí významného vylepšení techniky předzpracování EEG před rozpoznáváním – potlačením šumové hladiny.

Všemi našimi výsledky se proplétá problém individuality EEG signálu. EEG signál – na rozdíl od například řečových signálů – je silně individuálně závislý. Mezi jednotlivými pokusnými osobami pozorujeme stejné trendy, avšak konkrétní parametry EEG jsou funkcí pokusné osoby. Individualita EEG problém rozpoznávání značně komplikuje. Analýza variability EEG mezi osobami a její dopad na klasifikaci je dalším z témat, na kterém pracují naši studenti.

6. Použitá literatura

- [1] Stančák, A., Feige B., Lücking C. H., Kristeva-Feige R.: Oscillatory cortical activity and movement-related potentials in proximal and distal movements, *Clinical Neurophysiology*, 111 (2000), pp. 636-650
- [2] Stančák A.: Event-related desynchronization of the mu rhythm in E/F finger movements, *Clinical Neurophysiology at the Beginning of the 21st Century, Supplements to Clinical Neurophysiology*, Vol. 53, 2000, pp. 210-214.
- [3] Šťastný J., Sovka P.: The 3D approach to the surface Laplacian filtering with integrated sampling error compensation. *Elsevier Signal Processing*, January 2007, pp 51-60.
- [4] Šťastný J., Sovka P., Stančák A.: EEG signal classification. In: 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Istanbul, Turkey, October 2001, pp. 132.
- [5] Šťastný J., Sovka P., Stančák A.: EEG signal classification: Introduction to the problem, *Radioengineering*, 3(2000), pp. 51-55.
- [6] Rabiner L. R.: A Tutorial on Hidden Markov Models and Selected Applications in Speech Recognition, *IEEE Signal Processing Magazine*, 1989, pp. 267-296.
- [7] Young S. J.: HTK reference manual, Cambridge university engineering department, 1993.
- [8] Šťastný J., Zejbrdlich J., Sovka P.: Optimal Parameterization Selection for the Brain Computer Interface. In: *Proceedings of the 4th WSEAS International Conference of Applications of Electrical Engineering*, March 2005, pp. 300-304.
- [9] Doležal J., Šťastný J., Sovka P.: Recognition of Direction of Finger Movement From EEG Signal Using Markov Models. In: *Proceedings of the 3rd European Medical and Biological Conference on Biomedical Engineering. EMBEC 2005*, Prague, pp. 336-341.

7. Poděkování

Tato práce vznikala s podporou grantu České grantové agentury GAČR 102/03/H085: Modelování biologických a řečových signálů a výzkumného záměru MSM6840770012 – Transdisciplinární výzkum v biomedicínckém inženýrství 2.

HODNOTENIE CEREBRÁLNEJ PERFÚZIE METÓDOU KORDANCIE

P. Muriň*, J. Mrázová**, V. Nosál***, Š. Sivák***, J. Jakuš*, E. Kurča***

* Univerzita Komenského, Jesseniova lekárska fakulta, Ústav lekárskej biofyziky, Malá Hora 4, 037 54 Martin, SR

** Žilinská univerzita, Elektrotechnická fakulta, Katedra riadiacich a informačných systémov, Univerzitná 1, 010 26 Žilina, SR

*** Martinská fakultná nemocnica, Neurologická klinika, Kollárova 2, 036 59 Martin, SR, jana.mrazova@fel.uniza.sk

Abstrakt:

Kvantitatívna elektroencefalografia v klinickej praxi je metódou, ktorá dopĺňa konvenčnú EEG. Nedá sa považovať za náhradu popisu klinickým elektroencefalografom, ale môžeme sa na ňu dívať ako na metódu, ktorá vyškolenému lekárovi poskytuje kvantitatívne informácie z natívneho EEG a takisto nové informácie, ktoré nie je možné vizuálnym hodnotením kriviek zistiť. Zahŕňa výpočet spektrálnych hustôt, koherencie, kordanciu, topografické mapovanie, evokované potenciály a dipólovú analýzu.

1. Úvod

Príspevok pojednáva o spracovaní elektroencefalogramu (EEG) záznamov, dôraz je kladený na algoritmus kordancie, novej perspektívnej metóde kvantitatívnej elektroencefalografie (EEG) – ktorá nachádza uplatnenie v neurológii a psychiatrii.

Kordancia dáva do vzájomného vzťahu absolútne a relatívne výkonové spektrum. Metóda vznikla na základe častého pozorovania, že u mnohých pacientov existujú mozgové oblasti, ktoré sa v EEG prejavujú znížením absolútneho, ale zvýšením relatívneho výkonového spektra. Pri podrobnejšom vyšetrení pomocou magnetickej rezonancie, jednofotónovej emisnej počítačovej tomografie a pozitronovej emisnej tomografie sa zistilo [8], že tieto oblasti zodpovedajú miestam so zníženým mozgovým metabolizmom/perfúziou alebo miestam s léziami mozgovej kôry.

2. Elektroencefalogram(EEG)

EEG signály patria do skupiny náhodných signálov, ktoré sú charakteristické tým, že ich časový priebeh sa nedá vyjadriť časovými vzťahmi [3].

Vo všeobecnosti nie je možné určiť presné vlastnosti EEG signálov, ktoré by platili pre každého človeka. EEG sa mení podľa práve vykonávanej činnosti, závisí od veku, pohlavia, rasy a mnohých ďalších znakov. Podľa [5] sú základné vlastnosti EEG signálu:

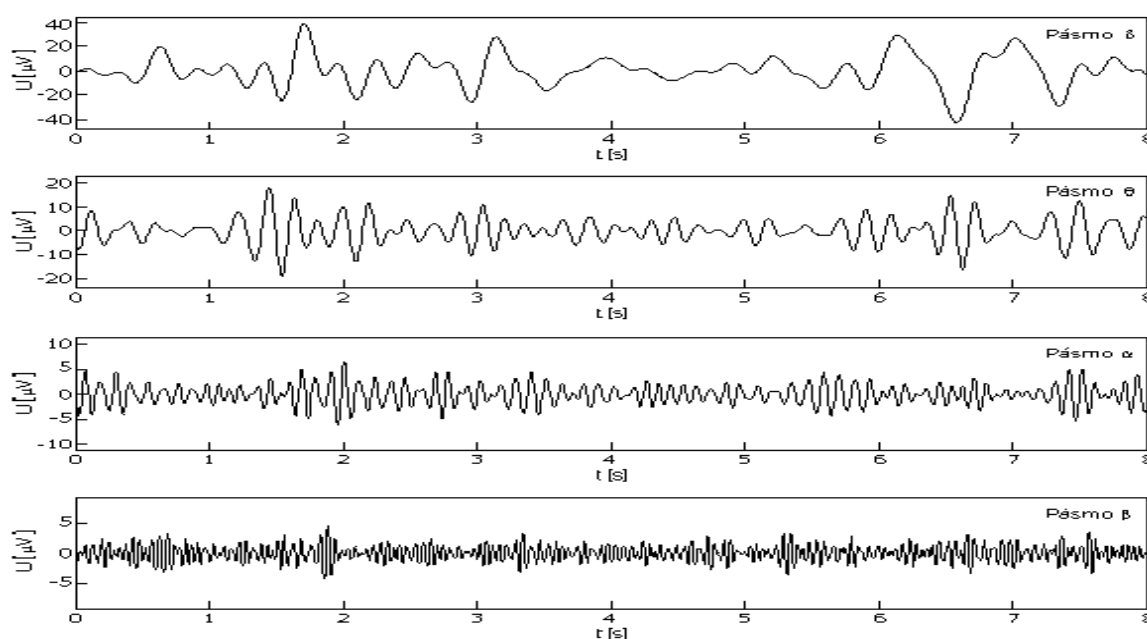
- amplitúdová úroveň dosahuje 2 – 300 μV , u abnormálnych priebehov môže byť táto hodnota aj vyššia
- frekvenčný rozsah je 0,1 – 80 Hz, v súčasnosti sa využíva pásmo do 30 Hz, v ktorom je sústredený najväčší výkon signálu.

Podľa frekvencie možno rozoznať na EEG zázname štyri základné typy rytmov – delta, theta, alfa, beta. Charakteristiky jednotlivých pásiem sú uvedené v tabuľke 1. Na obrázku 1 je znázornených osem sekúnd EEG signálu z kanálu T3 rozloženého do pásiem delta, theta, alfa a beta.

Literatúra [3, 9] často uvádza aj delenie beta pásma na SMR - sensorimotor rhythm (12 – 16 Hz), β_1 (12 – 15 Hz) a β_2 (15 – 30 Hz) a označením gamma (γ) pre frekvencie nad 30-35 Hz.

rytmus	frekvencia [Hz]	amplitúda [μ V]	činnosť
delta δ	pod 4	200	fáza ortodoxného spánku
theta θ	4 – 8	nad 50	u malých detí, najmä z parietálnych temporálnych oblastí; inak sa vyskytuje zriedkavo, výnimočne ho možno zaznamenať u dospelých počas emocionálneho stresu (napr. pri frustrácii)
alfa α	8 – 12	10 – 50	bdelý človek so zavretými očami, pokiaľ pritom nerieši nejaký problém, ktorý si vyžaduje koncentráciu
beta β	nad 12	5 – 10	bdelý človek s otvorenými očami, prípadne aj pri zavretých očiach, ak pri tom prebieha mentálna činnosť, ktorá si vyžaduje „pozorný“ mozog používaným modelom tejto činnosti je mentálna aritmetika

Tab.1 štandardné EEG rytmy [11]



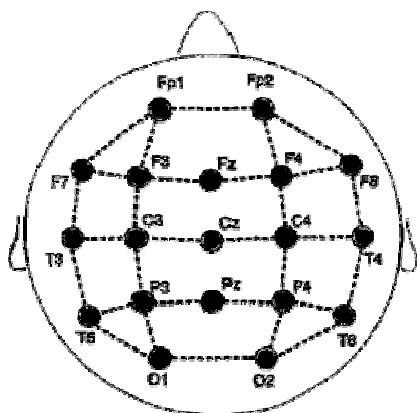
Obr.1 Dekompozícia EEG signálu do frekvenčných pásiem

3. Konvenčná elektroencefalografia

Vizuálne hodnotenie EEG spočíva v postupnom prezeraní jednotlivých úsekov záznamov. Pri popise sa hodnotí aktivita pozadia (prevládajúci typ rytmu) a transienty, ktoré sa od aktivity pozadia líšia kratším trvaním, amplitúdou, frekvenciou alebo tvarom [12]. Aktivita pozadia má veľmi úzky vzťah k fluktuáciám dennej bdlosti a k spánku, kedy dochádza k veľmi podstatným frekvenčným a amplitúdovým zmenám mozgového rytmu. V rámci transientov majú špecifické postavenie epileptiformné potenciály. Majú ostrý tvar a podľa časovej dĺžky sa delia na hroty (kratšie ako 80 milisekúnd) a ostré vlny (dlhšie ako 80 milisekúnd) [7]. Z hľadiska priestorového rozloženia potenciálov rozlišujeme pojmy fokálny (obvykle 1 – 2 elektródy), difúzny (väčšina elektród) a generalizovaný (všetky zvodny). Vzhľadom k vyššie uvedeným faktom je hlavnou doménou konvenčného EEG v dnešnej medicíne oblasť epilepsie a poruchy spánku [2].

4. Kordancia

Kordancia je perspektívna metóda kvantitatívnej elektroencefalografie (EEG) [4], ktorá nachádza uplatnenie v neurológii a psychiatrii [1]. Kordancia dáva do vzájomného vzťahu absolútne a relatívne výkonové spektrum. Metóda vznikla na základe častého pozorovania, že



Obr.2 Bipolárne elektródové páry na výpočet výkonu ako základ pre algoritmus kordancie.

– 40 Hz a prepočítané na bipolárne páry podľa obrázku 2. Takto sa získa z pôvodných 19 kanálov v zázname 30 bipolárnych elektródových párov. Výkon [10] na každom elektródovom mieste je vypočítaný ako priemer výkonov zo všetkých bipolárnych párov s danou elektródou. Napríklad výkon pre elektródu C4 získame spriemerovaním výkonu na všetkých bipolárnych pároch C4-T4, C4-P4, C4-Cz a C4-F4. Následne je aplikovaná square-root transformácia na vypočítané hodnoty výkonu, čím sú minimalizované strmosť (kurtosis) a špičatosť (skewness). Absolútny $a_{s,f}$ a relatívny výkon $r_{s,f}$ je vypočítaný pre každé frekvenčné pásmo f .

Ďalším krokom je normalizácia absolútneho a relatívneho výkonu. Nájdeme maximálnu hodnotu absolútneho A_{max_f} a relatívneho R_{max_f} výkonu pre každé frekvenčné pásmo. Tieto maximálne hodnoty sú použité na normalizáciu absolútneho a relatívneho výkonu pre každé frekvenčné pásmo a každú elektródu.

$$Anorm_{s,f} = \frac{a_{s,f}}{A_{max_f}} \quad Rnorm_{s,f} = \frac{r_{s,f}}{R_{max_f}} \quad (2)$$

Od týchto hodnôt odpočítame 0,5 – polovičná hodnota, ktorú môže $Anorm_{s,f}$ alebo $Rnorm_{s,f}$ nadobúdať. Túto hodnotu je možné meniť a ovplyvňuje citlivosť metódy.

Ak $Anorm_{s,f} - 0,5 < 0$ a zároveň $Rnorm_{s,f} - 0,5 > 0 \Rightarrow$ diskordancia

Ak $Anorm_{s,f} - 0,5 > 0$ a zároveň $Rnorm_{s,f} - 0,5 > 0 \Rightarrow$ konkordancia

Ak $Rnorm_{s,f} - 0,5 \leq 0 \Rightarrow$ miesto nie je ani konkordantné, ani diskordantné a hodnota kordancie je nulová.

Stupeň kordancie vypočítame

$$CORDANCE_{s,f} = \pm (|Anorm_{s,f} - 0,5| + |Rnorm_{s,f} - 0,5|) \quad (3)$$

pričom hodnota kordancie je negatívna ak je miesto diskordantné a pozitívna ak je konkordantné.

Neskôr bola metóda vylepšená nasledujúcimi spôsobmi:

- zvýšenie množstva elektród na počet 36
- výkon je počítaný pre prekrývajúce sa 4 Hz pásma od 0,5 do 40 Hz (0,5-4 Hz, 2-6 Hz, 4-8 Hz, 6-10 Hz, ...)

5. Vyhodnotenie

Bola pozorovaná závislosť medzi kordanciou a inými meraniami mozgových funkcií a lézií. Významná asociácia bola zistená medzi:

- diskordanciou (záporné hodnoty kordancie) a MRI u pacientov s léziami bielej hmoty
- diskordanciou a PET u pacientov s poruchami metabolizmu
- diskordanciou a SPECT u pacientov s hypoperfúziou
- konkordanciou (kladné hodnoty kordancie) a perfúziou u normálnych jedincov

Takisto boli zistené globálne ako aj lokálne (anteriálne a centrotemporálne) rozdiely v theta pásme kordancie u starších ľudí (vek $69,2 \pm 7,3$ rokov) trpiacich depresiami v porovnaní s kontrolnou skupinou. Pacienti trpiaci depresiami, ktorí sa podrobili liečbe, mali hodnoty kordancie podobné kontrolnej skupine.

Kordancia predstavuje metódu, pomocou ktorej je možné vypočítať, znázorniť a zhodnotiť cerebrálnu perfúziu na základe EEG vyšetrenia. Toto vyšetrenie je pre pacienta šetrnejšie a neinvazívne v porovnaní so SPECT, ktoré sa v prípade podozrenia na poškodenie prekrvenia mozgu používa ako základné vyšetrenie. V súčasnosti tento druh vyšetrení v štádiu testov, ale už prvé výsledky poukazujú na možnosť presadenia sa v klinickej praxi.

6. Použitá literatúra

- [1] Brunovsky M, Matousek M, Edman A, Cervena K, Krajča V. Objective Assessment of the Degree of Dementia by Means of EEG. In: Neuropsychobiology 2003;48:19-26
- [2] Brunovský M. Kvantitatívni elektroencefalografie v psychiatrii. In: Psychiatrie 2004, Supplementum 3. Dostupné na <http://www.tigis.cz/PSYCHIAT/psychsupp304/12.htm>
- [3] Krajča V, Petránek S. Počítačová elektroencefalografie. In: Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, Supplementum I (1995) 1-38
- [4] Evans JR, Abarbanel A. Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback. London, Academic Press, 1999, pp.406, ISBN: 012243790X
- [5] Faber J. Elektroencefalografie. Úvod do klinické elektrofyziologie mozku pro začátečníky. Praha, Karolinum, 1992, 131 strán
- [6] Gunkelman J. Overview of EEG and qEEG. In: Crossroad Institute Newsletter, September 2002 Dostupné na <http://www.crossroadsinstitute.org/newsletter/sept02.html>
- [7] Halford JJ. Neurophysiologic correlates of psychiatric disorders and potential applications in epilepsy. In: Epilepsy & Behavior 4 (2003) 375-385
- [8] Leuchter AF, Cook IA, Dunkin JJ, Newton TF, Cummings JL, Mackey JK, Walter DO. 1994. Cordance: A new method for assessment of cerebral perfusion and metabolism using quantitative electroencephalography. Neuroimage. 1994 Jun;1(3):208-19.
- [9] Mohylová J, Krajča V. Zpracování signálu v lékařství. Žilina, 2005, ISBN 80-8070-341-8
- [10] Jan J: Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upravené vydanie. Brno, Vutium, 2004, 427 s.
- [11] Javorka J: Lékařská fyziologie, Martin, Osveta, 2001, 678 s.
- [12] Mišurec J, Chmelař M. Elektroencefalografie. Brno, Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1990, 294 s., ISBN 8070130806
- [13] Teplan M. Fundamentals of EEG Measurement. In: Measurement Science Review, Volume 2, Section 2, 2002

KONTROLA BDELOSTI POMOCOU EOG

J. Mrázová, L. Muzikářová

Elektrotechnická fakulta, Katedra riadiacích a informačných systémov,
Univerzitná 1, 010 26 Žilina, SR
jana.mrazova@fel.uniza.sk

Abstrakt:

V súčasnosti sa kontrola bdelosti orientuje na možnosti elektrofyziológie, pri ktorej sú využívané biosignály z tela človeka. Tie sú priebežne vyhodnocované a na základe lekárskeho kritéria je možné určiť okamžitú koncentrovanosť pracovníka.

Príspevok pojednáva o možnostiach spracovania EOG (elektrookulogramu) a spôsoby využitia pre sledovanie spôsobilosti operátora, nakoľko bolo empiricky zistené, že unavené oko častejšie žmurká a tiež sa ochabuje viečko.

1. Úvod

Problematika kontroly bdelosti a pozornosti pracovníkov je aktuálna v rôznych oblastiach dopravy a priemyslu (riadenie technologických procesov, autoelektronika, výroba a pod.). Sú navrhované spôsoby zisťovania pozornosti zamestnanca pracovne odkázaného na permanentné sledovanie ovládacích prvkov resp. monitora.

V súčasnosti sa kontrola orientuje na možnosti elektrofyziológie, pri ktorej sú využívané biosignály z tela človeka. Tie sú priebežne vyhodnocované a na základe lekárskeho kritéria je možné určiť okamžitú koncentrovanosť pracovníka.

2. Zisťovanie únavy

Možnosti zisťovania únavy človeka z biosignálov je mnoho[1], problematickejšie je ich automatizované zavedenie do praxe. Najlepšie je možné pozorovať únavu na zázname EEG t.j. elektroencefalogramu ako strácanie alfa a beta vln. Problémom nie je len nepraktické pripájanie elektród, ale aj skutočnosť, že danú odchýlku vie v zázname nájsť len skúsený odborný lekár. Preto je schodnejšia cesta pozorovania pohybu oka a očného viečka. Nakoľko bolo empiricky zistené, že unavené oko častejšie žmurká a tiež sa ochabuje viečko.

Napríklad zatiaľ čo odpočínajúci operátor riadiacích technologických procesov (vodič, strojevedúci, pilot, a pod.) žmurká iba občas a doslova mihnutím, s prehlbujúcou sa únavou sa frekvencia žmurkania zvyšuje a predlžuje sa i doba, počas ktorej je oko zavreté.

Snímače sú umiestnené na tvári (napr. v ráme okuliarov) a môžu byť bezdrôtovo pripojené k počítaču. Počítač tak môže vyhodnocovať stav koncentrácie a upozorniť na začínajúcu ospalosť, alebo z dlhodobých záznamov môže určiť „opotrebovanosť“ pracovníka.

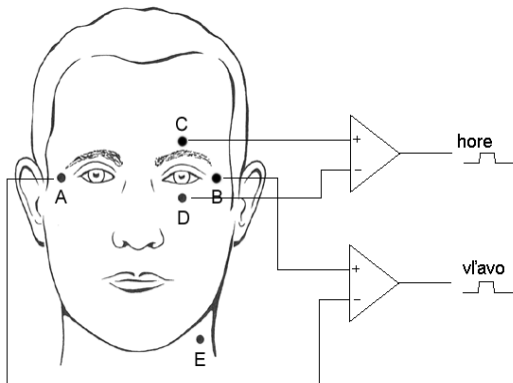
3. Elektrookulografia (EOG)

Elektrookulografia slúži k meraniu polohy oka (a jej časových zmien) pomocou elektrických potenciálov snímaných povrchovými elektródami.

K meraniu horizontálnej zložky EOG sú elektródy umiestnené naľavo a napravo od kútika oka, pri meraní vertikálnej zložky EOG sú elektródy umiestnené nad a pod okom. Princi- piálne umiestnenie snímacích elektród a ich pripojenie k operačnému zosilňovaču je na Obr. 1 (niekedy sa snímajú unipolárne potenciály EOG voči referenčnej elektróde umiestnenej uprostred čela vyšetřovaného).

Potenciál dipólu rohovka - sietnica závisí od polohy očnej osi. Keď je pohľad uprený priamo vpred, potom spomínaný dipól umiestnený symetricky medzi elektródami a výsledný signál EOG je nulový. Pri pohľade vľavo sa stane rohovka pozitívna v blízkosti ľavej elektró-

dy, ktorá sa tak stane zhodne pozitívna. Takmer lineárna závislosť medzi horizontálnym uhlom optickej osi oka a signálom EOG je približne v obore $\pm 30^\circ$.



Obr. 1 Zapojenie snímacích elektród EOG

EOG na rozdiel od iných biopotenciálov vyžaduje jednosmerný zosilňovač (pre maximálny vstupný napätový signál 2mV, kmitočtový rozsah obvykle 30Hz). Nakoľko je EOG potrebné rozlíšiť napätové hodnoty rádovo mV, je nezbytné nutné použiť elektródy Ag-AGCl (aby sa zabránilo draťu). Je tiež nutné dokonale vyčistiť pokožku (tým sa redukuje krátkodobé zmeny elektrického potenciálu, ktoré nesúvisia s polohou očnej buľvy). Artefakty z EEG a elektromuskulogramu (EMG) sú v praxi pri tejto metóde ekvivalentné približne 1° natočenia oka a spolu s vlastným šumom biozosiľovača obmedzujú rozlišovaciu schopnosť

elektrookulografie. Dôležitá je tiež adaptácia vyšetrovanej osoby na základné osvetlenie (rýchly prechod vyvoláva tlmené oscilácie elektrického potenciálu s dobou ustálenia až 25minút).

Polohu oka môžeme merať pomocou špeciálnej kamery tzv. videookulografia. Ak je kamera upevnená priamo na hlave subjektu, je meraná relatívna poloha oka voči hlave a k určeniu absolútneho smeru je treba sledovať i polohu hlavy. Ak je umiestená samostatne, je treba držať oko v jej zornom poli a zároveň odlišiť rotáciu oka od translačných pohybov hlavy.

4. Spracovanie EOG signálu.

Obvykle sa signál EOG vyhodnocuje v zmysle rovnice

$$U_{\varphi_1} = \frac{1}{T \cdot \varphi_1} \int_0^{T_M} |u(t)| dt, \quad (1)$$

kde T je integračná konštanta integrátora, U_{φ_1} je veľkosť potenciálu odpovedajúca 1° natočeniu oka, T_M je časový interval počas ktorého sa uskutoční priemerovanie.

Niekedy sa pri vyhodnocovaní elektrookulogramu používa Ardenovov koeficient R .

$$R = \frac{\text{najvyššia hodnota EOG na svetle}}{\text{najnižšia hodnota EOG po tme}} \cdot 100\% \quad (2)$$

Signály môžu byť analyzované v rôznych oblastiach:

- časová oblasť – signál charakterizovaný hodnotami na časovej osi,
- frekvenčná oblasť – signál charakterizovaný svojim frekvenčným rozkladom,
- časovo-frekvenčná oblasť – predstavuje kombináciu obidvoch predchádzajúcich.

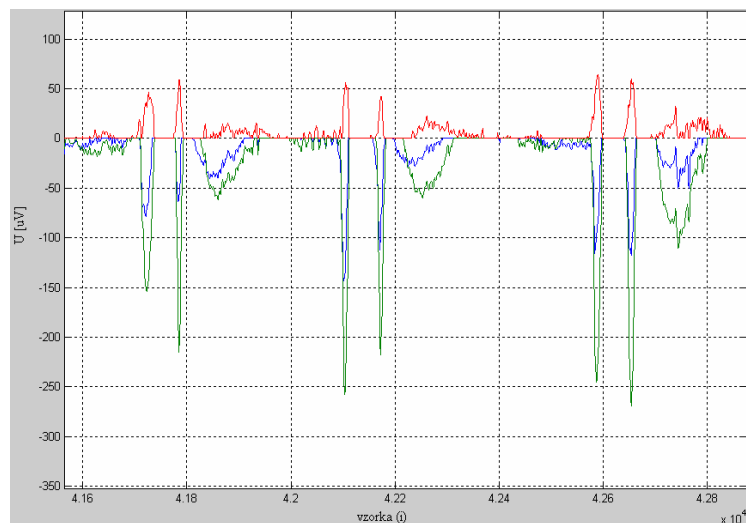
5. Programová realizácia

Pri zavretí a otvorení očí dochádza k pohybu buľvy hore-dolu a tým sa generuje zmena elektrického potenciálu. Táto zmena elektrického poľa sa šíri celým skalpom a indikuje v elektródach EOG (aj ERG-elektroretinogram, EEG) artefakty spôsobené žmurkaním.

Frekvenčné pásmo žmurkania je od 0,5 do 3Hz, a tak sa prekrýva s frekvenčným pásmom EOG záznamov očných pohybov. Preto je pomocou filtrácie veľmi ťažké žmurkanie odstrániť tak, aby zároveň nedošlo tiež k odstráneniu a skresleniu ostatných častí záznamu očných pohybov.

Za žmurkanie sa považuje prekrytie oka očným viečkom, a následné otvorenie oka. Jeden impulz v priemere trvá 0,1 až 0,5s (pri patolog. aj viac).

Samotný záznam EOG je nasnímaný pomocou štyroch elektród umiestnených podľa obrázku 1. Záznam je uložený v jednoduchom textovom súbore v štyroch stĺpcoch, ktoré sú označené číslami a názvami elektród.



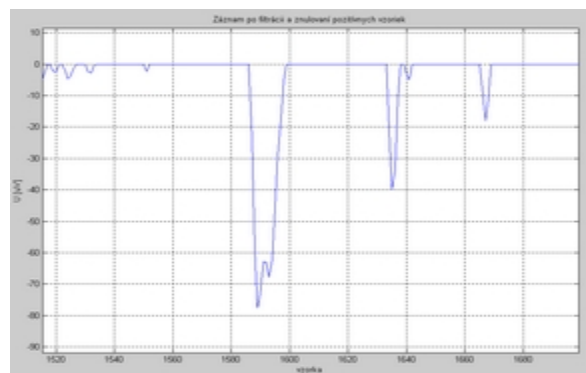
Obr. 2 EOG záznam – kanál: B-modrý, C-zelený, D-červený

Programová realizácia pre rozpoznávanie žmurkania je napísaná v prostredí Matlab.

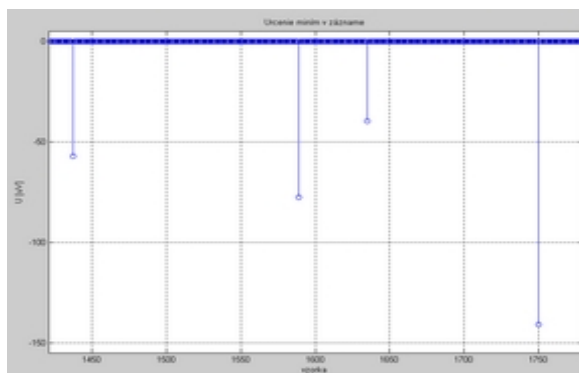
Pri tvorbe algoritmu sa vychádzalo z pozorovaní, žmurknutie oka sa najvýraznejšie prejavuje na elektródach B, C, D (obr. 1, 2). Pričom na elektródach B a C sa objavuje značný negatívny potenciál, na elektróde D naopak sa objavuje v okamihu žmurknutia značný pozitívny potenciál. Tieto okamihy sa môžu považovať za minimá a maximá detegovaných hodnôt v kanáloch.

V okamihu žmurknutia sa pozície týchto miním a maxim s malými odchýlkami zhodujú pre dané žmurknutie. Ďalej je vidno, že amplitúdy žmurknutia na vertikálnej elektróde C sú väčšie ako amplitúdy žmurknutia na vertikálnej elektróde B.

V okamihu žmurknutia sa



Obr. 3 EOG po filtrácii a znulovaní pozitívnych vzoriek



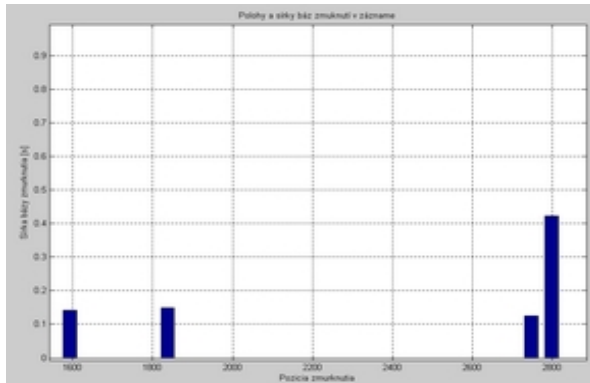
Obr. 4 Určenie miním v zázname

Z načítaných hodnôt záznamu sme vybrali len kanály, ktoré sú pre nás najviac zaujímavé. Každý kanál má svoje špecifiká a preto sa spracúva zvlášť. V kanáli, kde je potrebné pozorovať minimá, nulujeme kladné hodnoty, ktoré sú pre nás nezaujímavé, a pre kanál, kde pozorujeme maximá, nulujeme negatívnu časť záznamu. Znulujú sa aj časti, kde sa signál zo začiatku ustáľuje.

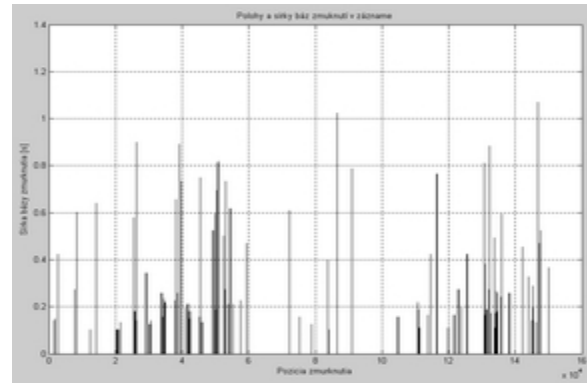
V takto získaných maticiach vyhľadávame postupne minimá resp. maximá a určujeme ich polohu, veľkosť a šírku bázy žmurknutia.

Na základe zistených poznatkov sa porovnávajú pozície miním prvého a tretieho kanála s maximami štvrtého kanála. Pri určitej tolerancii odchýlok medzi pozíciami sa do matíc uložia len pozície, ktoré sa zhodujú s danou toleranciou.

Žmurkanie je identifikovateľné svojou pozíciou, veľkosťou a šírkou svojej bázy v zázname, z čoho vieme určiť aj trvanie žmurknutia. Zistili sme, že na veľkosti amplitúdy vôbec nezáleží, pretože to nie je smerodajná hodnota voči šírke bázy žmurknutia.



Obr. 5 Polohy a šírky báz žmurknutí v zázname



Obr. 6 Polohy žmurknutí v zázname

6. Záver

Navrhnutý algoritmus treba ešte zdokonaľiť. Má rezervy najmä v oblastiach, kde sú amplitúdy žmurkania príliš nízke alebo až prechádzajú do opačnej polarity, preto nie sú detegovateľné. Výstupom programu je graf hodnôt detegovaných žmurknutí a výpis programu, s presnými hodnotami pozícií a trvania artefaktov.

Po zadaní lekárskeho kritéria o patologickú dĺžku žmurknutia, je program schopný označiť dané žmurknutie ako začiatok únavy. Počítačom podporovaný systém po zistení, že u operátora riadiacich procesov sa začínajú prejavovať známky únavy, spustí varovný signál.

7. Použitá literatúra

- [1] Kasal, P., Svačina, Š., a kolektiv: Lékařská informatika, Karolinum Praha 1998.
- [2] Svatoš, J.: Biologické signály I, skriptá, ČVUT Praha, 1992.
- [3] Cohen, A.: Biomedical Signal Processing, Volume I. Time and Frequency Domains Analysis. 1st ed. Florida: CRC Press, 1986.
- [4] Mrázová, J.: Hodnotová analýza signálu pri detekcii biopotenciálov, Písomná časť dizertačnej skúšky, Žilinská univerzita v Žiline, Elektrotechnická fakulta, Žilina, 2006.
- [5] Muriň, P.: Využitie kvantitatívnych (počítačom podporovaných) metód hodnotenia EEG signálov. Pís. časť dizertačnej skúšky, Univerzita Komenského, JLF v Martine, 2006.

8. Podakovanie

Tento príspevok bol realizovaný v rámci projektu FÚ: Informačné systémy a ich aplikácie v zdravotníctve, číslo úlohy I-07-003-18/103 140.

ANALÝZA ŘEČI DĚTÍ S VÝVOJOVOU DYSFÁZIÍ

P. Zetocha, M. Bártů, M. Žůrek, J. Tučková

LANNA, Katedra teorie obvodů, FEL ČVUT v Praze
tuckova@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Možnosti aplikovat matematicko-inženýrské metody pro zlepšení diagnostických a léčebných metod je dnes cílem mnoha výzkumných pracovníků nejrůznějších odvětví. To je i jedním z cílů členů laboratoře LANNA. Ve spolupráci s Neurologickou klinikou dětí v Praze-Motole hledáme vztahy mezi klinickými a elektrofyziologickými projevy dětí s vývojovou dysfázií. Jedním z projevů této nemoci je porucha řeči. K její analýze používáme umělé neuronové sítě (UNS).

1. Úvod

Na základě fonetických znalostí získaných při řešení dřívějších projektů týkajících se modelování prozodie, jsme očekávali změny ve frekvenčních charakteristikách hlásek, a to izolovaně vyslovených i extrahovaných ze slov a slovních spojení, ke kterým dochází vlivem nervové poruchy. Při počítačovém zpracování reálných dat, zejména pak při nahrávání promluv dětí, se velkým problémem stává existence různých šumů ve zpracovávaném signálu. Je třeba řešit problémy spojené se zpracováním řečového signálu nahraného v reálných podmínkách (neprofesionální mluvčí, silně zašuměné prostředí - nahrávky byly pořizovány ve školkách a na školách za provozu, v běžné místnosti, do které pronikaly zvuky z okolí), jednak fakt, že se jedná o promluvy dětí ve věku 4 - 10 let.). Určitou roli hraje také kvalita nahrávacích přístrojů. Objektivní důvody často nedovolují použít nejkvalitnější techniku (např. výběr mikrofonů je limitován chováním malých pacientů). V neposlední řadě je to i výběr mluvčích a způsob mluvy. U některých věkových skupin není vývoj řeči ještě ukončen [1]), kvalitu promluv silně ovlivňuje i citové zabarvení, děti mají strach nebo se stydí, dat je poměrně málo, především u nemocných dětí. Úspěšnost klasifikace závisí také na poznacích týkajících se zákonitosti vývoje řeči dětí v závislosti na věku a pohlaví dítěte, případně na vlivu některých přechodných lehčích poruch výslovnosti. Výše zmíněné problémy nás vedly k aplikaci umělých neuronových sítí, především, díky jejich specifickým vlastnostem, k aplikaci Kohonenových samoorganizujících se map.

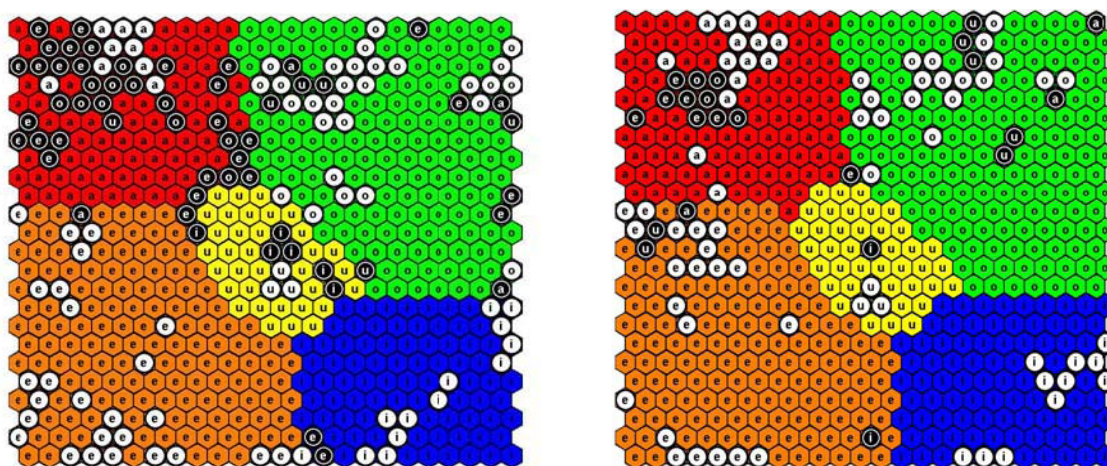
2. Tvorba databáze promluv

Většina prací zabývajících se zpracováním řečového signálu se týká dospělých mluvčích. Existuje mnoho řečových korpusů ženských i mužských hlasů, jsou podrobně prozkoumány vlastnosti těchto signálů. Jiná situace je u dětské řeči. Bylo nutné vytvořit databázi promluv zdravých dětí, která slouží pro srovnávací analýzy pro posouzení změn v průběhu léčebného procesu. Kromě toho jsou nahrávány promluvy dětských pacientů. Text promluv je sestaven na neurologické klinice tak, aby odpovídal potřebám lékařů při práci s nemocnými dětmi. Ke srovnávacím analýzám zdravých dětí se používá stejný text. Vzhledem k věku dětí a zachování stejných podmínek pro předškolní i školní děti, je text promluv dětmi opakovan po psycholožce nebo po technikovi, který promluvy nahrává.

Rozdělení promluv podle jednotlivých dětí a tzv. „labelování“ (tj. extrakce jednotlivých samohlásek z promluv) je zatím převážně ruční, ale v naší laboratoři je vyvíjen automatický systém založený rovněž na neuronových sítích [3]. Vstupní data pro další zpracování jsou získána běžnými metodami předzpracování řečového signálu. Text promluv není foneticky vyvážený, protože je třeba brát ohled na možnosti dětských pacientů, kteří nejsou schopni vyslovit delší promluvy.

3. Kohonenovy samoorganizující se mapy

Neuronové sítě jsou používány pro klasifikaci samohlásek vyslovovaných samostatně i jako součást slov. Vycházíme z předpokladu, že u dětí se zkoumaným syndromem vývojové dysfázie dochází k poruše v pohybu mluvidel při artikulaci. Tím je ovlivněna tvorba formantových kmitočtů, což se projeví v jejich posunu v kmitočtovém spektru. V současnosti se zabýváme klasifikací samohlásek a jejich vizualizací. Po prvních experimentech s Kohonenovými samoorganizujícími se mapami (KSOM) byly zkoušeny nové varianty samoorganizujících se map s učitelem (SSOM), viz [2], [7], a to teoreticky i experimentálně. Oba typy samoorganizujících se map pracují na základě shlukování (clusteringu). Podstatou shlukové analýzy je hledání vzájemných závislostí a společných vlastností v množině předkládaných vzorů. T. Kohonen byl inspirován procesy samoorganizace v lidském mozku, jeho schopností adaptace a učení. Základní matematickou operací je hledání minimální vzdálenosti mezi vstupními vektory a souřadnicemi neuronů v mapě. Jedná se o kompetitivní učení. Shluky charakterizující blízké vlastnosti se rozmístí v mapě a ukáží na počet dominantních vlastností nebo na posun ve vstupních datech. SSOM se od klasických Kohonenových map liší tím, že do originálních trénovacích dat je přidán nový parametr informující o třídě, do které vzorek náleží. Není to tedy stejný typ učitele, jako u vícevrstvých sítí s učením zpětného šíření chyby (BPG). SSOM se tak vyznačuje lepší separací clusterů. Další z výhod tohoto typu neuronové sítě je výborná možnost vizualizace, což je vhodné zvláště pro netechnické uživatele. Aplikace SSOM by měla prokázat schopnost nejen rozlišit nemocné děti od zdravých, ale rovněž popsat vývoj nemoci mezi jednotlivých vyšetřeními realizovanými po absolvování léčebné terapie. Ukázka vývoje nemoci pomocí SSOM je na obr.1.

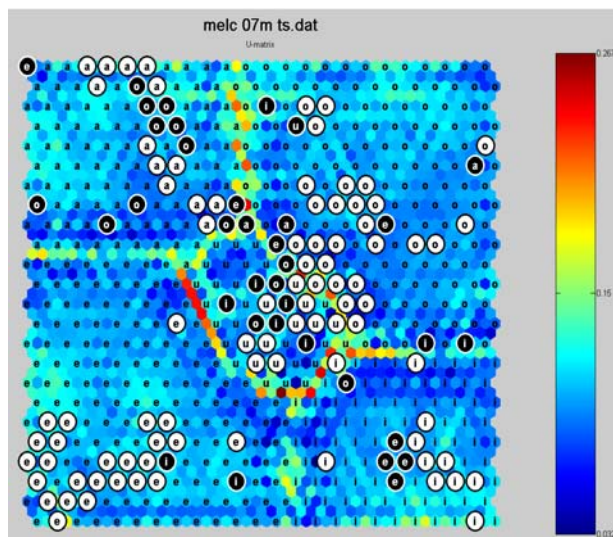


Obr.1. SSOM mapy analyzující posun formantů u samohlásek u jednoho pacienta.

Obrázek znázorňuje mapu natrénovanou na samohlásky vyslovené zdravými dětmi stejné věkové kategorie (znázorňuje tzv. vokaliký trojúhelník). Správně namapované samohlásky dětského pacienta jsou znázorněny v mapě bíle, špatně namapované samohlásky černě. Na levém obrázku je stav před terapií, na pravém pak je stav po jednom cyklu léčebné terapie. Další možností vizualizace dat je tzv. U-matice. V té je možné pomocí barevné škály určit i vzdálenosti jednotlivých clusterů. Příklad U-matice je na obr.2. Světlé oblasti reprezentují clusteru a tmavé oblasti reprezentují hranice clusterů. Clusteru jsou snadněji identifikovatelné.

4. Experimenty

Experimenty byly uskutečněny pomocí systému MATLAB 7; Release 14, a SOM Toolboxu vyvinutém na Helsinské technologické universitě [5]. V laboratoři LANNA

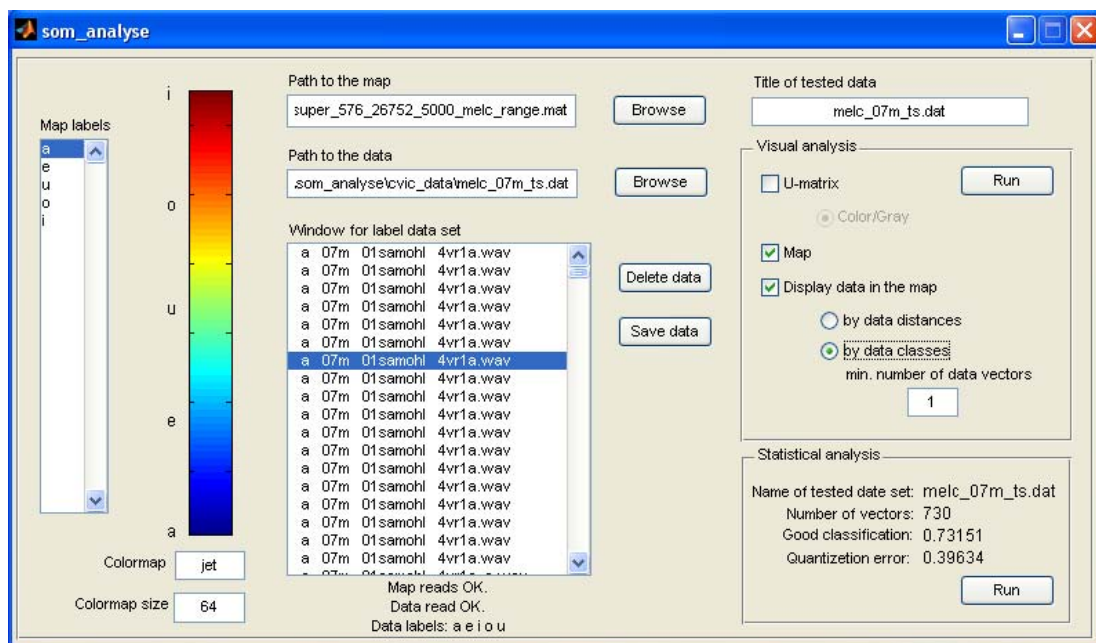


Obr.2. U-matice

Do experimentální činnosti se zapojili studenti jako studentské odborné síly, dílčí projekty řeší ve svých bakalářských a diplomových pracích. Zkoumaná problematika je také součástí několika disertačních prací. Pod záštitou Laboratoře biologických signálů (LaBiS) byla založena LANNA (Laborař aplikací umělých neuronových sítí), kde mají studenti možnost seznámit se s týmovou prací. Výsledky výzkumu byly začleňovány do předmětu magisterského studia Speciální struktury číslicových systémů (SSC) v dobíhajícímu studiu a ve strukturovaném studiu jsou součástí předmětu Algoritmy a struktury neuropočítačů (ASN).

je vyvíjen software pro automatické labelování, modulární systém SOM Laboratory určený k předzpracování, vlastnímu trénování UNS a následné analýze výsledků. Ukázka jednoho okna je na obr.3.

V rámci výzkumu se také zabýváme implementací neuronových sítí, konkrétně Kohonenovy mapy. Neuropočítač je realizován jako makro v jazyce VHDL, a to jako akcelerátor-doplňková periferie pro PC. Je zkoumána problematika kvantizačních jevů v algoritmu KSOM a možná zjednodušení algoritmu vedoucí k efektivní implementaci a zkrácení výpočtů.



Obr.3. Ukázka programu pro analýzu dat,

5. Závěr

Provedené experimenty potvrzují naši hypotézu o souvislosti projevů vývojové dysfázie a rozmístění formantových kmitočtů v Kohonenově mapě a ukazují, že zvolená cesta je správná. Je třeba si uvědomit, že řešíme "inverzní" úlohu k běžným úlohám trénování, tj. ne-

hledáme minimální chybu po skončení procesu trénování, ale vývojový trend této chyby. Podle něj by lékaři mohli jednoduše sledovat vývoj nemoci a vliv používané terapie. Výsledky, které by jednoznačně potvrdily všechny hypotézy, však musí být podloženy hlubším a dlouhodobějším výzkumem.

Velkým problémem, se kterým je třeba se vyrovnat, je množství zpracovávaných dat. Data od pacientů nemohou dosahovat počtu, který je nutný pro aplikaci standardních statistických metod. Je proto nutné v dalších experimentech volit k vyhodnocení výsledků statistické metody pro zpracování klinických dat [4]. Dalším z příznaků vývojové dysfázie jsou přesmyky fonémů a neschopnost vyjádřit víceslabičná slova. Jejich zkoumání bude náplní následujícího časového období.

6. Použitá literatura

- [1] Palková, Z.: Fonetika a fonologie češtiny. Univerzita Karlova-Praha, 1994, ISBN 80-7066-843-1.
- [2] Kohonen, T.: Self-Organizing Maps. Berlin Heidelberg, 3rd Edition, Springer Series in Information Sciences, Springer-Verlag, 2001, ISBN 3-540-67921-9.
- [3] Tučková, J., Žůrek, M.: Automatic Segmentation of the Speech Signal by Artificial Neural Networks. 8-th Int. Workshop on ECMS 2007&Doctoral School (EDSYS, GEET), Book of Abstracts, TU Liberec&UPS Toulouse, May, ISBN 978-80-7372-202-9.
- [4] Zvárová, J.: Základy statistiky pro biomedicínské obory. Nakladatelství Karolínium. Praha, 2004. ISBN 80-7184-786-0.
- [5] Vesanto, J., Himberg, J.E., Alhoniemi, J., Parhankangas: SOM Toolbox for Matlab 5, SOM Toolbox Team, Helsinki University of Technology, www.cis.hut.fi/projects/som/toolbox, Finland.
- [6] MATLAB, ver. 7.0.0.19920, Release 14, The MathWorks, Inc., May 06, 2004.
- [7] Tuckova J., Zetocha P.: Speech analysis of children with developmental dysphasia by Supervised SOM. In.: Neural Network World, Int. Journal on Neural and Mass-Parallel Computing and Information Systems. Volume 16, No.6, Prague 2006, pp.533-545. ISSN 1210-0552.

7. Poděkování

Tato studie byla podporována částečně grantem IGA MZ ČR-NR 8287-3 / 2005 "Počítačová analýza řečového projevu a celonočních EEG záznamů u dětí" (experimenty), částečně výzkumným záměrem MŠM 6840770012, ČVUT v Praze "Transdisciplinární výzkum v biomedicínském inženýrství 2" (teoretická část).

ZPRACOVÁNÍ EKG MAP V REÁLNÉM ČASE

J. Mužík, K. Hána

ČVUT FBMI, Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Česká republika
muzikj@fel.cvut.cz

Abstrakt:

V tomto příspěvku je představen systém pro zpracování záznamu a vizualizaci mnohokanálového EKG v reálném čase. Systém je postaven na frameworku LiveMap, který byl původně vyvíjen především pro mapování EEG. Hlavní výhodou systému je plná podpora práce v reálném čase a jeho modularita. Jádro systému LiveMap bylo vyvinuto ještě v prostředí Delphi, nicméně všechny moduly jsou již implementovány pro .Net framework 2.0 v jazyce C#. Vzhledem k požadavku na práci v reálném čase byl systém implementován jako multithreadový a dokáže využít v podstatě neomezené množství procesorů. Z důvodu optimalizace na maximální spolehlivost a propustnost systému pracují jednotlivé části pipeline zpracovávající data v synchronním či asynchronním režimu a s různě nastavenou prioritou výpočetních vláken. Systém byl vyvíjen s maximálním ohledem na otevřenost a obecnost a obsahuje množství nástrojů pro zjednodušení přístupu ke generalizovaným vlastnostem. Pipeline se skládá z modulů sběru dat, modulu předzpracování signálu, hlavního DPS modulu, modulu pro postprocesing, modulu pro záznam snímaných signálů, vizualizačního modulu a dalších pomocných a monitorovacích modulů. Ačkoliv systém obsahuje rozsáhlé možnosti konfigurace, které mohou výrazně ovlivnit propustnost systému, při testech na CPU Intel Core 2 Duo (2 jádra, 64bit, 1.83GHz) bylo dosaženo propustnosti 80MB/s (základní zpracování signálu a mapování na 3D model) a 1.2MB/s při současném záznamu signálu 123 kanálového EKG do .EDF souboru.

1. Úvod

Tento článek popisuje software pro zpracování a vizualizaci EKG map v reálném čase. Ačkoliv hlubší analýzu naměřených dat je téměř vždy potřeba provádět sofistikovanými nástroji offline, je možnost sledovat zaznamenávaná data již v průběhu snímání velkou výhodou. Průběžná kontrola může například již v průběhu měření odhalit chyby, kvůli kterým by bylo nutné později snímání opakovat nebo dokáže odhalit souvislosti, které by bez interakce s vyšetřovanou osobou normálně unikly pozornosti. Mapování biologických signálů v reálném čase bylo donedávna těžko realizovatelné, avšak v poslední době díky značnému nárůstu výpočetního výkonu osobních počítačů, se stává dostupným.

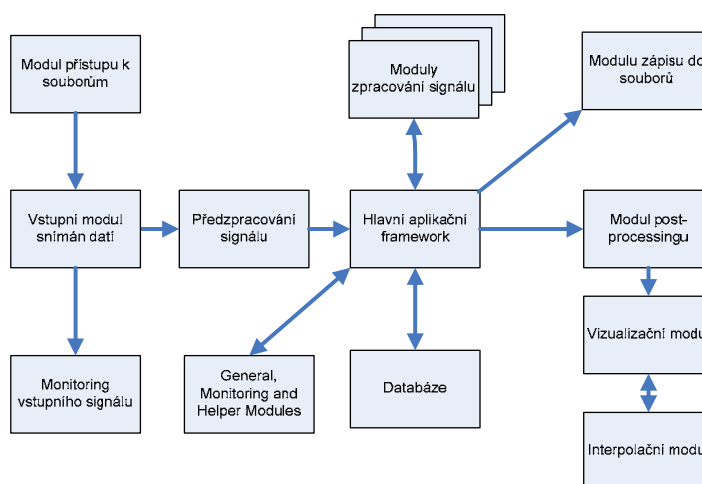
2. Pipeline zpracování dat

Systém lze rozdělit do několika hlavních částí podle způsobu práce s procházejícími daty. Jedná se o část sběru a záznamu dat, část zpracování signálů, část vizualizační a ostatní pomocné moduly. Důležitou součástí je rovněž subsystém správy sestav elektrod. Celkové schéma systému je uvedeno na obrázku 1.

3. Snímání a záznam dat

Prvním stupněm celého řetězce zpracování dat je vstupní modul. Jedná se do jisté míry o speciální řadič zařízení s unifikovaným rozhraním a možností konfigurace zařízení. V současné době byly implementovány moduly umožňující záznam dat ze zařízení BrainScope firmy Unimedis a produktů ActiveTwo firmy BioSemi. Vzhledem k proudovému charakteru zpracování dat je zpracování souborových dat realizováno pomocí vstupních modulů pro práci se soubory, které ze souborů vytvářejí souvislý tok vektorů. V současnosti jsou podporovány typy souborů z rodiny formátů EDF, tj. ED, EDF+ a 24 bitová varianta BDF.

Záznam dat do souborů je realizován zapisovacím modulem. V současnosti implementované moduly umožňují opět záznam do souborů typu EDF+ a dále do souborů typu .D (standard systému BrainScope). Záznam signálu je jednou z kritických součástí pipeline, takže je pro soubory .EDF implementován jako asynchronní. Samotný modul sice funguje synchronně, nicméně využívá asynchronních služeb operačního systému. Toto řešení umožňuje radikálně zvýšit propustnost systému při dostatku operační paměti (kam jsou data před vlastním zápisem cachována).



Obr.1 Blokové schéma modulárního designu

4. Zpracování dat

Zpracování dat lze rozdělit do dvou částí. Jsou jimi část předzpracování a postprocessingu, které pracují synchronně a část vlastního zpracování signálů, jež může pracovat asynchronně.

Předzpracování signálu

Vzhledem k práci v reálném čase, nelze provádět výpočetně příliš náročné operace. V současnosti modul předzpracování EKG odstraňuje stejnosměrnou složku signálu pomocí odečítání klouzavého průměru z okna o nastavitelné délce (standardně 2s). Volitelně je možné zapnout filtraci FIR filtrem typu notch pro odstranění rušení síťovým brumem na 50Hz či 60Hz.

Jistou formou preprocessingu je i přepočítání referenční elektrody. Vzhledem k častému využití je tato funkce rovnou součástí vlastního frameworku. V současnosti lze vybrat jednu určitou referenční elektrodu, nebo jako referenční elektroda slouží průměrný signál všech.

Zpracování signálů

Implementovaný modul EKG segmentace umožňuje základní segmentaci a výběr úseků EKG signálu podle manuálně vybraného svodu který nejlépe reprezentuje fázi srdečního rytmu. Segmentace probíhá periodicky vždy v bloku, jehož délku je možné nastavit. Standardní délka je nastavena na 2s, za standardních lze předpokládat, že by takto dlouhý úsek neobsahoval celý srdeční cyklus. V případě arytmií nebo výrazné bradykardie je možné nastavit delší úsek, ovšem za cenu vyšší výpočetní náročnosti při prohledávání většího objemu dat.

Zobrazovat je možné jak okamžité aktuální rozložení elektrického potenciálu, tak periodicky zobrazovat pouze mapu z určité konkrétní fáze srdečního cyklu. Například rozložení potenciálu v maximu QRS komplexu, rozložení potenciálu T vlny apod. Dále je možné zobrazovat integrální mapy z vybraného úseku srdečního cyklu, které jsou periodicky obnovovány. Počáteční a koncové body je možné zadávat formou procenta doby srdečního cyklu (např. v 50% doby mezi jednotlivými QRS komplexy) nebo procentem doby mezi jednotlivými vlnami (např. 30% doby S-T intervalu).

Postprocessing

Modul postprocesingu zajišťuje funkci srovnání jednotlivých map. Umožňuje tedy zobrazovat rozdílové (departure) mapy. V nejjednodušším případě, je modulu zadán v textové formě vektor (seznam numerických hodnot) oddělený středníky. Tento vektor je následně od výsledného signálu odečítán před vlastním vykreslováním map. Referenční vektor může být získán například z offline prohlížeče EDF souborů, nebo může být zachycen online při snímání signálu.

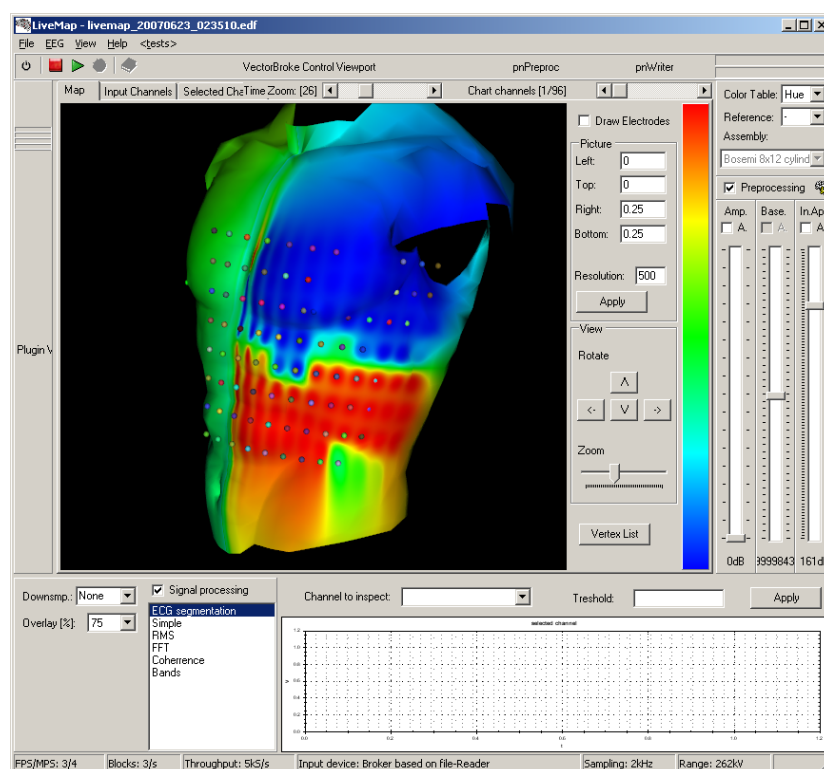
5. Vizualizace dat

Vizualizační modul umožňuje zobrazovat interpolované mapy a případně je formou texturizace nanášet na předdefinované geometrické útvary (válec, koule, plocha) nebo na realistické modely definované v externích souborech.

V současné době je interpolace prováděna dvourozměrně, nejsou tedy brány v úvahu nehomogenity vodivosti hrudníku a podobně. Modely nebo tělesa, na něž je výsledná mapa nanášena je možné transformovat pomocí zadané afinní transformace definované maticí 4x4. Systém umožňuje pracovat s modely formátu directx (.x). Do tohoto formátu lze převést modely (pocházející například z automatické segmentace nebo jiné unifikované modely) v podstatě libovolného jiného formátu pomocí volně dostupných konvertorů.

Mapování probíhá ve třech fázích. Nejprve je provedena transformace souřadnic jednotlivých elektrod (které jsou standardně zadány ve 3D) do 2D plochy. Tuto transformaci je možné provést projekcí, nebo převodem do polárních či cylindrických souřadnic.

V zadaných mezích je potom pomocí Shepardovy transformace provedena 2D interpolace (vzdálenosti jsou počítány podle transformace provedené v předešlém kroku) a jednotlivé hodnoty jsou reprezentovány barvou podle vybrané předgenerované barevné škály. Následně je vygenerovaná textura nanesena na vybraný 3D model, je možné zvolit nanesení planární, cylindrické nebo sférické. Celá scéna



Obr.2 Hlavní okno aplikace s embedovanými moduly

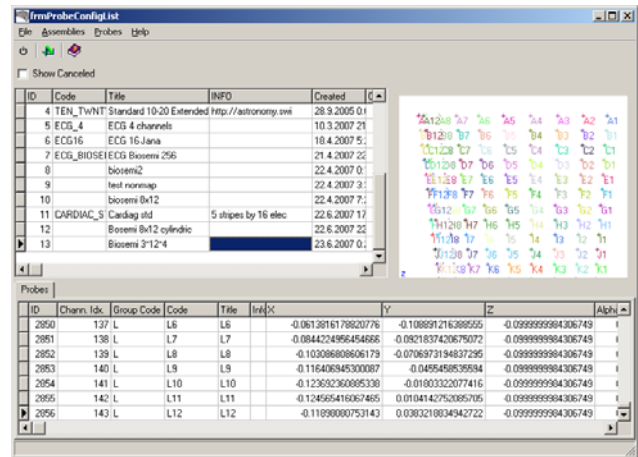
je následně vyrendrována pomocí grafického rozhraní DirectX.

Zobrazování a především výpočet interpolace je relativně výpočetně náročná úloha, kterou však není nutné provádět s vysokou prioritou (je menší problém pokud není jeden snímek vykreslen, než když dojde k přetečení bufferů vstupních modulů a některá data jsou ztracena). Z tohoto důvodu je vlastní vykreslování řízeno asynchronně a zvláště interpolace je spouštěna

ve vlastních threadech s nízkou prioritou. Shepardova transformace je relativně snadno vektorizovatelná úloha, takže vlastní interpolace může v multiprocessorovém (vícejádrovém) systému probíhat paralelně.

6. Ostatní pomocné moduly

Zpracování i vizualizace obsahuje rozsáhlé možnosti konfigurace, které ovšem mohou mít silný dopad na výpočetní náročnost a propustnost systému. Z tohoto důvodu byl implementován modul reálného multiprocessorového monitorování vytížení jednotlivých jader CPU, který umožňuje sledovat vytížení jednotlivých procesorů. Vytížení bývá obvykle plná, protože pokud dojde ke snížení zátěže procesoru je zvýšena rychlost generování map (kterážto je prováděna se sníženou prioritou a vyplňuje zbývající čas procesoru).



Obr.3 Správa sestav elektrod

Dalším pomocným module je indikátor amplitudy jednotlivých svodů, který umožňuje snadno monitorovat snímané signály a rychle odhalit například elektrody se špatným kontaktem.

7. Závěr

Představený software využívá v maximální míře nových vlastností výpočetní techniky, ať multithreadovým zpracováním dat, nebo využitím akceleračních schopností grafického subsystému, aby zpřístupnil v vlastnosti, které jsou jinak v reálném čase těžko realizovatelné. Velkou výhodou je modularita systému, která umožňuje každému libovolně systém rozšiřovat a do jisté míry i modifikovat. Systém je vyvíjen formou open-source pod licencí GNU a zdrojové kódy je možné získat na adrese <http://sourceforge.net/projects/livemap/>.

8. Použitá literatura

- [1] Sachse F.: Computational Cardiology: Modeling of Anatomy, Electrophysiology, and Mechanics, Springer; 1 edition (2004), ISBN-13: 978-3540219071
- [2] Kajčů V., Petránek S.: Neurologie a neurochirurgie - Supplementum - Počítačová elektroencefalografie Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 1995.
- [3] Dobkin D.: Computational geometry and computer graphics Proceedings of the IEEE 80(9), 1992 1400-1411

9. Poděkování

Tento projekt byl podpořen výzkumným záměrem MSM6840770012, TÚ B1.5 Modelování vlivu biologické zpětné vazby na vybrané fyziologické parametry člověka.

POUŽITÍ PROSTŘEDÍ MATLAB-SIMULINK PRO MĚŘENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO TEPU

T. Funda, K. Hána

ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Společné pracoviště ČVUT FBMI
a 1. LF UK, Praha 2 - Albertov
funda@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Proměnlivost srdeční tepové frekvence (Heart Rate Variability - HRV) je jedním z důležitých parametrů správné funkce autonomního nervového systému. Tepová frekvence srdce se dynamicky mění např. se změnou teploty okolí, fyzické a psychické zátěži, zvýšené potřebě kyslíku, při aplikaci léků a mnoho dalších. Tento regulační systém ovlivňuje i mnoho chorob. Autonomní nervový systém řídí odpověď na řadu zevních a vnitřních podnětů a zajišťuje tak integritu a správnou funkci organismu. Pro analýzu HRV bylo použito prostředí Matlab. Prostředí Matlab bylo použito pro snadnou modifikovatelnost aplikací a algoritmů. Byla vytvořena snadno ovladatelná a modifikovatelná aplikace s přehledným grafickým uživatelským prostředím. Aplikace obsahuje sadu algoritmů pro výpočet statistických údajů, analýzu HRV v časové i frekvenční rovině, včetně výpočtů pomocí nelineárních algoritmů. V algoritmech byl použit toolbox „Signal Processing Toolbox“. Systém byl použit k analýze dat z měření pacientů měřených v postulografické laboratoři na neurologickém oddělení fakultní nemocnice Motol.

1. Úvod

Proměnlivost srdeční tepové frekvence (HRV) je jedním z důležitých parametrů správné funkce autonomního nervového systému. Autonomní nervový systém řídí odpověď na řadu zevních a vnitřních podnětů, a zajišťuje tak integritu organismu.

V práci bylo k analýze HRV použito prostředí Matlab, které umožňuje velmi rychlou implementaci algoritmů a obsahuje mnoho funkcí a toolboxů pro matematické výpočty a pro grafické zobrazení výsledků těchto výpočtů a dalších algoritmů.

2. Srdeční variabilita

Variabilita srdečního rytmu (HRV – Heart Rate Variability) je jednak změna dob trvání po sobě jdoucích srdečních cyklů, neboli RR intervalů:

$$RR = R_{i+1} - R_i \quad [\text{ms}; \text{ms}, \text{ms}], \quad (1)$$

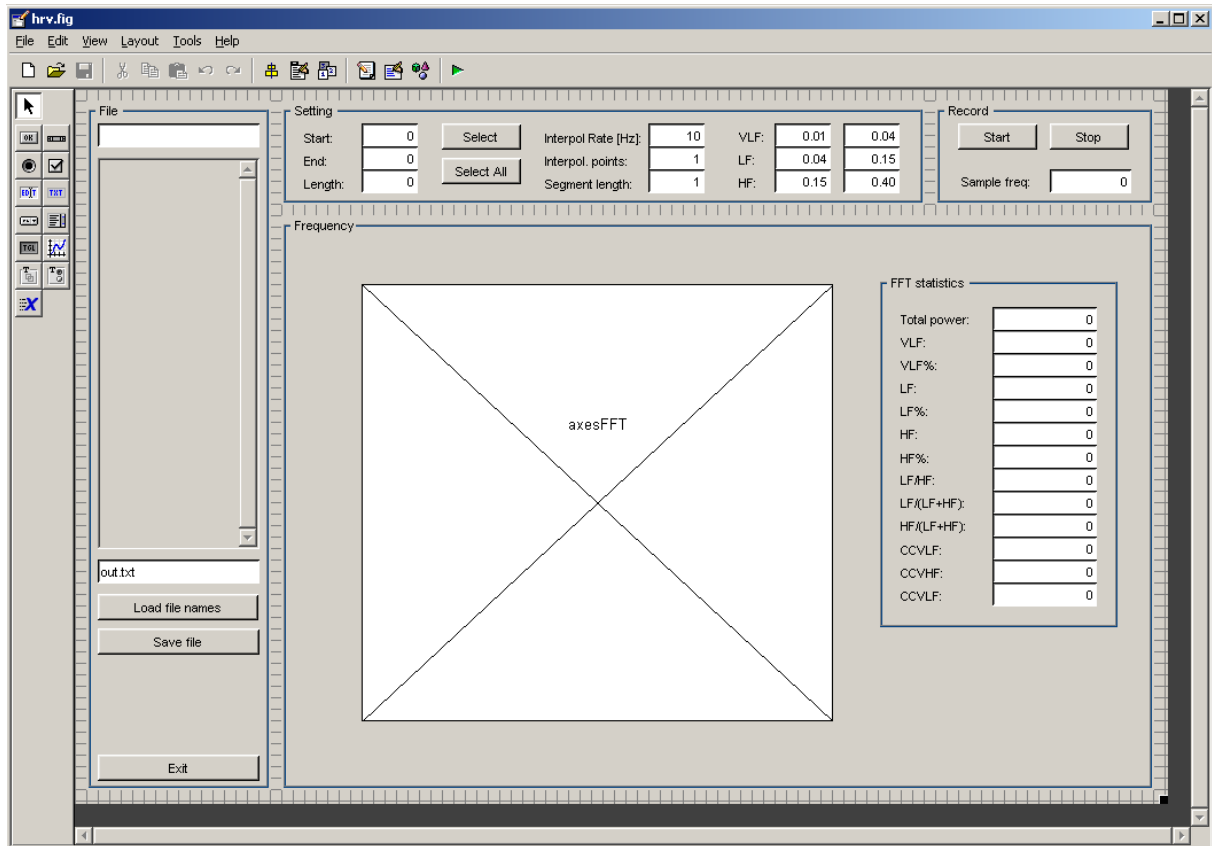
a také hodnot okamžité srdeční frekvence:

$$HR = 60.1000 \cdot \frac{1}{RR_i} \quad [1/\text{min}; -, \text{ms}], \quad (2)$$

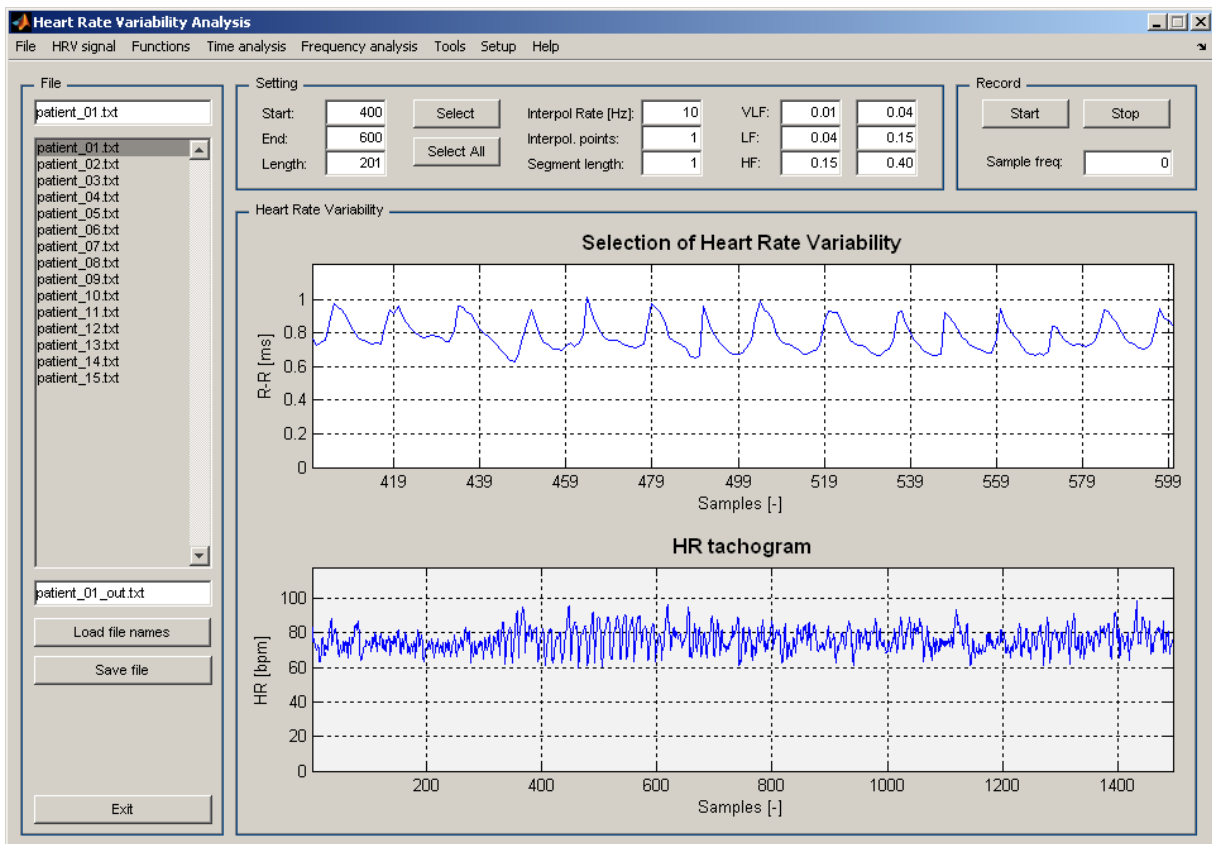
kteřý reprezentuje stav autonomního nervového systému řídicího srdeční činnost.

3. Návrh aplikace v prostředí Matlab

V prostředí Matlab byla s pomocí vizuálního návrhového systému vytvořena aplikace s přehledným grafickým uživatelským prostředím (Obr. 1). K aplikaci bylo vytvořeno přehledné menu obsahující jednotlivé funkce. Jednotlivé grafické prvky aplikace byli přehledně seskupeny do panelů (Obr. 2). Panely byli vytvořeny v několika vrstvách. Pomocí přepínání zobrazení a skrývání jednotlivých panelů je za běhu aplikace možné modifikovat vzhled aplikace. Takto lze zobrazovat vždy jen zvolené výsledky výpočtů a analýz.



Obr. 1 Návrh GUI pro aplikaci pro analýzu HRV v prostředí Matlab



Obr. 2 Okno spuštěné aplikace

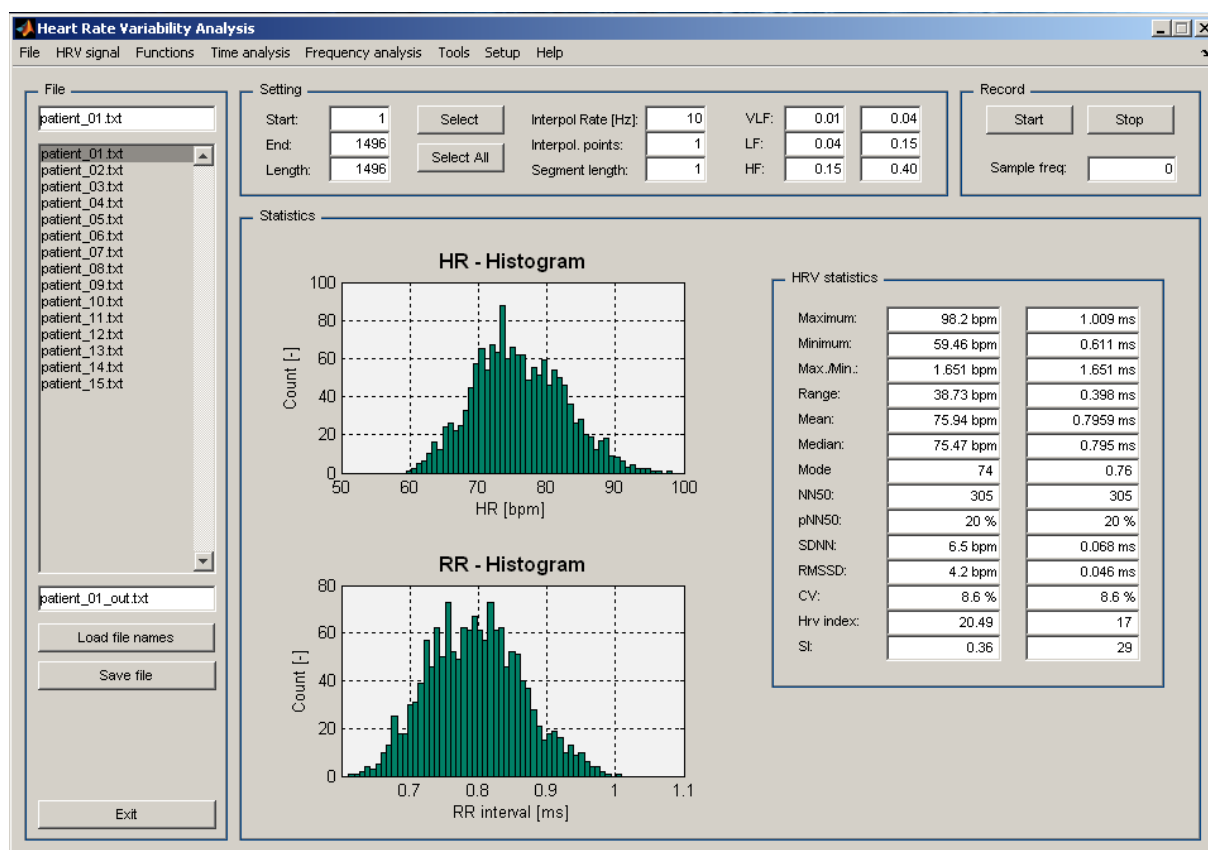
Jednotlivé panely obsahují jednak prvky pro nastavení aplikace a parametrů pro jednotlivé výpočty a algoritmy a jednak grafické prvky pro zobrazení výsledků jednotlivých výpočtů ve formě textů a přehledných grafů (Obr. 2 a 3).

Na rozdíl od grafického uživatelského rozhraní, které je navrženo a vytvořeno před spuštěním aplikace, umožňuje systém Matlab modifikaci aplikace za běhu. Lze tedy možné měnit algoritmy, aniž by se musela aplikace nejdříve ukončit a poté znova spustit. Stejně tak lze za běhu aplikace měnit všechny použité soubory Matlabu m-files. To umožňuje velmi rychle ladit vyvíjené algoritmy.

4. Analýza HRV

Aplikace umožňuje načítání textových souborů s naměřenými HRV signály. HRV signál lze také nasnímat z měřicího modulu pomocí sériového portu. Aplikace umožňuje ze signálu vybrat část, kterou lze dále analyzovat a provádět na ni další úpravy. Tuto část signálu pak lze zpětně uložit do textového souboru. Aplikace umožňuje přehledné nastavení parametrů pro jednotlivé výpočty a algoritmy.

V systému byli implementovány základní algoritmy pro analýzu HRV v časové a frekvenční rovině a také algoritmy nelineární analýzy^[1, 2, 3]. Výsledky jsou zobrazovány do přehledných tabulek a grafů. Aplikace umožňuje export výsledků těchto výpočtů do souborů. Příklad výstupu statistické analýzy časové řady RR intervalů je na obrázku 3.



Obr. 3 Statistická analýza HRV

Aplikace používá pracovní prostor prostředí Matlab (workspace) k ukládání HRV signálu určeného ke zpracování, aplikací zpracovaný HRV signál a dalších parametrů. To umožňuje další zpracování v Matlabu mimo aplikaci a opětovné použití takto upraveného signálu pro další analýzu pomocí algoritmů implementovaných v aplikaci.

5. Závěr

V práci byl implementován snadno ovladatelný a modifikovatelný systém v prostředí Matlab sloužící pro měření a analýzu HRV. Vytvořená aplikace obsahuje přehledné grafické uživatelské prostředí. Aplikace obsahuje sadu algoritmů pro výpočet statistických údajů, analýzu HRV v časové i frekvenční rovině a výpočty pomocí nelineárních algoritmů. Aplikace umožňuje nastavování jednotlivých parametrů výpočtů. Výsledky výpočtů a jednotlivých algoritmů jsou zobrazovány ve formě číselných údajů a tabulek a pomocí přehledných grafů. Aplikace byla vytvořena za pomoci základní sady instrukcí Matlabu a s pomocí toolboxu „Signal Processing Toolbox“.

Navržený systém je používán k analýze signálů HRV ve spolupráci s MUDr. Tomášem Nedělkou. Aplikace slouží k analýze dat z měření pacientů měřených v postulografické laboratoři na neurologickém oddělení fakultní nemocnice Motol. Další použití navrženého systému je ve vytváření modifikací stávajících algoritmů a především vytváření, implementaci a odladování algoritmů nových.

6. Použitá literatura

- [1] Heart rate variability - Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix). *European Heart Journal*, Vol. 17, March 1996, pp. 354–381.
- [2] Piskorski1, J., Guzik, P.: Filtering Poincaré plots. *Computational methods in science and technology*, Vol. 11 (2005), pp. 39–48.
- [3] Bayevsky, R.M. - Ivanov, G.G. - Chireykin, L.V. - Gavrilushkin, A.P. - Dovgalevsky, P.Ya. - Kukushkin, U.A. - Mironova, T.F. - Priluzkiy, D.A. - Semenov, U.N. - Fedorov, V.F. - Fleishmann, A.N. - Medvedev. M.M.: HRV Analysis under the usage of different electrocardiography systems (Methodical recommendations). These methodical recommendations are prepared according to the order of the Committee of Clinic Diagnostic Apparatus and the Committee of New Medical Techniques of Ministry of Health of Russia (protocol №4 from the 11-th of April, 2002) Moskva, 2002.

7. Poděkování

Tato práce byla podporována grantem MŠMT MSM 6840770012 "Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II".

KVANTIFIKACE VLIVU SYMPATICKÉHO A PARASYMPATICKÉHO AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU

J. Holčík, P. Kozelek

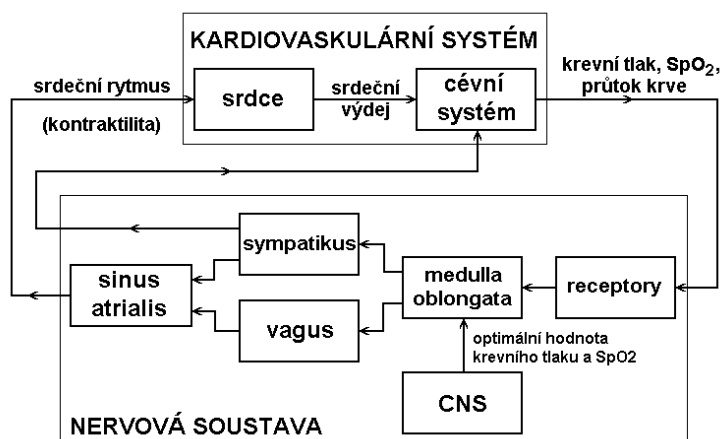
Katedra biomedicínské informatiky
 ČVUT v Praze - FBMI, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno
holcik@fbmi.cvut.cz

Abstrakt:

Příspěvek se zabývá postupem ocenění úrovně vlivu sympatické a parasympatické větve autonomního nervového systému na řízení činnosti kardiovaskulárního systému. Navrhované postupy jsou založeny na matematických modelech popisujících vzájemnou závislost procesů ovlivňujících dobu trvání srdečních cyklů (intervaly RR) a dobu trvání elektrické excitace srdečních komor (intervaly QT). Na rozdíl od heuristických postupů zveřejňovaných v odborné literatuře je navrhovaný postup založen na reálných procesech probíhajících na srdci.

1. Úvod

Ocenění podílu každé z větví autonomního nervového systému na řízení dílčích systémů lidského organismu se stává důležitým faktorem pro hodnocení činnosti jak řídicí autonomní nervové soustavy, tak řízeného systému. Jedním ze základních systémů, na jehož řízení má autonomní nervová soustava zásadní vliv, je systém kardiovaskulární.



Obr.1 Zjednodušení schéma řízení kardiovaskulární soustavy

vlastnosti spektrálních vrcholů v pásmech kolem 0,1 Hz (pásmo baroreflexu) a 0,20 – 0,35 Hz (pásmo respirace) – např. [6] nebo [3].

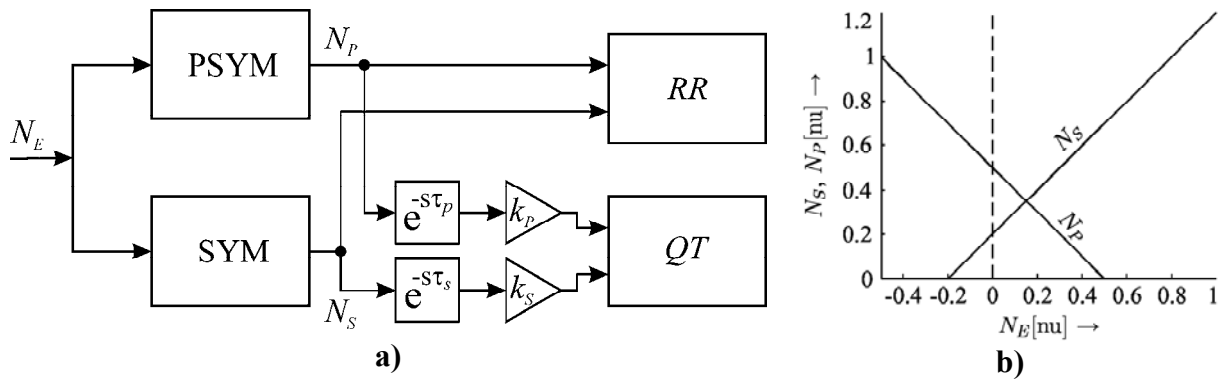
Metodami kvantifikace vlivu jednotlivých větví na činnost srdce a cév se zabývají např. [1], [2], [3], [4] příp. i [5].

Publikované metody vycházejí takřka bez rozdílu z heuristického oceňování tvaru a vlastností frekvenčních spekter variability srdečního rytmu, resp. krevního tlaku a jejich změn za různých podmínek vyšetření (klid, ortostatický test, apod.) Pro kvantifikaci sympatovagálního vlivu se uplatňují zejména

2. Matematický model vzájemného vztahu intervalů RR a QT v signálu EKG

K popisu některých nestandardních experimentálně zjištěných inverzních dynamických vazeb mezi intervaly RR a QT v signálu EKG koní bylo vyvinuto několik odlišných verzí matematických modelů závislostí výše uvedených veličin. Přesto, že řídicí vazba kardiovaskulárního a nervového systému je z principu zpětnovazební, využívaly vytvořené modely pouze dopřednou vazbu mezi hypotetickým budícím signálem tvořeným v prodloužené míše a výslednými projevy v posloupnostech intervalů RR a QT [7].

Základní struktura modelu je zobrazena na obr. 2. Řetězec zpracování obsahuje nelineární bloky SYM, resp PSYM, které představují reakci každé z obou větví autonomního nervového systému na budící signál, dále bloky zpoždění a zesílení. Protože se analýza týkala



Obr.2 a) Základní schéma modelu závislosti mezi intervaly RR a QT; b) nelinearity představující charakter reakce sympatického a parasympatického systému na budící signál

vzájemného vztahu mezi variabilitami obou intervalů, bylo možné začlenit bloky zpoždění a zesílení pouze do jedné z obou větví autonomního nervového systému. Budící signál byl představován signálem ve tvaru harmonického impulzu s nenulovou střední hodnotou definovaného vztahem

$$N_E = \begin{cases} A \cdot \left[\sin\left(\frac{2\pi}{T}(t - t_1) - \frac{\pi}{2}\right) + 1 \right], & \text{if } t_1 \leq t \leq t_1 + T \\ 0, & \text{jinak.} \end{cases} \quad (1)$$

a hodnoty intervalů RR, resp. QT jsou pak dány aditivními vztahy

$$RR(t) = RR_{\text{sau}} - k_{sR}N_s(t) + k_{pR}N_p(t) \quad (2)$$

a

$$QT(t) = QT_k - k_{sQ}N_s(t - \tau_{sQ}) + k_{pQ}N_p(t - \tau_{pQ}) \quad (3)$$

kde RR_{sau} je doba základní periody činnosti sinového uzlu, N_s a N_p představují okamžitou úroveň sympatické a vagální aktivity, QT_k je základní délka QT intervalu při nervové ventrikulární blokádě, k_{sR} , k_{pR} , k_{sQ} a k_{pQ} jsou multiplikační parametry nervových větví a konečně τ_{sQ} a τ_{pQ} jsou zpoždění vedení vzruchu v sympatické a vagální větvi na srdečních komorách vůči sinovému uzlu.

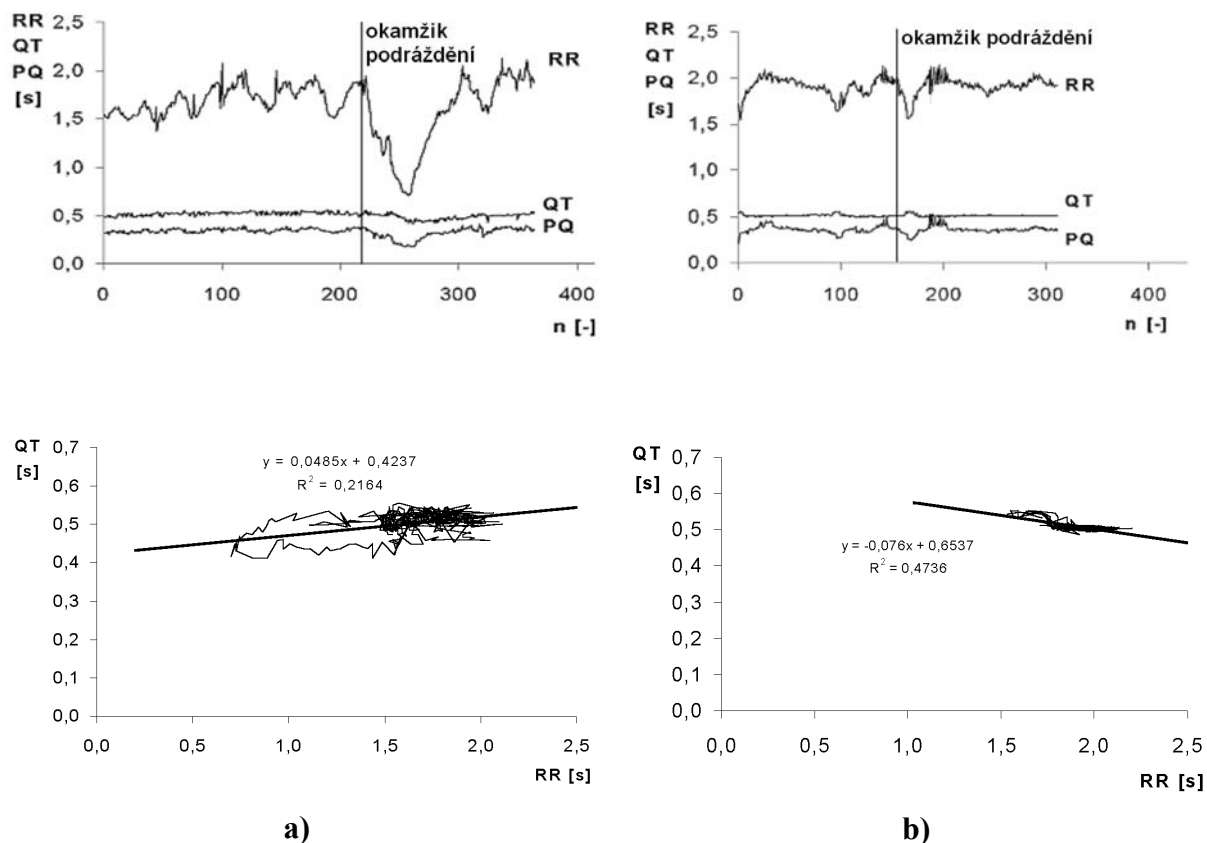
Další verze modelů se lišily od původní začleněním setrvačných členů do sympatické a vagální větve ovlivňující hodnoty intervalů QT, resp. do všech dílčích větví.

3. Experimenty

Experimentální reálná data byla určena ze signálu EKG snímaného z koní. V první 5 minutové fázi experimentu při klidném stání, v druhé stejně dlouhé fázi jako odezva po podráždění slabým elektrickým impulsem aplikovaným v zádové oblasti.

Dvě rozdílné odezvy neurokardiovaskulárního systému koní jsou zobrazeny na obr.3. Na obr.3a je standardní typ přímo úměrného vztahu mezi intervaly RR a QT. Naopak, obr.3b ilustruje inverzní vztah mezi oběma průběhy, při zrychlení srdečního rytmu, tedy zkracování intervalů RR se intervaly QT prodlužovaly..

Minimalizací odchylky mezi experimentálními daty a průběhy získanými simulačními výpočty byly nastaveny parametry modelu, které odpovídají danému stavu koně i podmínkám experimentu.



Obr.3 Zobrazení experimentálních průběhů intervalů RR a QT (resp. PQ) - nahoře časová závislost, dole zobrazení ve stavové rovině - a) standardní průběh odezvy; b) inverzní závislost

4. Výsledky

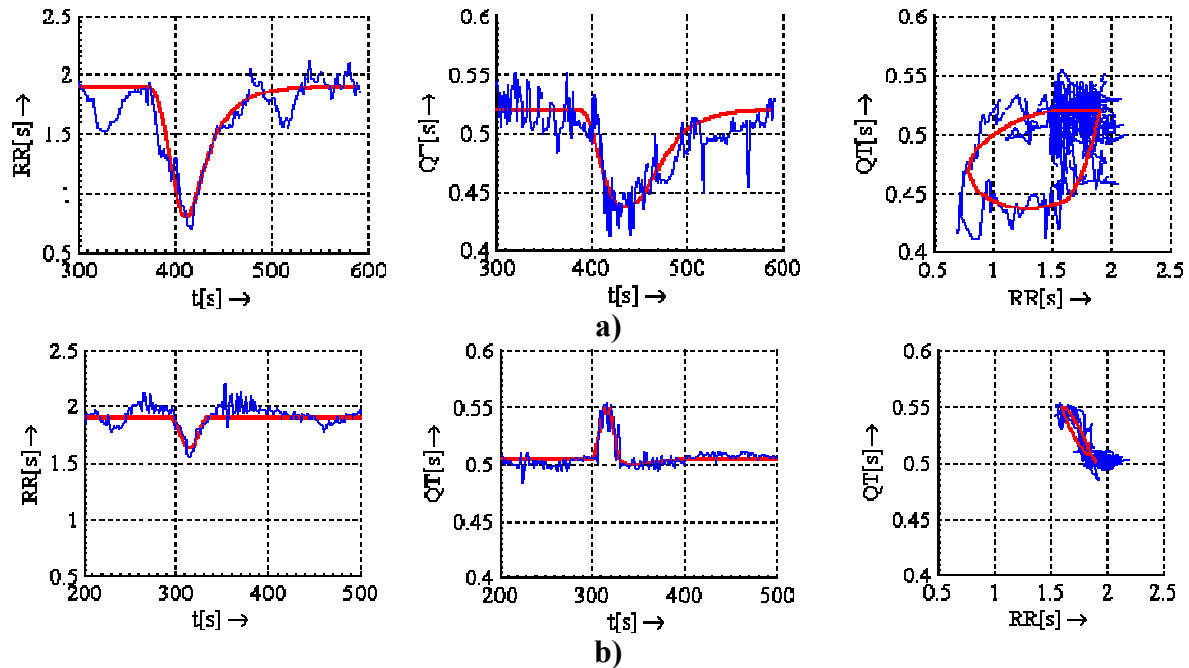
Identifikace parametrů modelu pro jednotlivé experimentální případy ukázala, že nejstabilnější vazba mezi hodnotami parametrů modelů a vztahem mezi intervaly RR a QT je reprezentována hodnotami relativního zesílení v sympatické a vagální větvi řídicí hodnoty intervalů QT. V případě standardní vazby byly hodnoty zesílení k_{sympQT} ve větvi sympatického řízení větší než hodnota zesílení k_{psympQT} ve větvi vagální. V případě inverzního vztahu byly i hodnoty zesílení opačné. Příklady výsledků jsou uvedeny na obr.4.

5. Zhodnocení

Vytvořené matematické modely poskytly prostředek, kterým lze stanovit parametry sympatické a parasympatické větve autonomního nervového systému při řízení elektrické aktivity srdce (sinového uzlu a doby trvání elektrické excitace srdečních komor), přičemž nejstabilnější vztah mezi různými typy odezvy reprezentují hodnoty zisku v sympatické a parasympatické větvi. Tato skutečnost nabízí využít vyvinutého postupu též k ocenění vzájemného vztahu mezi působením obou větví autonomního nervového systému.

6. Použitá literatura

- [1] Clinical Guide to Cardiac Autonomic Tests. Ed. M. Malik, Dordrecht, Kluwe Acad. Publ. 1998.
- [2] Aubert, A.E. Ramaekers D. Neurocardiology: the Benefits of irregularity. The Basics of Methodology, physiology and Current Clinical Applications. Acta Cardiol. roč.54., 1999, č.3, s.107-120.



Obr.4. Průběhy intervalů RR a QT v časové i stavové oblasti – a) přímý vztah s parametry $k_{SYMOT}= 5,1$, $k_{PSYMOT}= 4,6$; b) inverzní vztah s parametry $k_{SYMOT}= 3,8$, $k_{PSYMOT}= 4,2$

- [3] Ramaekers D. et al Cardiovascular Autonomic Function in Conscious Rats: A Novel Approach to Facilitate Stationary Conditions. Ann. Noninvasive Electrocardiol., roč.7, 2002, č. 4, s. 307-518.
- [4] ten Voorde, B.J. Modeling the Baroreflex: A System Analysis Approach. Enschede, CopyPrint 2000.
- [5] Computer Analysis of Cardiovascular Signals. Eds. M. Di Rienzo et al. Amsterdam, IOS Press 1995.
- [6] Malliani A. Physiological Interpretation of Spectral Components of Heart Rate Variability. In [1], s.177-193.
- [7] Holčík J. Kozelek P. et al Open-Loop Model of Equine Heart Control. IFMBE Proc. 13th NBC '05, Umea, June 2005, s. 297–8.

7. Poděkování

Výzkumná práce byla podporována finančními prostředky výzkumného záměru MŠMT č. MSM6840770012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II“.

POROVNÁNÍ DVOU METOD IDENTIFIKACE KOMPLEXNÍCH FRAKCIONOVANÝCH SÍŇOVÝCH ELEKTROGRAMŮ JAKO VODÍTKA PRO KATETRIZAČNÍ ABLACI SUBSTRÁTU FIBRILACE SÍNÍ

V. Křemen*, R. Čihák**, J. Kautzner**, L. Lhotská*, D. Wichterle**

* Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické, Praha

** Klinika kardiologie, Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

VaclavKremen@seznam.cz

Abstrakt:

Úvod: *Komplexní frakcionované síňové elektrogramy (KFSE) reprezentují elektrofyziologický substrát fibrilace síní (FiS). Vývoj algoritmů zpracování signálu pro identifikaci KFSE je důležitý pro rozvoj ablačních strategií perzistující nebo chronické FiS.*

Metody: *Porovnávali jsme dvě metody popisu síňových elektrogramů s různými stupni frakcionace. První metoda (M-1) stanovovala index frakcionace jako průměrný interval mezi diskrétními vrcholy elektrogramů způsobem, který byl dříve implementován v komerčně dostupném elektroanatomickém mapovacím systému a který je založen na třech předdefinovaných kritériích: napěťová (peak-to-peak) senzitivita, šířka signálu a refrakterní interval. Druhá metoda (M-2) hledala frakcionované segmenty jednotlivých elektrogramů, definované amplitudou, délkou segmentu a minimální vzdáleností mezi segmenty. Porovnání obou metod bylo provedeno s využitím reprezentativní sady 1,5-sekundových elektrogramů ($n = 113$) ohodnocených expertem do čtyř kategorií: 1 – organizovaná aktivita, 2 – mírný, 3 – střední, 4 – vysoký stupeň frakcionace.*

Výsledky: *Vstupní parametry obou metod byly plně optimalizovány pro použitou sadu signálů. Korelační koeficienty mezi kategoriemi elektrogramů a indexy frakcionace byly $-0,72$ pro metodu M-1 a $0,84$ pro metodu M-2. Tento rozdíl byl statisticky signifikantní ($p = 0.02$).*

Závěr: *Index frakcionace získaný metodou M-2 koresponduje signifikantně lépe s kategoriemi elektrogramů než index frakcionace hodnocený referenční metodou M-1. Nová metoda klasifikace elektrogramů může být snadno implementována do stávajících mapovacích systémů a napomoci k navigaci ablaci substrátu FiS v reálném čase.*

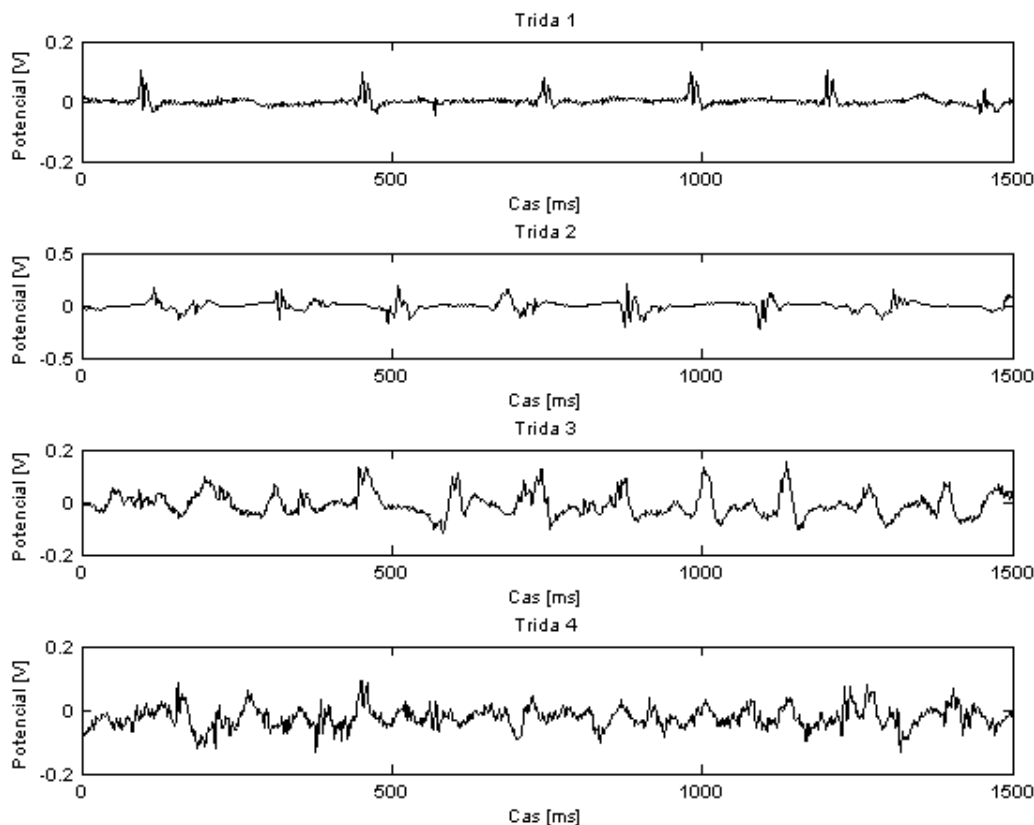
1. Úvod

Fibrilace síní (FiS) je nejběžnější a klinicky signifikantní srdeční arytmií, která je charakterizovaná velmi rychlou a nekoordinovanou aktivitou síní s nepravidelnou odpovědí komor [1]. Kromě farmakologické léčby a elektrické kardioverze je v posledních letech k dispozici nefarmakologická léčba FiS, která spočívá v radiofrekvenční ablacii těch oblastí síňového myokardu, které jsou zodpovědné za spouštění nebo udržování arytmií [2]. Zatímco u paroxysmální formy FiS je katetrizační léčba empiricky zaměřena na antra plicních žil s cílem jejich izolace, v případě perzistující nebo chronické fibrilace síní je substrát arytmií disperzně distribuovaný do nekonstantních lokalit v levé i pravé síni.

Během FiS se v síních šíří více depolarizačních vlnoploch, které jsou odděleny anatomickými a funkčními bariérami šíření vzruchu [3], které se při endokardiálním mapování elektrofyziologicky manifestují jako hierarchická distribuce dominantní frekvence FiS [4] nebo jako komplexní frakcionované síňové elektrogramy (KFSE) [5]. Analýza lokální dominantní frekvence FiS, která slouží k vyhledávání tzv. mateřských rotorů nebo perpetuátorů FiS, je však zatížena řadou metodických úskalí spektrální analýzy [6]. Proto je v poslední době softwarová podpora elektroanatomických mapovacích systémů orientována na objektivní popis a prostorové znázornění distribuce KFSE.

2. Metody

Reprezentativní sada síňových elektrogramů o délce 1500 ms ($n = 113$) zahrnující plynulou škálu od vysoce organizovaných až po maximálně frakcionované signály byla exportována ze záznamů získaných při endokardiálním mapování FiS a vzorkovaných 977 Hz (CardioLab 7000, Prucka Inc.) Signály byly podle stupně frakcionace klasifikovány expertem do 4 tříd: 1 – organizovaná aktivita síní ($n = 24$); 2 – nízký ($n = 40$); střední ($n = 36$) a 4 – vysoký stupeň frakcionace ($n = 13$). Zástupci elektrogramů všech tříd jsou uvedeny na obr. 1.



Obr. 4 Ukázka stupňů frakcionace – čtyři třídy frakcionovaných síňových elektrogramů a jejich zástupci. 1 – organizovaná aktivita síní; 2 – nízký; střední; 4 – vysoký stupeň frakcionace.

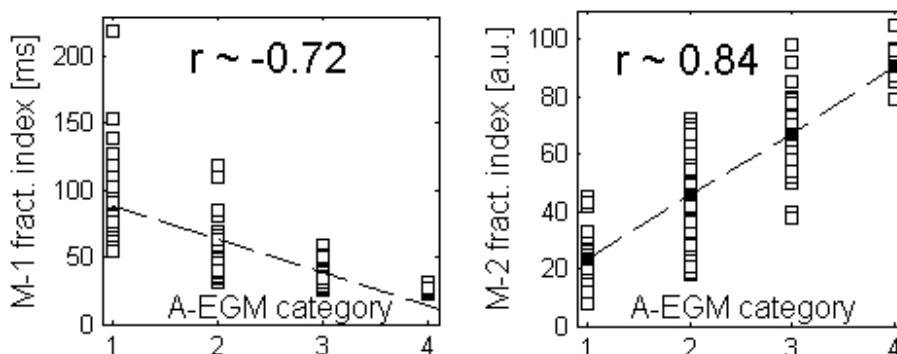
Stupeň frakcionace elektrogramů byl kvantifikován dvěma metodami (M-1 a M-2). Referenční metoda M-1 byla založena na algoritmu dříve implementovaném v komerčně dostupném elektroanatomickém mapovacím systému [7]. Metoda M-1 stanovovala index frakcionace jako průměrný interval mezi diskretními vrcholy elektrogramů, které byly detekovány na základě následujících kritérií: napěťová (peak-to-peak) senzitivita, šířka signálu a refrakterní interval. Vstupní kritéria byla optimalizována metodou úplného prohledávání pro danou sadu signálů s cílem dosáhnout nejvyšší hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi indexem frakcionace a expertně hodnocenými třídami elektrogramů (senzitivita 0,02 mV; šířka signálu 8 ms; refrakterní interval 14 ms).

V metodě M-2 byly elektrogramy filtrovány vlnkovou transformací [9] s použitím vlnky Coiflet 4. řádu a dekompozicí na 5 úrovních s prahováním 0,02; 0,04; 0,008; 0,008 a 0,008 mV [10]. Následně byly identifikovány jednotlivé segmenty elektrogramů s lokální elektrickou aktivitou definované minimální amplitudou (A_{\min}), minimální délkou segmentu (D_{seg}). Jako segment byla určena ta část elektrogramu, kde absolutní hodnota amplitudy převýšila

A_{\min} a trvala minimálně D_{seg} . Index frakcionace byl vyjádřen jako celkový počet inflexních bodů ve všech zájmových segmentech daného signálu. Vstupní parametry metody M-2 byly optimalizovány ($A_{\min} = 0,005$ mV; $D_{\text{seg}} = 10$ ms) stejným způsobem jako v případě metody M-1.

3. Výsledky

Korelační koeficienty mezi kategoriemi elektrogramů a indexy frakcionace byly $-0,72$ pro metodu M-1 a $0,84$ pro metodu M-2 (Obr. 2). Tento rozdíl byl statisticky signifikantní ($p = 0,02$).



Obr. 5 Porovnání indexů frakcionace metody M-1 (vlevo) a metody M-2 (vpravo). r - Pearsonův korelační koeficient mezi indexem frakcionace a expertně hodnocenými třídami elektrogramů.

4. Diskuse

Provedli jsme přímé srovnání dvou metod popisu síňových elektrogramů při fibrilaci síní a prokázali jsme, že index frakcionace poskytovaný nově navrhovanou metodou M-2 koresponduje signifikantně lépe s expertně hodnocenými kategoriemi elektrogramů než index frakcionace hodnocený referenční metodou M-1.

Metoda M-1 je jediným doposud známým přístupem k hodnocení frakcionace elektrogramů. Její přesný algoritmus navíc nebyl publikován v plném rozsahu, nýbrž jen ve firemních uživatelských materiálech [7] a pro potřeby naší srovnávací studie byl pouze aproximován. Zatímco metoda M-1 je orientovaná na hledání jednotlivých síňových komplexů a má proto blízko k metodám hodnocení dominantní frekvence fibrilace síní, nově navržená metoda M-2 primárně eliminuje segmenty elektrogramu, ve kterých zjevně nedochází k žádné lokální elektrické aktivitě a teprve poté univerzálním způsobem popisuje frakcionaci ve zbývajících zájmových segmentech.

Reprezentativní sada síňových elektrogramů byla sestavena ze signálů v kvalitě, která není leckdy dosahována při mapování fibrilace síní v reálné praxi. Metoda M-2 je však navržena dostatečně robustně tak, aby efektivně pracovala i při zpracování elektrogramů s nižším odstupem užitečného signálu a šumu.

Expertní kategorizace signálů podle stupně frakcionace byla provedena do pouhých čtyř tříd. To může být limitem testování implementovaných metod, které pracují s kontinuálním ukazatelem stupně frakcionace. Vyšší počet kategorií by ale přesahoval rámec možností diskriminace elektrogramů při vizuálním hodnocení. Další upřesnění je možné patrně jen klasifikací daného souboru elektrogramů více experty při zachování stejného počtu tříd.

Naopak, jistým limitem obou metod je i fakt, že pracují pouze v jedné dimenzi příznakového prostoru. Variantou vylepšení metody může být tedy extrakce a selekce více příznaků ze signálu a vytvoření indexu frakcionace z vícedimenzionálního prostoru příznaků např. metodou regresní analýzy [8]. Diskriminační síla metody M-2 by mohla být dále posílena při po-

užití sofistikovanějšího algoritmu pro hledání jednotlivých zájmových segmentů signálu např. pomocí vlnkové transformace. Ta by mohla odkrýt některé skryté atributy elektrofyziologického chování substrátu při FiS. Pro tento účel by bylo možné využít parametrů získaných při dekompozici pomocí vlnkové transformace, podobně jako při získávání příznaků při zpracování EKG [11].

Nová metoda klasifikace A-EGM nabízí alternativní definici komplexnosti síňového elektrogramu. Může být snadno implementována do stávajících mapovacích systémů a napomoci k navigaci ablace substrátu FiS v reálném čase.

5. Literatura

- [1] Fuster V, Ryden LE, Cannom DS, et al. ACC/AHA/ESC 2006 Guidelines for the management of patients with atrial fibrillation. *Circulation* 2006; 114:257-354.
- [2] Calkins H, Brugada J, Packer DL, et al. HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation: recommendations for personnel, policy, procedures and follow-up. *Heart Rhythm* 2007;4:816-61.
- [3] Houben RPM, Allessie MA. Processing of intracardiac electrograms in atrial fibrillation. Diagnosis of electropathological substrate of AF. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2006; 25: 40-51.
- [4] Sanders P, Berenfeld O, Hocini M, et al. Spectral analysis identifies sites of high-frequency activity maintaining atrial fibrillation in humans. *Circulation* 2005; 112:789-97.
- [5] Nademanee K, McKenzie J, Kosar E, et al. A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation: mapping of the electrophysiologic substrate. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43:2044-53.
- [6] Ng J, Kadish AH, Goldberger JJ. Effect of electrogram characteristics on the relationship of dominant frequency to atrial activation rate in atrial fibrillation. *Heart Rhythm* 2006; 3:1295-305.
- [7] Ensite NavX™ Navigation and Visualisation Technology (Fractionation Mapping Tool Procedure Guide, Ensite 6), pp. 2-8, St. Jude Medical, 2006.
- [8] Bishop, Ch.M. *Pattern Recognition and Machine Learning*. ISBN/ISSN:0-387-31073-8. Springer-Verlag. 2006.
- [9] Daubechies I.: *Ten lectures on Wavelets*, CBMS-NSF, SIAM, 61, Philadelphia, Pennsylvania, USA, 1992.
- [10] Mallat, S. *A Wavelet tour of Signal Processing*. 2. edition. ISBN/ISSN:0-12-466606-X. Academic Press. 1999.
- [11] Huptych, M. - Burša, M. - Lhotská, L.: *A Software Tool for ECG Signals Analysis and Body Surface Potential Mapping*. In *International Special Topics Conference on Information Technology in Biomedicine [CD-ROM]*. Piscataway: IEEE, 2006.

6. Poděkování

Práce je podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 “Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínské inženýrství II”.

**BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA
III – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA
2D BIOSIGNÁLŮ**

ULTRASOUND TRANSMISSION TOMOGRAPHY

R. Jiřík, J. Jan, I. Peterlík, D. Hemzal, A. Filipík, J. Začal, J. Roleček, R. Kolář

Department of Biomedical Engineering, FEEC, Brno University of Technology,
Brno, Czech Republic

jirik@feec.vutbr.cz

Abstract:

The paper reports on the current state of a project focused on ultrasound transmission tomography. Estimation of the spatial distribution of ultrasound attenuation coefficient using this imaging technique is described. It is a valuable diagnostic parameter for assessment of the pathological state of the imaged tissue. The aim is to use the attenuation coefficient map for correction of the available algorithms for ultrasound transmission reflectivity imaging or to use the map as a standalone image for diagnosis. The techniques are intended to be an alternative imaging modality in breast cancer diagnosis. So far, using the designed algorithms, quantitative attenuation maps can be obtained for synthetic signals and qualitative maps for real signals recorded from artificial objects.

1. Introduction

In breast cancer diagnosis, standard ultrasound B-mode examination provides useful additional diagnostic information. However, interpretation of ultrasound images is very difficult because of poor spatial resolution, low contrast and the presence of speckles. In breast-tissue imaging, ultrasound transmission tomography is an alternative with potentially higher image quality. Although it has been researched for several decades, so far it has not been developed to a clinically applicable state. In this contribution, the current state of our research in ultrasound transmission tomography is described.

Our research in this field is focused on estimation of ultrasound attenuation maps. The imaged tissue parameter, the attenuation coefficient, is closely related to the tissue type and its pathological state and, thus, it is of a high diagnostic value [2]. Furthermore, the obtained attenuation maps will be used for correction for ultrasound reflectivity imaging [3], which is a method applied to the same signals with a different imaged parameter.

The classical approach in ultrasound attenuation tomography, e.g. [4, 5, 6] has been processing of the directly transmitted focused beam wave, corresponding to the first pulse in the recorded radiofrequency signal. The problem of the attenuation-coefficient image reconstruction is then formulated as the inverse Radon transform [1]. It is usually solved using filtered backprojection [1]. The major artifacts of these methods are caused by refraction, phase cancellation (due to distorted phasefront of the received pulse or the non-normal incidence), varying sound speed and pulse detection problems.

In our setup, the emitted pulse is unfocused in the tomographic plane. Thus, the recorded signal also includes scattering and reflections from the object in the imaged plane. The main idea is to process also this scattered / reflected signal to utilize more information in the image reconstruction.

2. Data Acquisition

The processed data are acquired using an experimental ultrasound tomography system developed by a partner institution at Forschungszentrum Karlsruhe (Germany). Two-dimensional (2D) and three-dimensional (3D) systems have been used, where the imaged object, immersed in a cylindrical water tank, is surrounded by a ring of transducers (for the 2D system) or a set of transducers covering the inside surface of the tank (for the 3D system). One transducer is in the emitting mode, while all other transducers record the received radiofrequency signals. The recording is repeated until all transducers have been used as emitters.

Ultrasound is emitted as an unfocused wave. The measurement setup is described in [3] and [7] for the 2D and 3D system, respectively.

3. Attenuation Imaging

The imaging algorithm consists of the following main tasks: 1. pulse detection, 2. estimation of the cumulative attenuation coefficient along the propagation path and 3. estimation of the local attenuation-coefficient map.

So far, only the directly transmitted pulse is detected. It is located in the recorded radio-frequency signal based on the assumed constant ultrasound propagation speed (with corrections applied to take speed variations into account) and the distance from the emitting and receiving transducers. To improve the signal-to-noise ratio of the detected pulse, synthetic aperture focusing has been proposed, both on emitting and receiving [8].

To estimate the cumulative attenuation coefficient along a beam, the energy-ratio method, spectral-shift method and the method of log-spectral differences [4] have been implemented. They are based on analysis of the directly transmitted pulse and a pulse recorded with only water in the tank. The energy-ratio technique compares the pulse energies, while the spectral-shift and log-spectrum-difference methods compare the shapes of the spectra (ignoring their overall energy). To exploit both the energy and shape of the spectra, a modification of the above methods has been suggested that gave more reliable results [9].

The local-attenuation-coefficient map is the solution of the inverse Radon transform based on projections derived from the cumulative attenuation coefficients along the propagation paths. Here, the approach based on algebraic reconstruction techniques (ART) was preferred as it also allows for future incorporation of non-straight propagation paths (i.e. use of scattered and reflected signal). An overdetermined set of equations is constructed with each equation corresponding to one propagation path. The solution of the set is the estimated attenuation-coefficient map. To find the solution of the equation system, ART based on Kaczmarz iterative algorithm [1] has been tested. However, the method does not give satisfactory results for overdetermined problems. Therefore, an extended version of the Kaczmarz algorithm [10] was adopted to the ultrasound data [11]. It always converges to the optimal least-squares solution and, moreover, particular rows and columns of the matrix are processed consecutively instead of processing the entire system at once. Therefore, the size of solvable systems is not limited by the memory size of the computer.

An important part of the project is the calibration of the tomography system with respect to the characteristics and positions of the transducers. The developed methods [12] are based on processing of data measured with the tomograph tank filled only with water.

To gain a better insight into the complexity of the image reconstruction problem, a part of the project is directed to the simulation of ultrasound waves generated in the tomograph setup. Wave equations of various complexity levels have been formulated and solved using the finite element method [13].

4. Results

The methods were tested on synthetic and phantom data. The results for synthetic data gave reasonable quantitative images of attenuation coefficient, see an example on Fig. 1b. The values were consistent with the attenuation map used for generation of the synthetic data set (Fig. 1a).

For the phantom data, qualitative attenuation maps were achieved so far. An example of a reconstructed attenuation map is shown in Fig. 1d (a self-made phantom consisting of 4 cylindrical plastic bags filled with different types of oil, placed parallel in a plastic holder filled with gelatine, Fig. 1c).

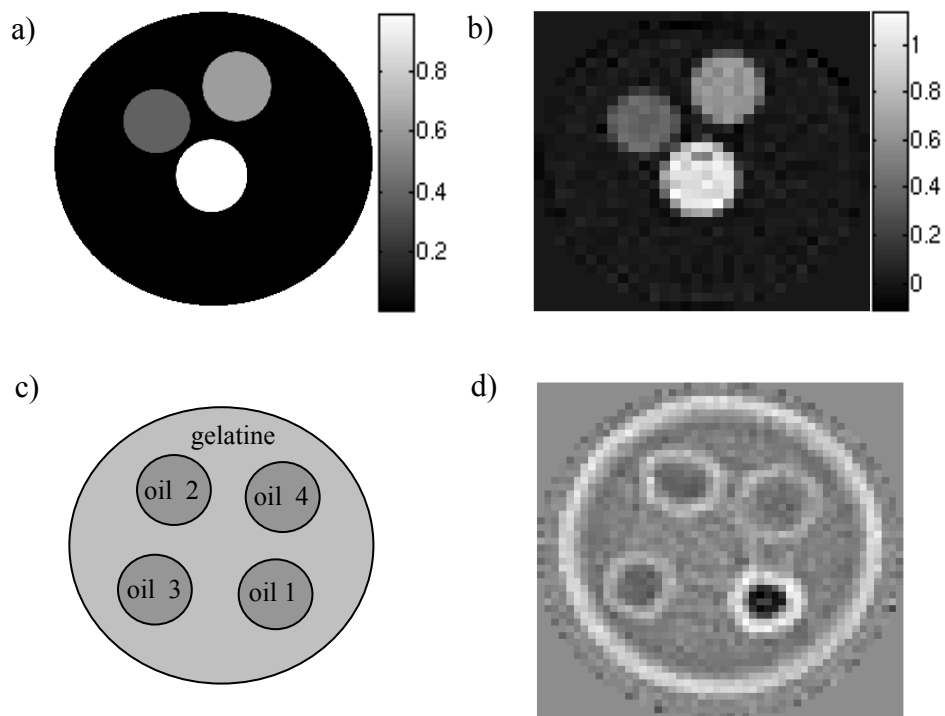


Fig. 2. a) Attenuation map used for generation of 2D synthetic data. b) Attenuation map reconstructed from the synthetic 2D data. c) Phantom crosssection. d) Attenuation map reconstructed from the recorded 2D phantom data.

5. Conclusion

The contribution presents the current state of the project focused at estimation of attenuation maps in ultrasound transmission tomography. The so far implemented approaches to the problem have been reviewed.

Currently, quantitative attenuation images were obtained with synthetic data and qualitative results with the phantom data. The inaccuracy of the results for the recorded data is given mainly by the effect of specular reflections and refractions that change the energy and spectrum shape of the received pulse and the uncertainty in knowledge of the transducers characteristics and geometry of the acquisition system

The running research is currently focused on better estimation of the acquisition parameters and incorporation of the scattered and reflected wave into the image reconstruction algorithm.

6. References

- [1] A. C. Kak, M. Slaney, "Principles of Computerized Tomographic Imaging," Society of Industrial and Applied Mathematics, 2001.
- [2] J. F. Greenleaf, R. C. Bahn, "Clinical Imaging with Transmissive Ultrasonic Computerized Tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, no. 28, pp. 177 – 185, 1981.
- [3] R. Stotzka, J. Wurfel, T. Muller, "Medical Imaging by Ultrasound Computertomography," *Proceedings of SPIE's Int. Symp. Medical Imaging 2002*, pp. 110-119, 2002.
- [4] R. M. Schmitt, C. R. Meyer, P. L. Carson, T. L. Chenevert, P. H. Bland, "Error Reduction in Through Transmission Tomography Using Large Receiving Arrays with Phase-

- Insensitive Signal Processing,” IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, vol. SU-31, no. 4, pp. 251–258, 1984.
- [5] A. C. Kak and K. A. Dines, “Signal Processing of Broadband Pulsed Ultrasound: Measurement of Attenuation of Soft Biological Tissues,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-25, no. 4, pp. 321–344, 1978.
- [6] D. W. Fitting, P. L. Carson, J. J. Giesey, and P. M. Grounds, “A Two-Dimensional Array Receiver for Reducing Refraction Artifacts in Ultrasonic Computed Tomography of Attenuation,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Cont., vol. UFFC-34, no. 3, pp. 346–356, 1987.
- [7] R. Stotzka, H. Widmann, T. Müller, and K. Schlote-Holubek, “Prototype of a New 3D Ultrasound Computer Tomography System: Transducer Design and Data Recording,” in SPIE's Internl. Symposium Medical Imaging 2004, pp. 70 - 79, 2004.
- [8] R. Jiřík, I. Peterlík, J. Jan, J. Začal, R. Kolář, N. Ruiter, R. Stotzka, “Reconstruction of Attenuation Images in Ultrasound Transmission Tomography,” Abstracts of Contributions to 2nd International Workshop on Data - Algorithms - Decision Making, Třešť, Czech Rep., 2006, pp. 48.
- [9] R. Jiřík, I. Peterlík, J. Začal, J. Jan, N. Ruiter, R. Stotzka, R. Kolář, L. Kubečka, “Attenuation Imaging in Ultrasound Transmission Tomography,” Proceedings of 18th Int. EURASIP Conf. BIOSIGNAL 2006, Brno, Czech Rep., pp. 233-235.
- [10] C. Popa, R. Zdunek: “Kaczmarz Extended Algorithm for Tomographic Image Reconstruction from Limited-Data,” Math. and Computers in Simulation, vol. 65, no. 6, pp. 579-598, 2004.
- [11] I. Peterlík, R. Jiřík, N. Ruiter, R. Stotzka, J. Jan, R. Kolář, “Algebraic Reconstruction Technique for Ultrasound Transmission Tomography,” Proceedings of Int. Conf. ITAB 2006, Ioannina, Greece (non-paginated).
- [12] A. Filipík, I. Peterlík, D. Hemzal, J. Jan, R. Jiřík, M. Zapf, N. Ruiter, “Calibrating an Ultrasonic Computed Tomography System Using a Time-of-Flight Based Positioning Algorithm,” accepted to 29th Int. Conf. of the IEEE EMBS, Lyon, France, 2007.
- [13] J. Začal, D. Hemzal, J. Jan, L. Dědek, R. Jiřík, N. Ruiter, “Simulation Checks in Ultrasonic Computed Tomography,” accepted to 29th Int. Conf. of the IEEE EMBS, Lyon, France, 2007.

7. Acknowledgements

The project has been supported by the Czech Ministry of Education, Youth and Sports (research center DAR, project no.1M6798555601) and by the joint mobility program of the German Academic Exchange Service and Czech Academy of Science (grants. no. D-CZ 22/05-06 and D12-CZ9/07-08).

VÝVOJ NOVÝCH METOD PRO VČASNOU DIAGNOSTIKU GLAUKOMU

R. Kolář, J. Jan

Ústav biomedicínského inženýrství,
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, VUT v Brně
kolarr@feec.vutbr.cz

Abstrakt:

Príspevek se zabývá popisem metod, které slouží pro včasnou diagnostiku glaukomu na základě několika zobrazovacích modalit. Snahou je určitá říže těchto obrazů s cílem využít maximum informace. Protože se jedná o obrazy snímané v časovém odstupu a s různými vlastnostmi, tak základem těchto metod je registrace obrazů, která je v textu podrobněji rozepsána.

1. Úvod

Ústav biomedicínského inženýrství již několik roků spolupracuje s Oční klinikou, Univerzity Friedricha Alexandra (Erlangen, Německo). Téma spolupráce vychází z potřeby lékařů na této klinice a je zaměřeno na počítačovou podporu včasné diagnostiky glaukomu založené na analýze obrazových dat různých modalit. Glaukom představuje druhou nejčastější příčinu trvalého oslepnutí v průmyslově rozvinutých zemích. Jedná se o nevratné poškození optického nervu spojené s degenerací retinálních gangliových buněk (nervových buněk), axonů (nervových vláken) a gliových buněk (buňky, které poskytují podporu a výživu axonům).

Výsledky této spolupráce se staly součástí screeningového programu, který spočívá v kombinaci několika diagnostických metod. V tomto screeningovém programu jsou zohledněny nejdůležitější aspekty glaukomových onemocnění: anamnéza, nitrooční tlak, morfologie terče optického disku (terč optického disku je místo, kde optický nerv opouští oko) a časoprostorová kontrastní sensitivita.

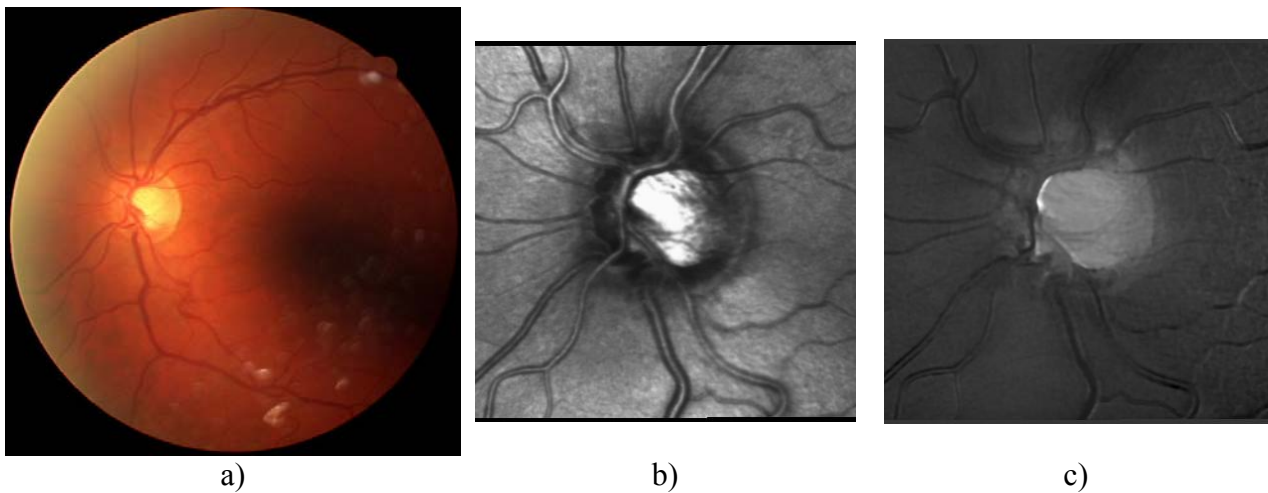
Príspevek si klade za cíl jednotlivé oblasti spolupráce podrobněji popsat.

2. Registrace barevných obrazů a šedotónových snímků optického disku

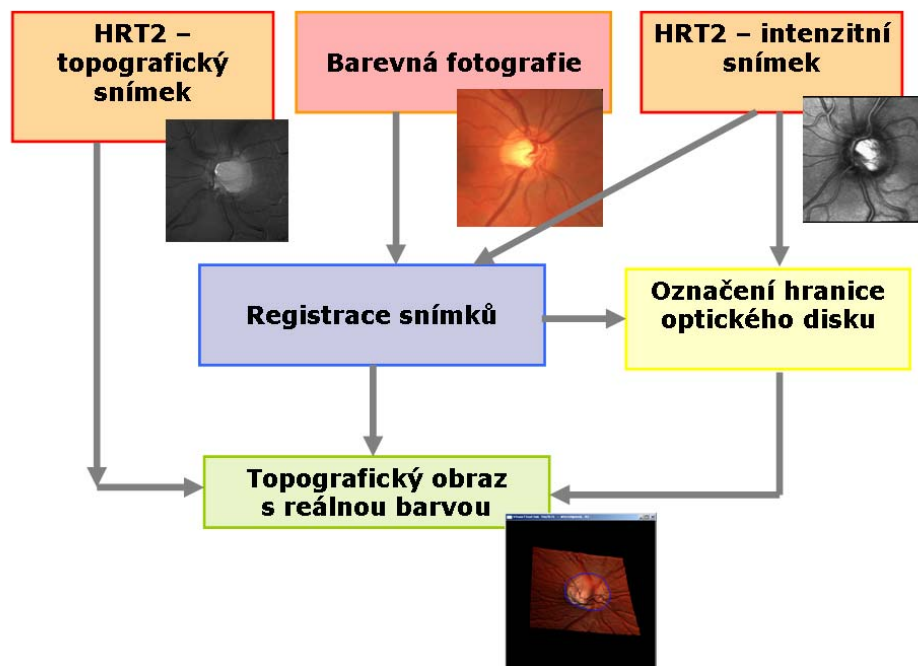
Dvěma důležitými zobrazovacími modalitami používanými při diagnostice glaukomu na spolupracující klinice jsou barevné snímky sítnice (Obr.1a) a obrazy produkované laserovým skenovací konfokálním oftalmoskopem (LSKO) v oblasti slepé skvrny (Obr.1b,c). Jedná se konkrétně o nejrozšířenější konfokální oftalmologický systém HRT2 [1]. Diagnostika glaukomu je prováděna na základě manuálního označení okraje optického disku. Protože se jedná o manuální označení, tak trpí velkou měrou intra- i inter-variability lékařů. Proto je snaha o automatickou segmentaci, pro kterou je využitelná také informace o barvě z barevných fotografií. Základním krokem pro návrh jakýchkoliv postupů pro zpracování obou snímků je registrace, resp. lícování obrazů – jedná se o obrazy typu 1a) a 1b). Konkrétní postup pro multimodální registraci zahrnuje obvykle tyto kroky [2]:

1. Volba geometrické transformace – zde se jednalo o rigidní transformaci, zahrnující posun, rotaci, změna měřítka a skosení.
2. Volba kriteriální funkce – bylo zvoleno kritérium vzájemné informace, které je vhodné pro tento druh snímků [3].
3. Volba interpolace – zvolena metoda nejbližšího souseda z důvodu výpočetní nenáročnosti.
4. Volba optimalizačního algoritmu – zvolena CRS metoda (controlled random search), která je vhodná pro kriteriální funkci s více lokálními extrémy.

Celý proces se pak skládá z iteračního postupu, jehož jeden krok zahrnuje transformaci registrovaného obrazu, interpolaci tohoto obrazu, vyčíslení kriteriální funkce a odhad nových transformačních parametrů na základě optimalizačního algoritmu.



Obr. 1. a) Barevná fotografie očního pozadí; b,c) intenzitní a topografický obraz z LSKO. Součástí projektu se stala i 3D vizualizace multidimenzionálních dat pomocí knihovny funkcí VTK [4]. Cílem této vizualizace je, za využití registrovaných obrazů, zobrazit topografický obraz s barevnou informací. Takto prezentovaná data jsou vhodná pro přesnější označení optického disku, což má vliv na určení diagnosticky významných parametrů. Celkové schéma tohoto přístupu je na obr. 2.

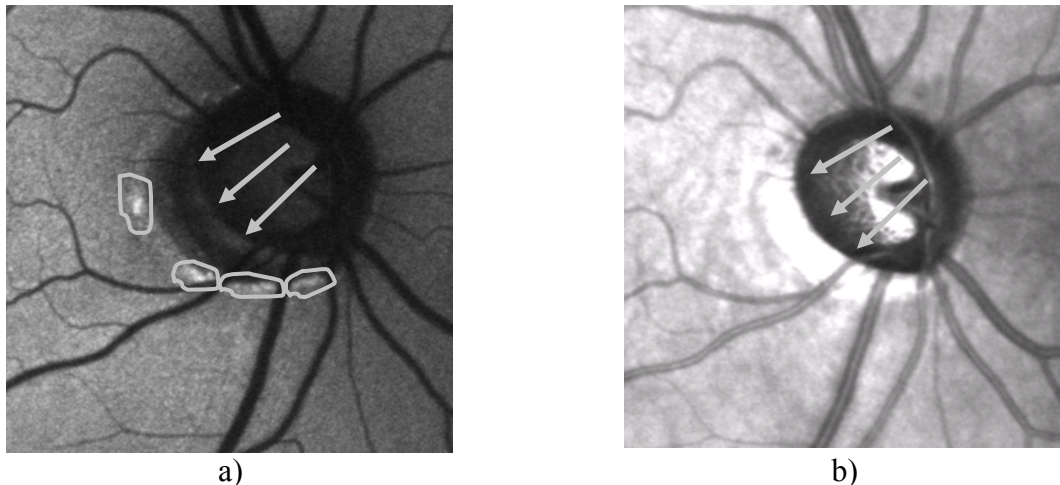


Obr. 2. Celkové schéma přístupu pro vizualizaci oftalmologických obrazů

3. Analýza autofluorescenčních a infračervených snímků sítnice

Další téma, které souvisí s včasnou diagnostikou glaukomu využívá opět LSKO, avšak v jiném módu – autofluorescenčním (AF) a infračerveném (IR) (obr. 3). Vzniklé snímky se pak používají pro segmentaci specifických struktur a následný výpočet diagnosticky významných parametrů. Při segmentaci nás zajímají oblasti se zvýšenou autofluorescencí, které se

vyskytují v okolí optického disku (naznačeno šedými objekty v Obr. 3a). Ukazuje se, že diagnosticky významným parametrem je plocha a vzdálenost od okraje optického disku [5]. Ten je však v AF snímku špatně detekovatelný (naznačeno šipkami v obr. 3a). Naopak v IR snímku je tato hranice poměrně snadno detekovatelná a lze použít například kombinaci hranového detektoru, Houghovy transformace a aktivní kontury [6], obr. 4b. Abychom však mohli informaci v obou snímcích využít, je opět potřeba vzájemná korespondence pixelů, čehož lze dosáhnout opět pomocí registrace snímků – AF a IR.

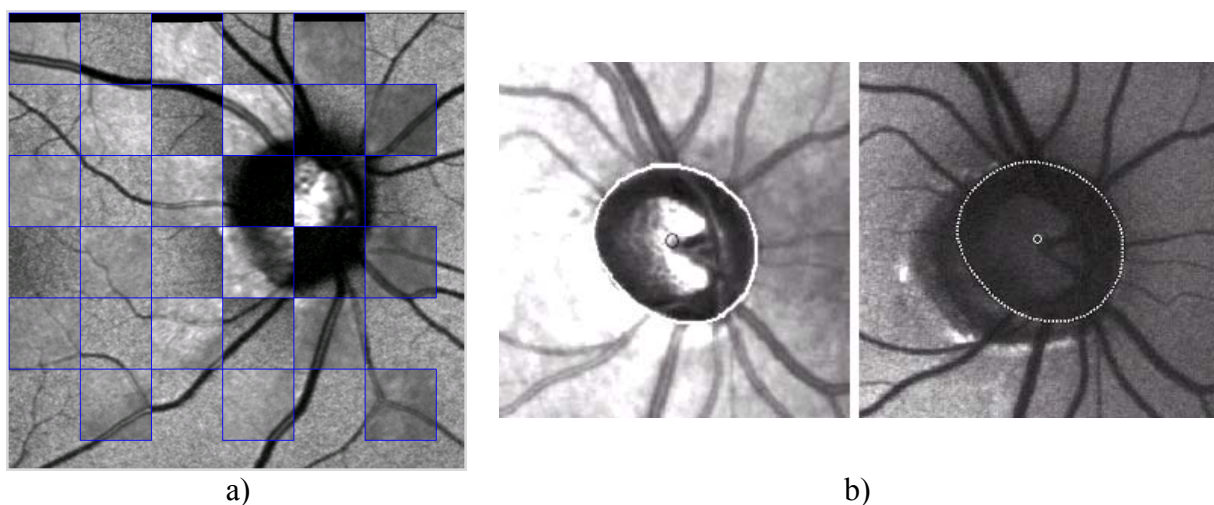


Obr. 3. a) AF snímek s naznačenými oblastmi se zvýšenou autofluorescencí a hranicí optického disku; b) infračervený snímek s naznačenou hranicí optického disku, podobné oblasti jako v AF snímku zde nejsou viditelné.

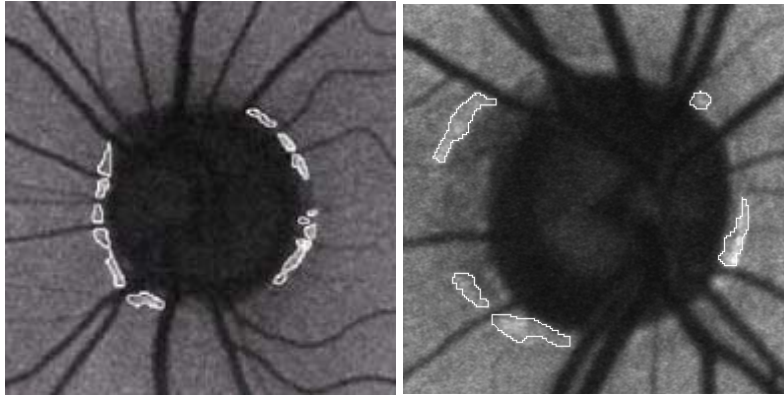
I v tomto případě se jedná o multimodální registraci. Obrazy však mají jiné vlastnosti. Na základě rozboru jejich vlastností a na experimentálním základě byla zvolena následující strategie pro registraci:

1. Předzpracování snímků – filtrace pomocí anisotropní difuze [7] a výpočet gradientů obrazů.
2. Volba transformace – posun, rotaci, změna měřítka.
3. Volba kritériální funkce – vzájemná korelační funkce [2].
4. Volba interpolace – metoda nejbližšího souseda.
5. Volba optimalizačního algoritmu – metoda CRS.

Ukázka výsledků registrace je na Obr. 4a.



Obr. 4. a) šachovnicová ukázka výsledku registrace; b) Ukázka segmentace optického disku v IR obraze (levá část) a její vnesení do AF snímku (pravá část)



Obr. 5. AF obraz se segmentovanými oblastmi

Segmentační algoritmus pro detekci zón se zvýšenou autofluorescence je založen na poloautomatické segmentaci využívající nárůst regionu s interaktivním vložení počátečního bodu. Ukázky výsledků tohoto algoritmu jsou na obr. 5.

4. Databáze oftalmologických dat s přístupem přes Internet

V současné době se projekt zabývá vytvořením internetově orientovaného systému, který by sloužil lékařským odborníkům pro moderní počítačovou podporu diagnostiky glaukomu. Cílem je umožnit přesnější označení hranic optického disku na základě fúzovaných barevných fotografií sítnice a obrazů z LSKO pomocí webového interaktivního rozhraní. Velkým přínosem by měl být i fakt, že bude průběžně vznikat databáze oftalmologických dat, s předpokládaným významným využitím ve statisticky orientovaném oftalmologickém výzkumu. Databáze by obsahovala kromě vlastních obrazů i řadu dalších údajů, např. anamnézu, měřené veličiny - hodnoty nitroočního tlaku, záznamy z perimetrů a případně výsledky z dalších vyšetření, včetně komentářů lékaře. Bude se jednat o jedinečný zdroj oftalmologických informací, v předpokládaném rozsahu a kvalitě dosud nedostupných.

5. Použitá literatura

- [1] WWW: <http://www.heidelbergengineering.com>
- [2] Ibanez, L. et al.: The ITK Software Guide, Second Edition, <http://www.itk.org>
- [3] Kubečka, L., Jan, J.: Method for Registration of Multimodal Images of Human Retina, In Proceedings of the 17th International EURASIP Conference BIOSIGNAL 2004. Brno: BUT Brno Press, 2004, s. 255–257,
- [4] WWW: <http://www.vtk.org>
- [5] Viestenz, A. et al.: In-vivo-Messung der Autofluoreszenz in der parapapillaren Atrophiezone bei Papillen mit und ohne glaukomatose Optikusatrophie“, Klin Monatsbl Augenheilkd 2003, 220, pp. 545–550
- [6] Kolář, R., Jan, J., Kubečka, L.: Computer support for early glaucoma diagnosis based on the fused retinal images. Scripta medica, 2006, č. 79, s. 269–276.
- [7] Weickert, J.: Application of nonlinear diffusion in image processing and computer vision, Acta Math. Univ. Comenianae 2001; 33: pp. 33–50.

6. Poděkování

Tato práce byla podporována výzkumným centrem DAR - 1M679855501 (Ministerstvo školství ČR) a výzkumným programem VUT - MSM 0021630513.

PERFUSION DIAGNOSTIC BY IMAGE ANALYSIS

L. Hargaš, D. Koniar, M. Hrianka

Department of Mechatronics and Electronics, Faculty of Electrical Engineering, University of Žilina, Univerzitná 1, 010 26, Žilina, Slovak republic
Libor.Hargas@fel.uniza.sk

Abstrakt:

This paper introduces the possibilities of diagnostics and analysis of tissue via image analysis by virtual instrumentation - LabVIEW. The two dimensional images shot by the camera provide information about the surface properties and degradation of a real skin. The main idea is based on the human skin parameters measured for healthy and ill skin. The aforementioned access provides parameters evaluation by creating a structure model. The anomalies are recognized by this model.

1. Introduction

The human tissue parameters measurement is most helpful for doctors. They can diagnose most of illness with these parameters. They can analyze specimens of human tissue by virtual instrumentation – LabVIEW. The analyses help doctors at better diagnosis given. They can perform statistical analysis of human tissue too. Doctors can measure the ratio between vessels and the other tissues. This measurement is important for doctors. Doctors measure the ratio vessels to tissue by manual methods up to now. The results were influenced by subjective valuation and by human factor. Virtual instrumentation makes possible the objective valuation of specimen.

2. Virtual Instrumentation

The LabVIEW is a graphical programming environment, which can be used to built data acquisition and instrument control application. The LabVIEW graphical dataflow language and block diagram approach naturally represent the flow of our data and intuitively map user interface controls to his data, so we can easily view and modify our data or control inputs. The LabVIEW programs are called virtual instruments, or VIs, because their appearance and operation imitate physical instruments, such as oscilloscopes and multimeters. The LabVIEW contains a comprehensive set of tools for acquiring, analyzing, displaying, and storing data, as well as tools to help us troubleshoot our code.

In LabVIEW, we built a user interface, or front panel (Fig. 1), with controls and indicators. Controls are knobs, push buttons, dials, and other input devices. Indicator are graphs, LEDs, ant other displays. After we built user interface, we add code using VIs and structures to control the front panel objects. The block diagram contains this code (Fig. 2).

LabVIEW Express technology transforms common measurement and automation tasks into much higher-level, intuitive VIs. With Express technology, thousands of nonprogrammers have taken advantage of the LabVIEW platform to build automated systems quickly and easily. LabVIEW delivers the performance, flexibility, and compatibility of a traditional programming language such as C, C++ or BASIC. In fact, the full-featured LabVIEW programming language has the same constructs that traditional languages have - variables, data types, looping, and sequencing structures as well as error handling. And, with LabVIEW, we can reuse legacy code packaged as DLLs or shared libraries and integrate with other software using ActiveX, TCP, and other standard technologies.

NI Vision Development Module

National Instruments imaging software is ideal for imaging application. NI-IMAQ image acquisition driver software, included with image acquisition devices, makes image acquisition easy.

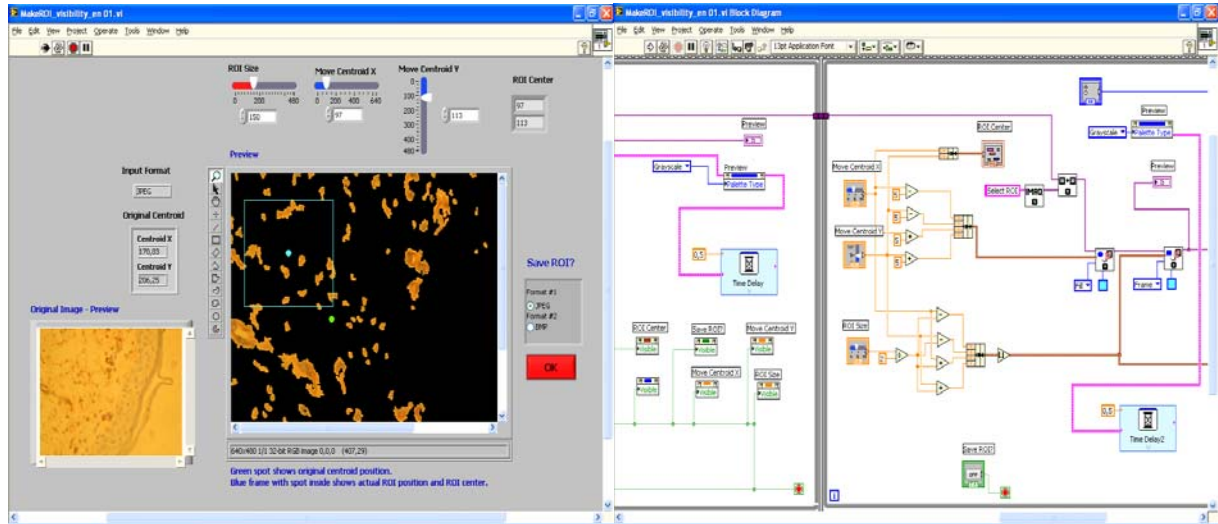


Fig. 1 Application front panel

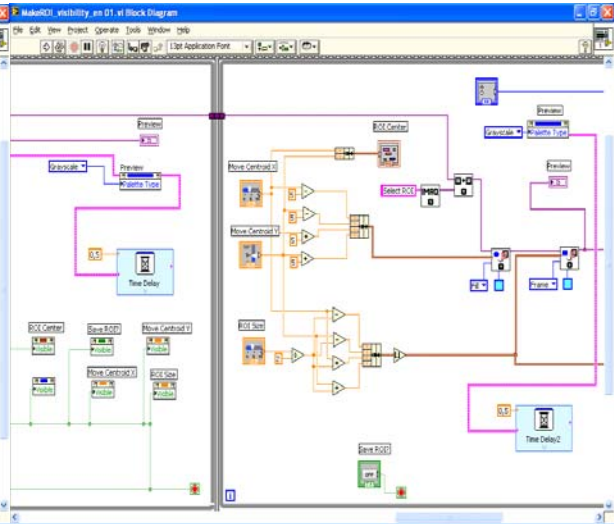


Fig. 2 Application block diagram

The National Instruments Vision Development Module (Fig. 3) is for engineers and scientists who develop machine vision and scientific imaging applications. The module includes NI Vision Assistant, an interactive environment for developers who need to quickly prototype vision applications without programming, and IMAQ Vision, a library of powerful image processing functions.

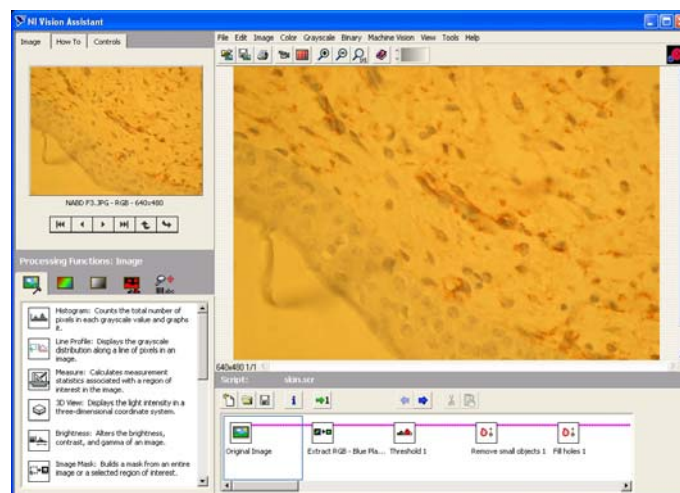


Fig. 3 NI Vision Assistant

NI Vision Assistant and IMAQ Vision work together to simplify vision software development. NI Vision Assistant can automatically generate a LabVIEW block diagram, LabWindows/CVI code, and Visual Basic builder files. We can run the code generated by itself, or integrate it into your automation or production test application, which may include motion control, instrument control, or data acquisition. We can also take advantage of embedded capabilities with LabVIEW Real-Time, resulting in greater reliability, determinism, and ease of use.

3. Human Tissue Measurement

This application was build in collaboration with Jesenius Faculty of Medicine in Martin. We can measure various tissue parameters for normal tissue. We also can measure parameters for ill tissue for example psoriasis vulgaris or lichen planus.

A derma blood supply parameters evaluation is good diagnostic index. The goal of this application is to find areas containing vessels. We can find the vessels at healthy or pathological changed tissue. Also we can select required region of interest (ROI) and then the region can be processed statistically. We perform statistical analysis of the vessels. It means that we recognize a percentage of ROI vessels coverage.

The basic image analysis was performed in NI Vision Assistant 7.1. Then the script was converted to the LabVIEW. The images of abdominal tissue were used as the base statistical samples.

The script was preprocessed in NI Vision Assistant after image analysis. Important color space was extracted and its thresholding was done in this step of processing. Than we create a binary mask together with morphological operators (dilatation, erosion, closing, opening). Because these operations are basic for ROI creation we convert script to LabVIEW. The results of images preprocessing are at Fig. 4.

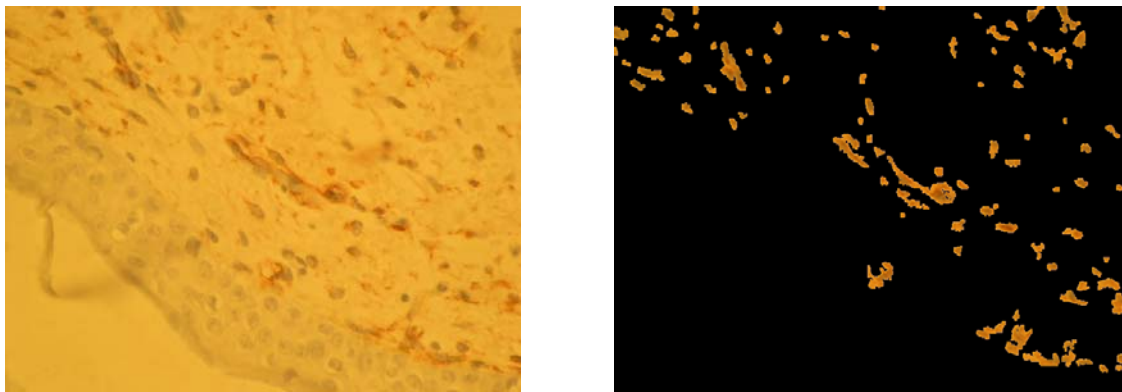


Fig. 4 a) Original image b) result of preprocessing in NI Vision Assis-

If we want sharpen vessels in this tissue, we have to use a special colorized solution. We can perceive the sharpened vessels as dark red or rusty objects. The specimen background is created from epithelium cells, which are not interested for our analysis. This fact is shown at Fig. 5.

The tissue specimens are 24 bit RGB color image with the JPEG compression. Histogram distribution of specimen and also the measurement with IMAQ tools illustrate, that 8 bit color space R and G are approximately identically. Color space B has different gray levels distribution as previous color spaces. Additionally the color space B of vessel is different that color space B of background and cell. Therefore the color space B is selected for threshold. Because color space B levels are in close range, we must perform histogram stretching for refinement of threshold step.

Because LabVIEW is DataFlow oriented, we must define time sequence of the script. We can do it with Flat Sequence Structure. Frames of sequences define the functions which are performed in time succession. The actual script consists of three subsequences (Fig. 6).

The view of processed image is created in the first frame. The next frame performs thresholding, mask creating by morphological operators and ROI selection. Selected ROI is saved in third frame.

We can select ROI manually or automatically. The image centroid is computed in automatic mode and ROI size is computed from original image size. Customer can change centre

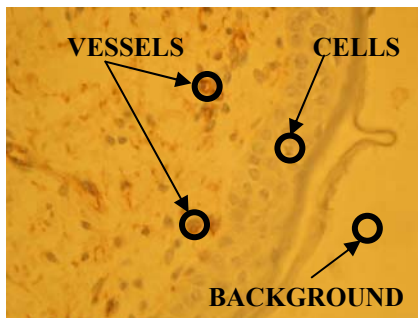


Fig. 5 Abdomen specimen

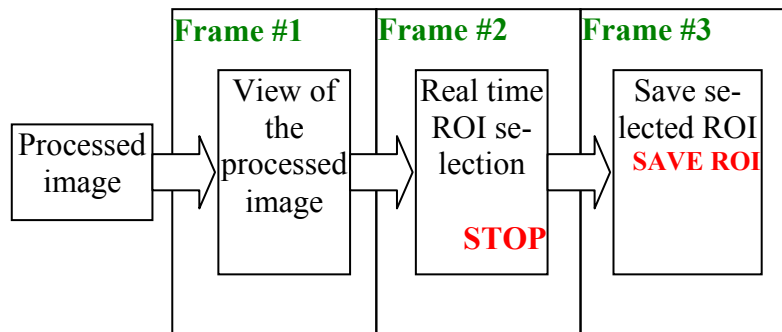


Fig.6 Time sequence of the script

and dimensions of ROI in manual mode. Threshold value, morphological operator, and count of iterations can be change by customer.

4. Conclusions

The derma blood supply parameters evaluation is good diagnostic index. We can find the vessels at healthy or pathological changed tissue with this application. The analyses help doctors at better diagnosis given. They can perform statistical analysis of human tissue too (Fig. 7). Doctors can measure the ratio between vessels and the other tissues. It means that they recognize a percentage of ROI vessels coverage. We can say – “Virtual instrumentation makes possible the objective valuation of specimens”.

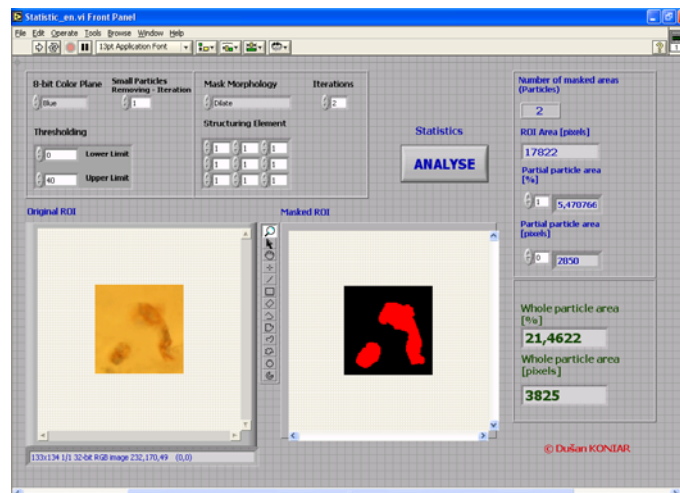


Fig. 7 Statistical analysis of human tissue

5. Acknowledgements

This work has been supported in part by grant No.1/3107/06 from VEGA grant agency and by the grant No. APVV-20-051 705 and LPP-0237-06 from APVV grant agency.

6. References

- [1] Russ, J.C.: Image Processing Handbook, CRC Press LLC 1999.
- [2] National Instrument Corporation, www.ni.com
- [3] National Instruments LabVIEW 8 Express.
- [4] Židek J.: Grafické programování ve vývojovém prostředí LabVIEW, Ostrava, 2002.
- [5] Klinger T.: Image processing with LabVIEW and IMAQ Vision, Prentice – Hall International, Inc. 2003.

APLIKÁCIA ŠTANDARDU DICOM V PROSTREDÍ LABVIEW

D. Koniar, L. Hargaš, M. Hrianka

Žilinská univerzita v Žiline, Elektrotechnická fakulta, Katedra mechatroniky a elektroniky
koniar@fel.uniza.sk

Abstrakt:

DICOM je svetový štandard na uchovávanie obrazu a komunikáciu v modernej medicíne. Vývojové prostredie LabVIEW založené na grafickom programovaní zas ponúka množstvo nástrojov a funkcií na spracovanie a analýzu obrazu, ale priamo nepodporuje prácu s DICOMom. V článku je uvedená metóda importu natívnych DICOM súborov do tohto prostredia a práca s nimi.

1. Úvod

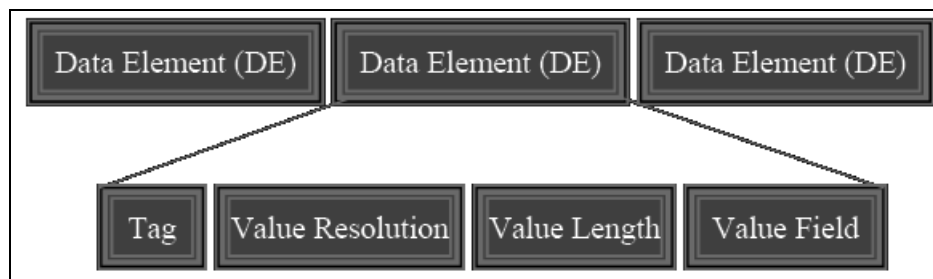
Súčasný prienik elektroniky, informatiky a iných technických odvetví do medicíny podmieňuje vznik nových, resp. modernizáciu konvenčných diagnostických metód. Jednou z oblastí, kde je tento rozvoj dobre viditeľný, je rádiológia. S nástupom moderných technológií vznikli diagnostické metódy ako nukleárna magnetická rezonančná tomografia, výpočtová tomografia alebo angiografia. Konvenčné diagnostické metódy (klasická skiagrafia, skiaskopia, vybrané metódy nukleárnej medicíny) sa zdigitalizovali. Výsledky súčasných metód sú teda digitálne signály a obrazy, ktoré možno archivovať, spracovávať a vyhodnocovať metódami číslicového spracovania signálu (DSP).

Pod vplyvom svetového trendu štandardizácie a vzájomnej kompatibility v oblasti zaoberajúcej sa digitálnymi technológiami a komunikáciou bol v medicínskom prostredí vyvinutý štandard DICOM (Digital Communication in Medicine). Tento štandard možno chápať v rovine komunikačného protokolu medzi zobrazovacími modalitami (CT konzola, MR konzola, sonograf a i.), ale je to zároveň štandard na uchovanie obrazovej informácie.

2. Štandard DICOM

V roku 1983 boli položené základy protokolu, ktorý by zastrešoval rôzne typy zobrazovacích modalít. Protokol bol vyvíjaný v spolupráci s American College of Radiology (ACR) a National Electrical Manufacturers Associations (NEMA) v USA. Jedná sa o protokol, ktorý umožnil rozvoj a rozširovanie obrazového archivačného a komunikačného systému (PACS) spolupracujúceho s nemocničnými informačnými systémami [1].

Súbor DICOM je tvorený dátovými elementami (Obr. 1). Každý dátový element (napr. meno pacienta, dátum vyšetrenia, typ zobrazovacej modality, rozlíšenie obrázku...) má svoj jedinečný popisok (Tag) skladajúci sa z čísla skupiny (Group) a čísla elementu (Element). Zoznam všetkých dátových elementov je uvedený v originálnej DICOM dokumentácii [2]. Časť tohto zoznamu je pre ilustráciu uvedená na Obr. 2.



Obr. 1 Štruktúra dátového elementu DICOM súboru

Tag je nasledovaný informačnými údajmi Value Resolution (VR, dvojpísmenová skratka) a Value Length (VL), ktoré informujú o type a veľkosti dátového elementu. Value Field (VF) predstavuje samotnú informáciu ukrytú v elemente.

Tag	Name	VR	VM
(0010,0010)	Patient's Name	PN	1
(0010,0020)	Patient ID	LO	1
(0010,0021)	Issuer of Patient ID	LO	1
(0010,0030)	Patient's Birth Date	DA	1
(0010,0032)	Patient's Birth Time	TM	1
(0010,0040)	Patient's Sex	CS	1
(0010,0050)	Patient's Insurance Plan Code Sequence	SQ	1
(0010,0101)	Patient's Primary Language Code Sequence	SQ	1
(0010,0102)	Patient's Primary Language Code Modifier Sequence	SQ	1
(0010,1000)	Other Patient IDs	LO	1-n
(0010,1001)	Other Patient Names	PN	1-n
(0010,1005)	Patient's Birth Name	PN	1
(0010,1010)	Patient's Age	AS	1
(0010,1020)	Patient's Size	DS	1

Obr. 2 Zoznam DICOM dátových elementov (Data Dictionary)

DICOM obrazový súbor možno ako každý iný rozdeliť na hlavičku a obrazovú časť. Oproti štandardným obrazovým formátom veľkosť hlavičky sa rôzni u každého súboru a je daná obsahom dátových elementov. Softvér na zobrazovanie informácie v DICOM súbore prehliada súbor element za elementom a na základe rozpoznania jedinečného tagu vie určiť, kde začínajú obrazové dáta a aké su parametre výslednej obrazovej matice. DICOM môže obsahovať jeden obrázok alebo sériu obrázkov (Multislice) a možno ho rozdeliť na natívny a enkapsulovaný typ. Natívny obsahuje obrázok v nekomprimovanej podobe (8-bitová, 16-bitová dátová matica) a enkapsulovaný aj obrázok komprimovaný štandardami JPEG a RLE.

3. Možnosti importu DICOM súborov do LabVIEW

Vývojové prostredie LabVIEW obsahujúce modul so širokou paletou nástrojov a funkcií pre spracovanie obrazu (NI Vision, IMAQ Vision) priamo nepodporuje načítanie DICOM súborov. DICOM súbor možno do tohto prostredia importovať viacerými spôsobmi:

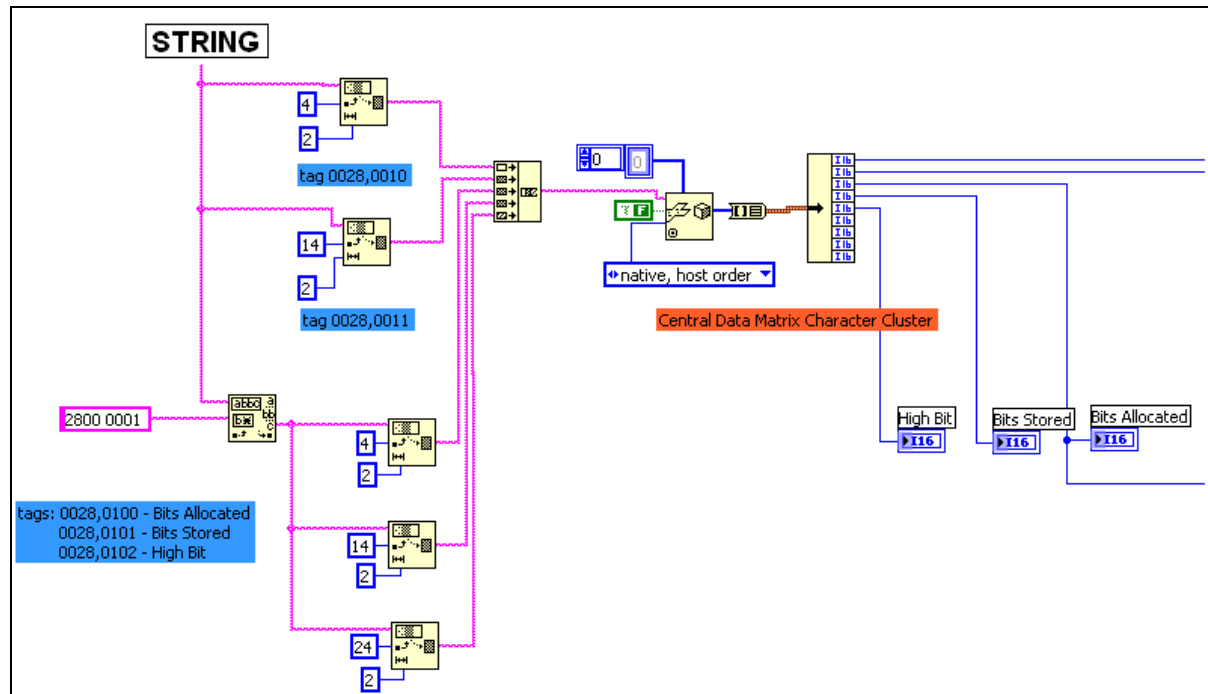
- Využitie DLL knižnice programu pracujúceho s DICOM súbormi. LabVIEW dokáže prehliadať tieto knižnice a využívať z nich hotové funkcie. Problém je však v zložitom nastavení parametrov týchto funkcií.
- Konverzia DICOM súboru na štandardný obrázok (JPEG, BMP...) v externom programe (napr. freeware Osiris, ImageJ a pod.) a načítanie skonvertovaného obrázku do LabVIEW.
- Využitie tzv. ActiveX pluginov pre prácu s DICOM súbormi. Často sú platené a takisto majú zložité nastavenie v LabVIEW. Viac o metóde v [3].
- Naštudovanie štruktúry DICOM súboru, vyhľadávanie reťazcov s tagmi, priama rekonštrukcia obrazovej matice. Táto možnosť je podrobnejšie opísaná v článku.

4. Priama rekonštrukcia obrazovej matice v LabVIEW

Pri priamej rekonštrukcii je potrebné získať základné údaje o obrazovej matici: rozlíšenie (počet riadkov a stĺpcov), počet bitov alokovaných na pixel, bitovú hĺbku obrazu, začiatok obrazových dát (tzv. offset) a typ (natívny, kompresovaný). Všetky tieto elementy sa v súbore musia nachádzať. Navyše treba využiť fakt, že sú zoradené vzostupne podľa tagu, čo uľahčuje fázu vyhľadávania.

Na začiatku práce sa súbor DICOM funkciou Open_Create_Replace File načíta ako hexadecimálny reťazec, v ktorom možno začať vyhľadávať potrebné tagy a rozkladať ho na podreťazce funkciou Match Pattern v tomto poradí:

0028,0010 – počet riadkov; **0028,0011** – počet stĺpcov; **0028,0100** – počet alokovaných bitov na obrazový prvok; **0028,0101** – počet využitých bitov z alokovaného počtu (= bitová hĺbka obrázku, počet úrovní šedej); **0028,0102** – pozícia MSB (most significant bit – najvýznamnejšieho bitu); **7FE0,0010** – začiatok obrazových dát. Na Obr. 3 je uvedená časť blokového diagramu (skriptu), v ktorej je realizované vyčítanie údajov zo spomínaných tagov.



Obr. 3 Časť blokového diagramu

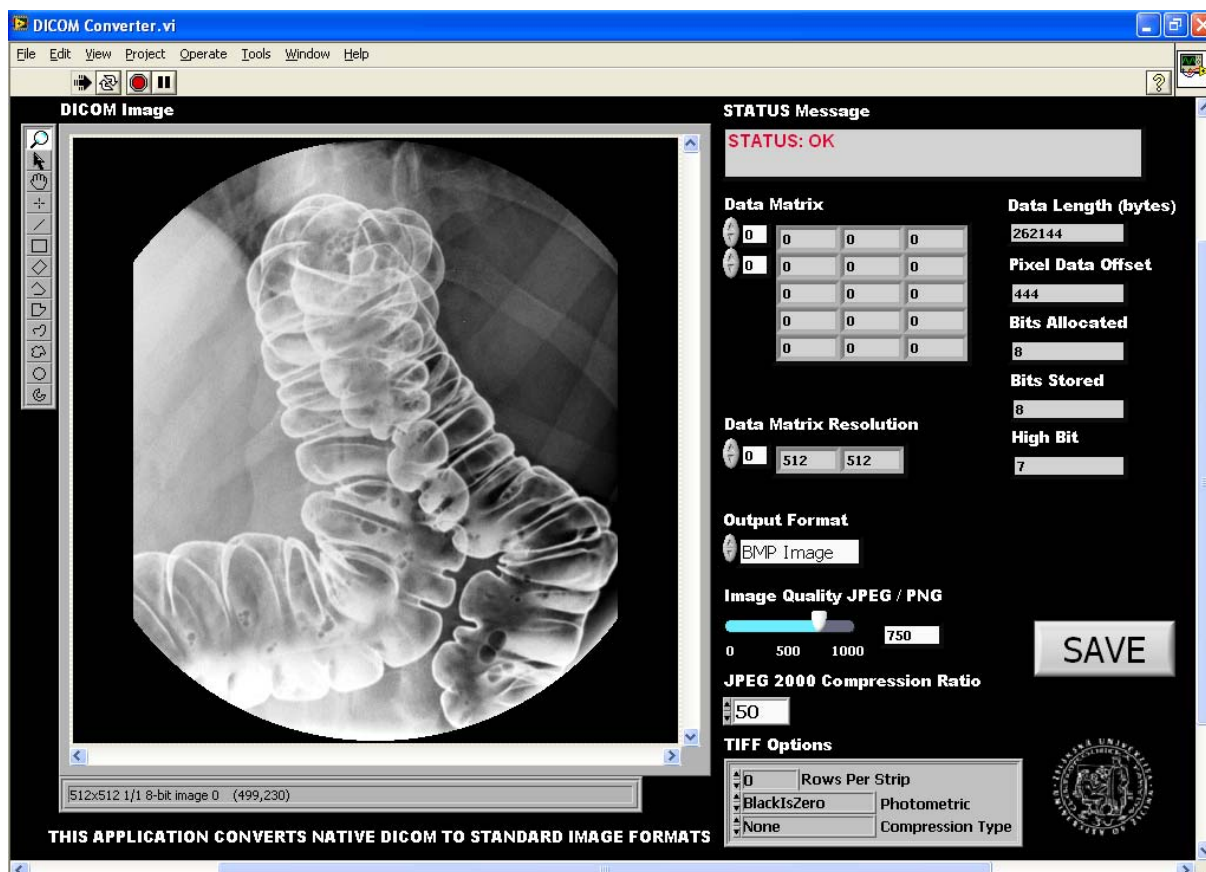
V nasledovnom kroku sa z vyčítaných informácií môže zostaviť pole o rozmere $r * c$ (kde r je počet riadkov a c počet stĺpcov), typ prvku poľa (bitová hĺbka) bude daný číslom B_A (alokované bity). Pred samotnou konverziou matice na obrázok cez funkciu Array To Image prebehne tzv. test nativity:

$$(r.c).(B_A/8) = L \quad (1)$$

kde L je dĺžka substringu Pixel Data (tag 7FE0,0010) vyčítaného zo súboru v bajtoch (u natívnych súborov rovnosť platí, u enkapsulovaných je L menšie ako ľavá strana rovnice). Aplikácia zatiaľ pracuje práve pre natívne DICOM súbory, pri neplatnosti rovnosti aplikácia vyhlási chybu a čaká na ďalší súbor.

Po konverzii poľa na rastrový obrázok (za predpokladu nativity DICOMu) možno aplikovať veľké množstvo nástrojov z LabVIEW modulu Vision. V medicínskej praxi sa často využívajú tzv. Lookup operátory na zlepšenie kontrastných podmienok v obraze, čím sa dosiahne lepšie zobrazenie detailov (napr. rádiologické snímky mäkkých štruktúr).

Vytvorená aplikácia primárne prevádza zrekonštruovaný rastrový obrázok na iný štandardný formát. K dispozícii je prevod na nekomprimovaný raster BMP, sekvenčný JPEG, JPEG2000, PNG alebo TIFF. U každého možno voliť parametre kompresie a kvality. U sekvenčného JPEGu je však potrebné 16-bitový obrázok skonvertovať na 8-bitový, nakoľko klasický algoritmus JPEG nevie pracovať s touto bitovou hĺbkou. Pri tejto konverzii však dochádza k podvzorkovaniu odtieňov šedej, čím sa výrazne mení vzhľad obrázku. Na Obr. 4 sa nachádza čelný panel (grafické rozhranie) vytvorenej aplikácie.



Obr. 4 Čelný panel aplikácie

5. Záver

Vytvorená aplikácia umožňuje vkladanie natívnych DICOM súborov do vývojového prostredia LabVIEW, čím ich sprístupňuje výkonnejšej a rozsiahlejšej knižnici obrazových nástrojov a operátorov. Do budúca je plánované rozšírenie aplikácie na čítanie aj enkapsulovaných formátov, ktoré však nie sú tak časté ako práve natívne.

6. Použitá literatúra

- [1] A Brief Background of the DICOM Standard. [online]. [cit. 31. 1. 2007] www.nema.org/prod/med/dicom.cfm
- [2] The DICOM Medical Imaging Standard. [online]. [cit. 31. 1. 2007] www.leadtools.com/sdk/medical/DICOM/dicomstnd.htm
- [3] Klinger, T.: Image Processing with LabVIEW and IMAQ Vision, Prentice Hall 2003, pp. 141-149.

7. PodĎakovanie

Výsledky tejto práce vznikli s podporou grantovej úlohy číslo 1/3107/06 z grantovej agentúry VEGA a grantov číslo APVV-20-051 705, LPP-0237-06.

ANALÝZA KONFOKÁLNÍCH SNÍMKŮ VLÁKNITÝCH STRUKTUR

J. Janáček*, I. Saxl**, X. W. Mao***, L. Kubínová*

* Fyziologický ústav AVČR, v.v.i.

** Matematický ústav AVČR, v.v.i.

*** Loma Linda University Medical Center

janacek@biomed.cas.cz

Abstrakt:

Práce je věnována metodám rozpoznávání a měření vláknitých struktur v trojrozměrných obrazech z konfokálního mikroskopu a jejich použití při analýze kapilárního řečiště v mozku potkana.

1. Úvod

V řadě biomedicínských studií je třeba kvantitativně hodnotit prostorové struktury tvořené vlákny, například cytoskelet, DNA, neuronové výběžky, cévy a krevní vlasečnice. Současné zobrazovací metody umožňují snímat 3D obrazy nejrozmanitějších vláknitých objektů od mikroskopického po makroskopické měřítko. Například konfokální mikroskopii lze snímat série digitálních snímků dokonale registrovaných tenkých optických řezů biologickými vzorky včetně živých tkání [6].

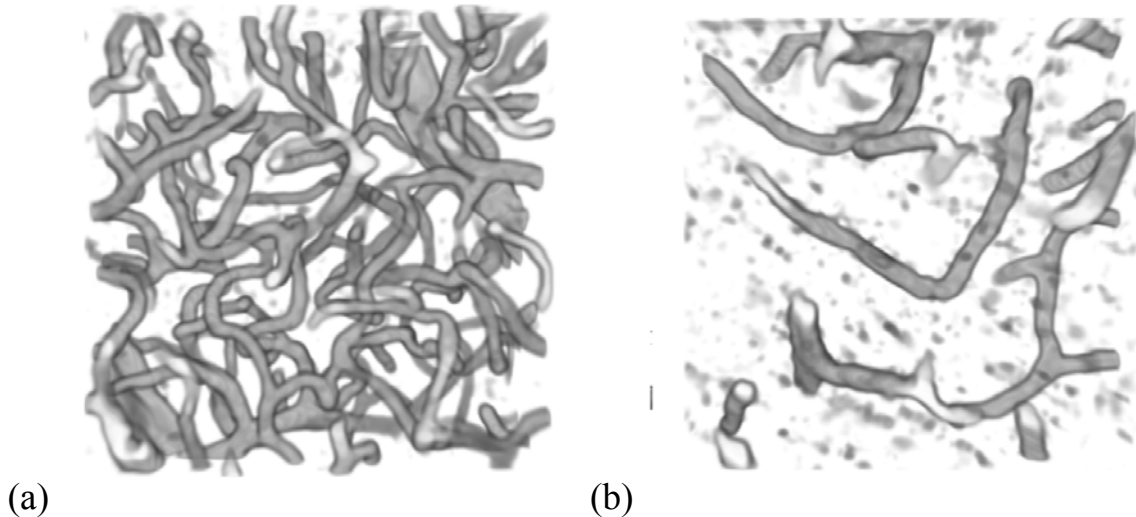
Kapilární síť zásobuje tkáň živinami a kyslíkem a odvádí metabolické odpadní produkty. Reaguje na fyziologické změny jako je zvýšená zátěž i na patologické změny způsobené hypertenzí, selháním ledvin nebo diabetem. Změny kapilární sítě mají rozhodující úlohu v reakci centrálního nervového systému na ozařování při léčbě primárních nádorů a metastáz. Kůra mozku potkana má vyšší odolnost k ozáření proudem protonů než bílá hmota [2], a tento rozdíl by mohl být způsoben odlišným uspořádáním kapilár v příslušné tkáni. Protože detailní údaje o hustotě a uspořádání kapilár v normálním mozku potkana, jako kontrolní variantě, nejsou dostupné, rozhodli jsme se nejprve analyzovat kapiláry bílé a šedé mozkové tkáně potkana s využitím konfokální mikroskopie.

2. Rozbor problému

Konfokální mikroskop umožňuje snímání 3D fluorescenčních obrazů částečně průhledného preparátu se submikrometrovým rozlišením. Je tak možné pořídit dostatečně kontrastní fluorescenční snímky vhodně obarvených krevních vlásečnic. V reálných vzorcích dochází jednak k nedokonalému obarvení kapilár, jednak k nespecifickému obarvení obrazového pozadí. Při snímání 3D snímků v tlustších vzorcích dochází k útlumu signálu úměrně s hloubkou. Snímání konfokálních obrazů je obvykle limitováno množstvím vybuzeného fluorescenčního záření a snímky tak obsahují velký podíl kvantového šumu.

Pro kvantifikaci vláknitých struktur a struktur s charakterem prostorové sítě jsou důležité charakteristiky jako délka nebo délková hustota, počet nebo hustota bodů větvení a rozdělení směrů vláken.

Automatizované metody měření geometrických charakteristik můžeme použít jen v případě, že vlákna byla rozpoznána a vhodně reprezentována: buď 3D binárním obrazem nebo prostorovým geometrickým grafem.



Obr. 1: Objemové zobrazení kapilár v šedé (a) a bílé (b) hmotě mozku potkana.

3. Teoretické řešení

Pro zvýraznění obrazů vláken a pro potlačení artefaktů je nutné obrazy z konfokálního mikroskopu předzpracovat. Úbytek kontrastu s hloubkou uvnitř vzorku lze kompenzovat jednoduše násobením obrazů lineárně narůstajícím faktorem nebo v komplikovanějších případech adaptivními metodami [1]. Pro snížení podílu šumu se osvědčuje citlivě použitý Gaussovský filtr, který je vhodné kvůli rychlosti zpracování implementovat jako separabilní rekurzivní filtr [10] s opravou na okrajích obrázků [9]. Nespecifické zbarvení pozadí lze potlačit odečtením dolní Lipschitzovské obálky [8]. Obrazy kapilár lze případně dále zvýraznit specifickými filtry, například výpočtem druhého největšího vlastního čísla matice druhých parciálních derivací obrazu [5] nebo morfologickým algoritmem tref-či-miň navrženým pro zesílení vláknitých struktur [7]. Během úprav je nezbytná kontrola výsledků s využitím objemové vizualizace, například pomocí 3D textury v OpenGL (Obr. 1) nebo maximální projekce.

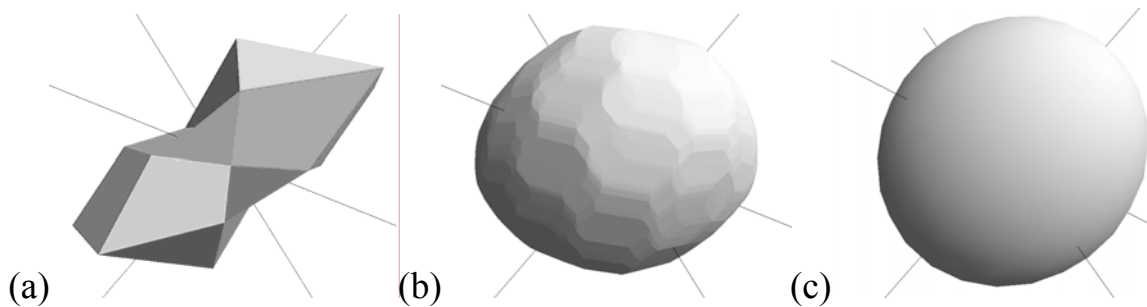
Prahováním předzpracovaného obrazu dostaneme 3D binární obraz, který lze použít pro odhad délky vláken pomocí automatizované Croftonovy metody, založené na výpočtu Eulerovy charakteristiky průniků vláken s hlavními rovinami mřížky obrazových elementů [3]. Délkovou hustotu pak dostaneme vydělením délky objemem oblasti zájmu.

3D skeleton binárního obrazu [4] lze použít pro detekci bodů větvení a koncových bodů a sledováním cest mezi význačnými body lze sestrojit geometrický graf kapilár. I u méně kvalitních snímků lze geometrický graf kapilár získat interaktivním obkreslováním případně urychleným algoritmem hledání minimální cesty v grafu sestrojeném nad obrazovými voxely.

V geometrickém grafu lze evidentním způsobem měřit délky a počítat body větvení. Úseček grafu lze v příznivých podmínkách, kdy není obraz příliš deformován v axiálním směru, použít k hodnocení orientace kapilár. Pro statistiku orientace kapilár lze použít směrovou různici (Obr. 2a), sestrojenou z prostorového histogramu délek úseček se směrem v buňkách teselace jednotkové sféry; Steinerův kompak (Obr. 2b), což je bodový Minkowského součet centrovaných úseček, nebo průměrný tenzor orientace úseček. Průměrný tenzor orientace úseček spočítáme tak, že každé úsečce $\langle a, b \rangle$ příslušné délky L a směru $v = (b-a)/L$ z jednotkové sféry S_2 přiřadíme tenzor $v \otimes v^T$ s maticí $\{v_i \cdot v_j\}$, a průměr vážený délkami spočítáme po složkách:

$$T = \frac{\sum_{k=1}^N L_k \cdot v_k \otimes v_k^T}{\sum_{k=1}^N L_k} \quad (1)$$

Průměrný tenzor označme $T = \{t_{ij}\}$. Vlastní čísla $\lambda_1 < \lambda_2 < \lambda_3$ a vlastní jednotkové vektory u_i a čísla spočítáme Jacobiho algoritmem. Platí pak $T = \sum \lambda_i \cdot u_i \otimes u_i^T$. Hlavní směr orientace získáme z vlastního vektoru příslušného největšímu vlastnímu číslu. Průměrný tenzor lze znázornit trojovým elipsoidem (Obr. 2c).



Obr. 2: Charakterizace anizotropie kapilár z obr. 1a pomocí růžice směrů (a), Steinerova kompaktu (b) a středního elipsoidu úseček geometrického grafu kapilár (c) s osami tohoto elipsoidu.

4. Experimenty

Pro obarvení krevních kapilár v mozku byl potkanům v anestézii podán intravenózně FITC-dextran (Sigma, St. Louis, MO: 1 ml roztoku 50 mg/ml) a poté byli usmrceni pomocí CO_2 . Mozky byly rychle vyjmuty a uloženy v 4% paraformaldehydu při 4°C na 4 dny. Byly pořízeny systematické parafinové řezy o tloušťce $50\ \mu\text{m}$ a buněčná jádra byla obarvena propidium jodidem. Série optických řezů po $2\ \mu\text{m}$ byly pořízeny laserovým řádkovacím konfokálním mikroskopem BioRad MRC 1024 (při excitačních vlnových délkách 488 a 567 nm) s imersním olejovým objektivem 40x (N.A. = 1.3). Pro testování byly použity 4 série snímků z bílé hmoty (*corpus callosum*) a 6 sérií z šedé hmoty (kůry mozkové).

Nejprve byl vybrán zelený barevný kanál s obrazy kapilár. Kontrast snímků byl zvýšen násobením faktorem lineárně rostoucím od 1 do 3 a rozlišení snímků bylo sníženo na 1/2 rozlišení. Poté byl použit Gaussovský filtr rozměru 2 pixely a Lipschitzovský 3D TopHat filtr o směrnici 2 úrovně/pixel - příklady viz obr. 1.

Binární obrazy byly pořízeny prahováním a geometrické grafy kapilár byly získány trasováním skeletonizovaného obrazu. Délka kapilár v obraze byla stanovena ze součtu délek úseček geometrického grafu. Anisotropie kapilár v jednotlivých obrázcích byla spočtena jako podíl nejdelší a nejkratší osy průměrného tenzoru úseček (1).

Algoritmy pro zpracování, vizualizaci a analýzu 3D obrazu byly implementovány jako moduly programu Ellipse (ViDiTo, Slovakia) pod systémem MS Windows.

5. Výsledky

Byly zjištěny rozdíly mezi šedou a bílou hmotou v délkové hustotě kapilár (*cortex* $0.0011\ \mu\text{m}^{-2}$, *corpus callosum* $0.0005\ \mu\text{m}^{-2}$), v hustotě větvení (*cortex* $17 \cdot 10^{-6}\ \mu\text{m}^{-3}$, *c. c.* $6 \cdot 10^{-6}\ \mu\text{m}^{-3}$) i ve stupni anizotropie (*cortex* 1.28, *c. c.* 1.64).

6. Závěry

Konfokální mikroskopie ve spojení s moderními metodami 3D obrazové analýzy umožňuje bohatou kvantitativní charakterizaci krevního řečiště v mozku pro účely hodnocení reakce kapilár na léčebné ozáření. Nové postupy vizualizace anizotropie mohou sloužit při exploratorní statistice vláknitých objektů. Metody objemového zobrazení s využitím OpenGL dávají dobrou představu o uspořádání krevního řečiště a při vývoji metod 3D obrazové analýzy poskytují operátorovi nezbytnou zpětnou vazbu.

7. Použitá literatura

- [1] Čapek, M., Janáček, J., Kubínová, L.: Methods for Compensation of the Light Attenuation with Depth of Images Captured by Confocal Microscopy, *Microscopy Research and Technique* 69 (2006), pp. 624–635.
- [2] Kennedy, A.S., Archambeau, J.O., Archambeau, M.H., Holshouser, B., Thompson, J., Moyers, M., Hinshaw, Jr D., and Slater, J.M.: Magnetic Resonance Imaging as a Monitor of Changes in the Irradiated Rat Brain. An Aid in Determining the Time Course of Events in a Histologic Study, *Invest. Radiol.* 30 (1995), pp. 214–220.
- [3] Kubínová, L., Janáček, J., Krekule, I.: Stereological Methods for Estimating Geometrical Parameters of Microscopical Structure Studied by Three-Dimensional Microscopical Techniques. In: *Confocal and Two-photon Microscopy* (Ed. A. Diaspro), Wiley-Liss, New York, 2002, pp. 299–332.
- [4] Lee, T.–Ch., Kashyap, R.L., Chu, Ch.–N.: Building Skeleton Models via 3-D Medial Surface/Axis Thinning Algorithms, *CVGIP* 56 (1994), pp. 462–478.
- [5] Lindeberg, T.: Edge Detection and Ridge Detection with Automatic Scale Selection. *Int. J. Computer Vision* 30 (1998), pp. 117–156.
- [6] Pawley, J.B.: *Handbook of Biological Confocal Microscopy*. Second Edition. Plenum Press, New York, 1995.
- [7] Passat, N., Ronse, C., Baruthio, J., Armspach, J.–P., Maillot, C.: Magnetic Resonance Angiography: From Anatomical Knowledge Modeling to Vessel Segmentation, *Medical Image Analysis* 10 (2006), pp. 259–274.
- [8] Štencel, M., Janáček, J.: On Calculation of Chamfer Distance and Lipschitz Covers in Digital Images. In: *Proceedings S4G*, (Eds. R. Lechnerová, I. Saxl, V. Beneš), Prague, 2006, pp. 517–522.
- [9] Triggs, B., Sdika, M.: Boundary Conditions for Young–de Vliet Recursive Filtering, *IEEE Trans. Signal Process.* 54 (2006), pp. 2365–2367.
- [10] Young, I.T., Vliet, van L.: Recursive Implementation of the Gaussian Filter, *Signal Process.* 44 (1995), pp. 139–151.

8. Poděkování

Studie byla podpořena AVČR grantem A100110502 a institucionálním záměrem AV0Z50110509.

**BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA
IV – ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA
3D BIOSIGNÁLŮ**

3D RECONSTRUCTION OF NMR IMAGES BY LABVIEW

M. Smetana

Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering,
Faculty of Electrical Engineering, University of Žilina
smetana@fel.uniza.sk

Abstract:

This paper deals with three dimensional (3D) image reconstruction using virtual instrumentation - LabVIEW. The main principle of the program is the Marching cubes (MC) algorithm and image processing implemented by module of Vision Assistant (VA). Two dimensional (2D) images from Magnetic resonance (MR) device provide information of human body in slices. Algorithm which can be used for 3D reconstruction of MR images in biomedical application is implemented in LabVIEW.

1. Introduction

Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Computer Tomography (CT) usually deliver cross-sectional images of the human body. The sampling is done in a set of coplanar slices with adjustable distance and thickness. If sequences of adjacent images are put together, the result will be a 3D volume representation of the human body part under analysis [1].

To reconstruct an isotropic 3D volume, the inter-slice distance should be close to the inter-pixel distance. The distance between consecutive slices is usually larger than the distance between consecutive pixels within a slice, so an interpolation must be done to obtain the pixels between the slices. This is a powerful tool to aid surgery and medical diagnosis. An isotropic volume reconstructed in this way can be manipulated like the original body, without any risk to it. Nevertheless, two distinct steps are necessary to reconstruct a 3D volume: the 2D Reconstruction of each slice and the 3D Volume Reconstruction.

2. Virtual Instrumentation – LabVIEW

LabVIEW (short for Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) is a platform and development environment for a visual programming language. The programming language used in LabVIEW, called "G", is a dataflow language. Execution is determined by the structure of a graphical block diagram (the LV-source code) on which the programmer connects different function-nodes by drawing wires. These wires propagate variables and any node can execute as soon as all its input data become available.

The LabVIEW is a graphical programming environment, which can be used to build data acquisition and instrument control application. The LabVIEW graphical dataflow language and block diagram approach naturally represent the flow of our data and intuitively map user interface controls so we can easily view and modify our data or control inputs. The LabVIEW programs are called virtual instruments, or VIs, because their appearance and operation imitate physical instruments, such as oscilloscopes and multimeters. The LabVIEW contains a comprehensive set of tools for acquiring, analyzing, displaying, and storing data, as well as tools to help us troubleshoot our code [2].

The LabVIEW programming environment, with the included examples and the documentation, makes it simpler to create small applications. The user interface, or front panel (Fig. 1), with controls and indicators of 3D reconstruction process was built in LabVIEW. Controls are knobs, push buttons, dials, and other input devices. Indicators are graphs, LEDs, and other displays. The code using VIs and structures to control the front panel objects was implemented after we built the user interface. LabVIEW Express technology transforms common measurement and automation tasks into much higher-level, intuitive VIs. With Ex-

press technology, thousands of nonprogrammers have taken advantage of the LabVIEW platform to build automated systems quickly and easily. LabVIEW delivers the performance, flexibility, and compatibility of a traditional programming language such as C, C++ or BASIC.

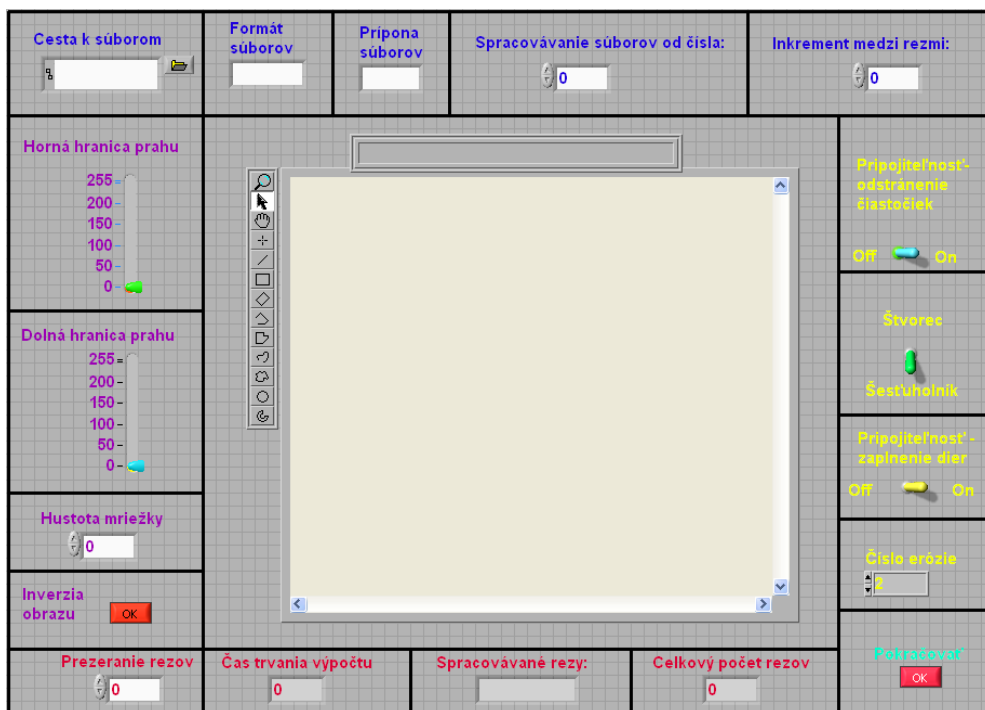


Fig. 1- Front panel of designed program for 3D image reconstruction

The block diagram contains part of this front panel (Fig. 2). There is some of main sub-VIs : “rotation Z” subVI, which is use to rotation of pattern voxel, blocks for comparison of pattern with image voxel based on Boolean values and blocks for their appropriate rotations by three spatial axis. Last three blocks, placed in TRUE/FALSE condition (1.2.3.) are designed to look up, redistribute, format and write final triangle's peaks to output file.

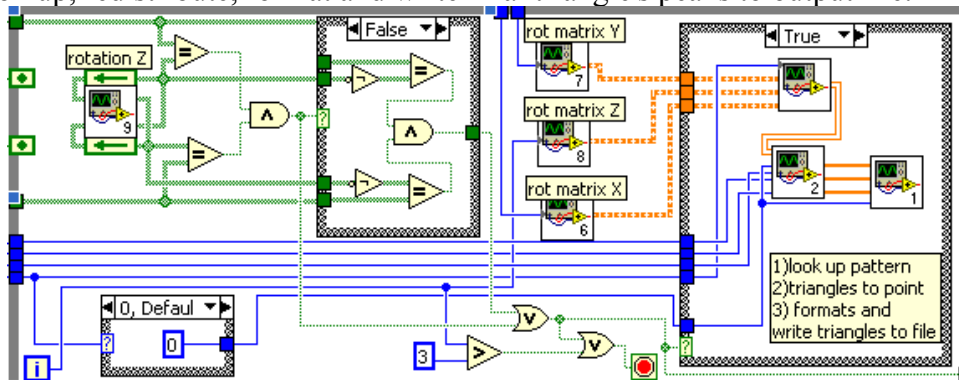


Fig. 2. Main part of block diagram of 3D reconstruction algorithm

In fact, the full-featured LabVIEW programming language has the same constructs that traditional languages have - variables, data types, looping, and sequencing structures as well as error handling.

3. Proposed solution for 3D reconstruction of NMR by LabVIEW diagrams

The main idea of this paper was to create a functional algorithm for 3D image reconstruction from 2D slices from Magnetic resonance imaging (MRI) machine (Fig. 3). Created application requires a set of 2D greyscale images with defined header file format. This is given by filling of blue colour fields at the front panel (Fig.1.). We have to fill all the fields to program works properly.

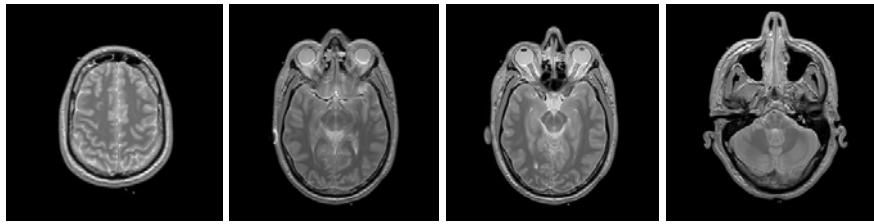


Fig. 3. Sequence of 2D slices from MRI

When all the required parameters of the fields and sliders are adjusted, we can click at the „Continue“field. After this, program takes all pre-defined 2D images and consequently will perform following operations: image threshold, filling holes, connectivity for various directions and erosion operation. Pre-processed images (Fig. 4), which are suitable for next application of created algorithm are result of this operation . These slices contain only two states of information – true or false. This data format is suitable for Marching cubes algorithm.



Fig. 4. Sequence of pre-processed 2D slices

The main principle of marching cubes algorithm is generation of triangle network based on comparison of input image voxels with voxels defined by look up table of marching cubes algorithm [3]. Final triangle network is represented by a cover of 3D reconstructed object.

NMR Images of head were obtained by Visible Human program ,ver. 2.0 [4]. This database contains very large database of NMR images in very high resolution therefore it is convenient for test algorithm. Resolution of scanned data is 230x230 pixels.

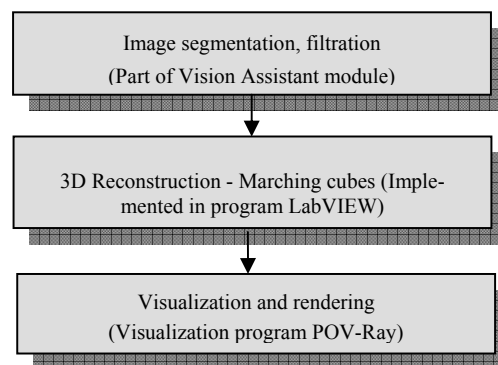


Fig. 5. 3D reconstruction algorithm

Reconstruction algorithm is implemented in LabVIEW with Vision Assistant module (Fig. 5.). Script for segmentation and processing of 2D images (filtrating, threshold) is written in VA module. 3D reconstruction algorithm is written in program LabVIEW. Visualisation and rendering of final triangles is powered by program POV-Ray.

4. Experimental results

Final 3D head reconstruction from NMR in high quality (270 subdivisions) and one NMR head slice are shown at the Fig. 6. Detailed head contours with maximum details can be seen there.

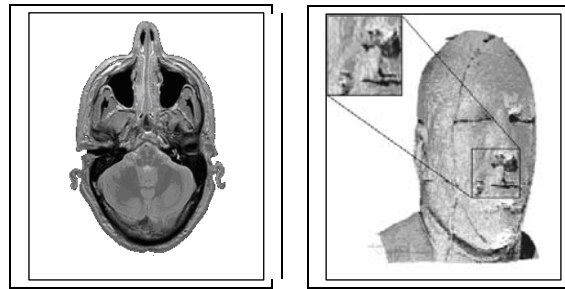


Fig. 6. Head slice from MRI and final 3D head reconstruction (on the right), 270 subdivisions

3D head reconstructions from NMR in lost quality – 54 subdivisions (on the left) and 135 subdivisions (on the right) are shown at Fig.7. We can see that image on the right is very similar to final image (Fig.6). Image on the left is not so detailed as image on the right but on the other hand reconstruction time is three times faster than for the right image. Reconstruction of head is drawn using 241 374 triangles.

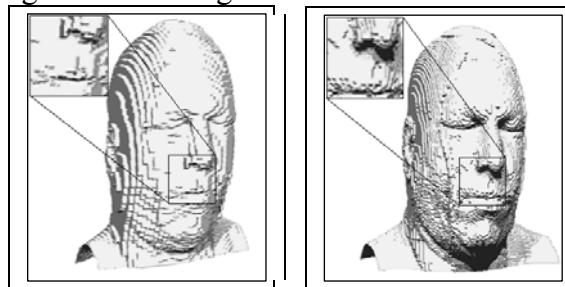


Fig. 7. Lost quality of Head reconstruction of NMR 54 and 135 subdivisions

5. Conclusion

3D image reconstruction is very popular theme of these days. 3D reconstructed object (image) is more visual than 2D image. MRI machine provides 2D image slices in high resolution. This is the reason why 3D reconstruction of these images is often exploited. 3D image reconstruction program based on the MC algorithm implemented in LabVIEW was an aim of this work. As can be seen from experimental results, the higher will be the final 3D reconstructed object quality the longer will be the reconstruction time. This implies that we have to choose between high 3D image quality and computing time. The main addition of this work is implementation of mentioned method in program LabVIEW and module Vision Assistant. Experimental results in LabVIEW are comparable to conventional program as Matlab. An advantage of presented method in this article is its simple implementation and very good final result of scanned data if there are enough of subdivisions. The disadvantage of mentioned method is necessary of very much triangles in result object. Presented NMR head images were obtained from Visible Human [4].

6. Acknowledgement

This work was supported by the grant No.1/3107/06 from VEGA grant agency.

7. References

- [1]. A. Tbaina, A. Prado, J. Bueno, 3D Reconstruction of Tomographic Images Applied to Largely Spaced slices, Proc. of the 10th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS '97) table of contents, Volume 21, Number 6 / December, 1997
- [2]. T. Klinger, Image processing with LabVIEW and IMAQ Vision, Prentice Hall, 2003.
- [3]. W. E. Lorensen, H. E. Cline, Marching Cubes: a high resolution 3D surface reconstruction algorithm, Comp.Graphics, Vol.21, No.4, pp 163-169 (Proc. of SIGGRAPH), 1987.
- [4]. The Visible Human Project®, Visible Human Version 2.0, 16.9.2006 (http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)

TOOLS FOR VISUALIZATION OF LARGE THREE-DIMENSIONAL OBJECTS IN BIOLOGY

M. Čapek* **, J. Janáček**, L. Kubínová**, P. Smrčka*, K. Hána*

* FBMI CTU in Prague, Kladno

** Institute of Physiology AS CR, v.v.i., Prague
capek@biomed.cas.cz

Abstract:

Three-dimensional images of biological objects or structures recorded by modern acquisition tools like a confocal laser scanning microscope are visualized for their evaluation, analysis and measurement. We report about possibilities for three-dimensional visualization which are offered by either our Rapid3D software package suited for three-dimensional reconstruction and visualization of biomedical images or Ellipse modular software package devoted to biological image processing (ViDiTo company, Slovakia). Both software packages are capable to work with specialized VolumePro 1000 board rendering digital volume scalar data in real time using Phong Lighting Model. Moreover, Rapid3D is capable to perform 3D real-time visualization using common graphics cards supporting DirectX technology, whereas Ellipse can perform 3D visualization based on OpenGL. Main principles of visualization using these approaches will be described and some visualization results of biological objects will be shown.

1. Introduction

A laser scanning confocal microscopes (CLSM) gives us possibility to acquire a stack of perfectly aligned images, i.e. a 3D digital representation of the specimen, through optical sectioning of the investigated object. In the presented study we focus on volume visualization of large biological tissues, i.e. tissues greater than field of view and/or thicker than maximal depth of scanning of the confocal microscope.

Steps leading to volume visualization of large specimens consist of [1]: A) Specimen preparation and cutting into thin physical slices. B) Acquisition of overlapping fields of view (spatial tiles) from all physical slices. C) Horizontal merging (mosaicing) of the spatial tiles into a sub-volume representing a physical slice. D) Vertical merging of sub-volumes of successive physical slices into volume representation of the whole specimen using elastic registration. The reason for applying the elastic registration lies in the possibly extensive deformations of large specimens caused by their cutting and manipulation during preparation. E) Image enhancement of optical sections in the resulting volume using our own algorithms [2].

2. Data

We tested our visualization tools on images of laboratory Norway rat prepared in cooperation with the 1st Faculty of Medicine, Charles University in Prague, Czech Republic (Dr. Radomíra Vagnerová). Embryos are fixed by formaldehyde, embedded in paraffin, cut into physical slices of thickness of 30 μm , and scanned by CLSM using auto-fluorescence of the specimen. The object of research interest in these specimens is small intestine and its prenatal development.

3. Methods

Volume rendering is the process of converting volumetric data, or data generated by 3D scanning techniques (e.g. CLSM), into a two dimensional image that can be displayed on a computer screen without immediate processing to extract and discover surfaces. Volume rendering can fully reveal the internal structure of 3D data, including amorphous and semi-transparent features [3].

We obtain a high resolution 3D image of the biological specimen as a result of the steps mentioned in the introduction. In order to visualize 3D objects we developed several tools. 3D visualization is realized either by our Rapid3D software package suited for three-dimensional reconstruction and visualization of biomedical images, or Ellipse modular software package devoted to biological image processing (created by ViDiTo company, Slovakia, www.vidito.com).

a. VolumePro visualization

Both the software packages are capable to work with specialized TeraRecon VolumePro™ 1000 board. This board uses a ray-casting algorithm for volume rendering of digital volume scalar data having of up to 8K voxels in any dimension using Phong Lighting model. It is a PCI board that can perform billion tri-linearly interpolated Phong-shaded samples per second, i.e. the volume rendering is performed in real time. The board supports, among others, embedding objects drawn by standard graphics packages (OpenGL, DirectX), cutting, cropping and trimming objects, filtering of samples based on various thresholds, multi-pass volume rendering, etc. The VolumePro also consists of the Volume Library Interface, which is collection of C++ objects that provides the application programming interface to the volume rendering features [3], see Fig. 1.

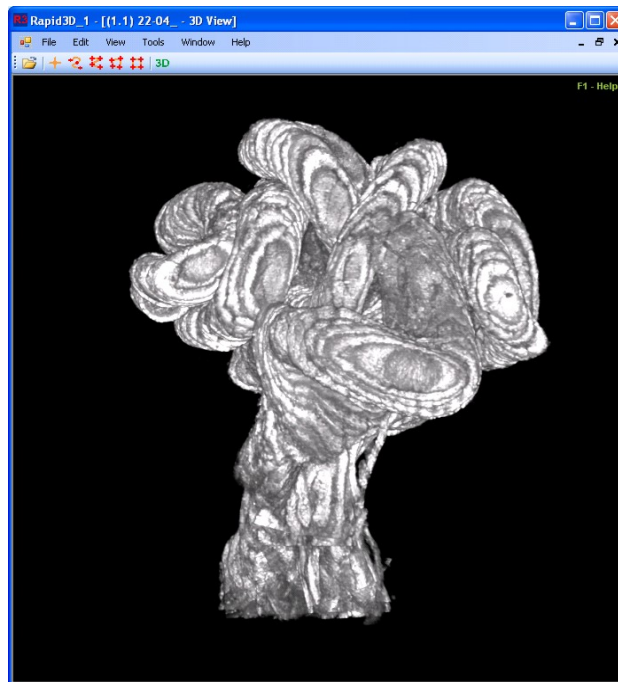


Fig.1 Volume rendering (using VolumePro board implemented in Rapid3D software package) of a small intestine of a 17-days old laboratory rat embryo. The depicted volume was reconstructed from 63 physical slices; its resolution is $1433 \times 1433 \times 252$ voxels.

b. DirectX/OpenGL visualization

Nowadays, the power of consumer graphics cards grows significantly faster than power of standard processors, because modern computer games become more and more visually realistic and thus hardware demanding. Simultaneously, programmability of these cards is being improved so that it is possible to use high level languages to create complex visual effects. Thus, these cards became attractive for scientific visualization and computing.

Volume rendering can be achieved using commodity graphics cards as well. However, these cards support standard rendering pipeline only, i.e. scene is described by geometric primitives (points, lines, triangles, quads, polygons), lights, material and light properties, tex-

tures, etc., and the pipeline is designed to handle the transformation, rasterization, and shading of only such built scenes. Direct manipulation with voxels of volumetric data is not supported. Therefore, volume rendering task must be adapted to this rendering pipeline. One of the popular approaches is the texture-based one.

This approach requires creation of so-called proxy geometry. The geometry consists of a set of quads forming parallel slices, and the 3D volume, saved in the graphics memory as a 3D texture, is then mapped onto the proxy geometry with tri-linearly interpolated texture coordinates. The volume is rendered by compositing all slices of the proxy geometry from back-to-front order via hardware accelerated alpha blending [4].

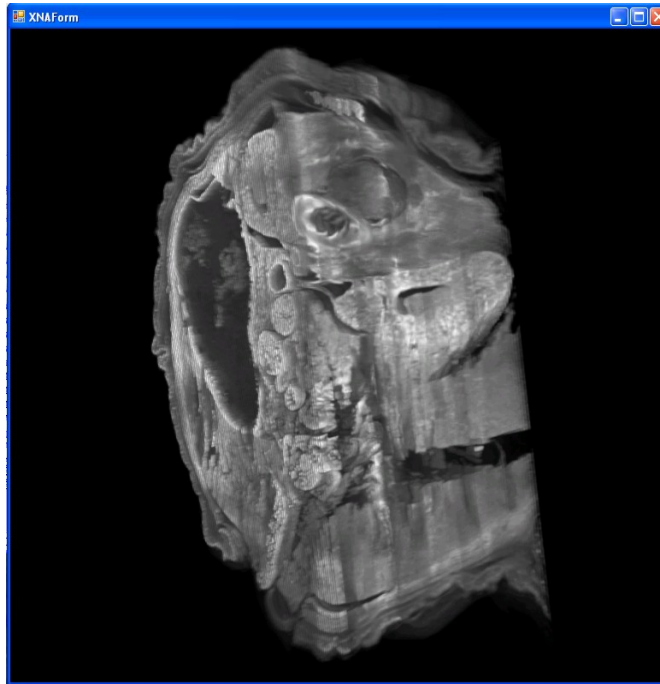


Fig.2 Virtual cut through a rendered middle part of body of 21-days old laboratory rat embryo (implemented in Rapid3D software package using DirectX technology). The depicted volume was reconstructed from 20 physical slices; its resolution is $1134 \times 1176 \times 80$ voxels. Note, that internal structures of the embryo are well matched.

Rapid3D includes 3D real-time visualization using common graphics cards based on DirectX technology, see Fig. 2. This visualization was implemented on the .NET platform in C# programming language and HLSL shader language using Microsoft XNA Game Studio Express.

Ellipse performs texture-based 3D visualization on common graphics cards using OpenGL graphics library that was implemented in C++ programming language, see Fig. 3. OpenGL-based volume rendering was optimized for fast and reliable 3D visualization using “bricks”, i.e. during every 3D movement and rotation of the object, volume data are specially organized in small 3D portions (bricks) which are then rendered in back-to-front order. This approach gives possibility to use the technique even on computers with elderly graphics cards supporting only small 3D textures.

4. Conclusion

The presented techniques for real-time 3D visualization of scalar data are routinely used in our department for research work. In the future we will develop methods for stereological measurement that take advantages of these techniques.

5. Acknowledgements

This work was supported by the research programs No. MSM6840770012 "Transdisciplinary Biomedical Engineering Research II" of the Czech Technical University in Prague and No. LC06063 (sponsored by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic), by the Academy of Sciences of the Czech Republic (Grants A100110502, A500200510, and AV0Z 50110509), and by the Grant Agency of the Czech Republic (Grant No. 304/05/0153).

Authors would like to express thanks to Petr Brůža from the Faculty for Biomedical Engineering (Kladno, Czech Republic) for the help with volume reconstruction of small intestines of laboratory rat embryos.

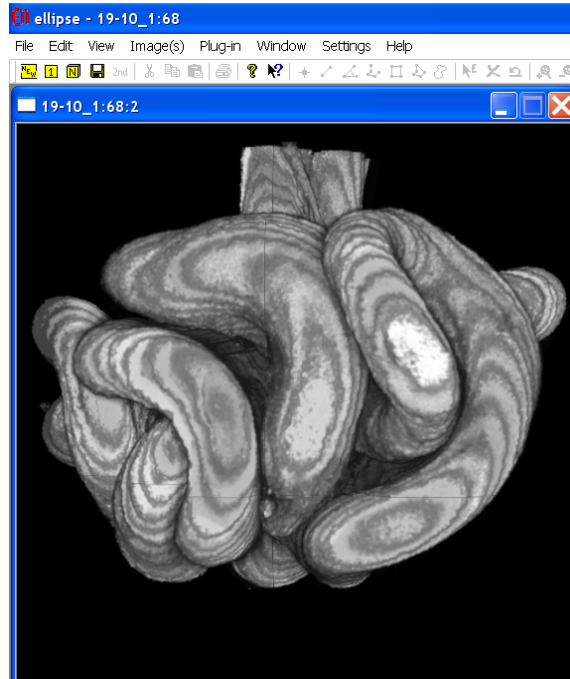


Fig.3 Volume rendering (implemented in Ellipse software package using OpenGL technology) of a small intestine of another 17-days old laboratory rat embryo. The depicted volume was reconstructed from 79 physical slices; its resolution is $1496 \times 1519 \times 316$ voxels.

6. References

- [1] Čapek, M., Janáček, J., Kubínová, L., Smrčka, P., Hána, K.: Volume Visualization of Biological Tissue Specimens Using Confocal Microscopy. *Lékař a technika*. 2006, vol. 36, no. 2, pp. 240-244.
- [2] Čapek, M., Janáček, J., Kubínová, L.: Methods for Compensation of the Light Attenuation with Depth of Images Captured by a Confocal Microscope. *Microscopy Research and Technique*. 2006, vol. 69, no. 8, pp. 624-635.
- [3] Pfister, H., Hardenbergh, J., Knittel, J., Lauer, H.C., Seiler, L.: The VolumePro Real-Time Ray-Casting System. *SIGGRAPH 1999*: 251-260.
- [4] Lücke, P.: Volume Rendering Techniques for Medical Imaging. Diploma work. Munich University, Faculty of Informatics, 2005, 122 pages.

KLASIFIKACE POHYBŮ PRSTU Z OBRAZOVÉHO ZÁZNAMU

J. Havlík, Z. Horčík, V. Hanžl

Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze

xhavlikj@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Príspevek se zabývá problematikou studia vztahu svalové a mozkové aktivity člověka, zvláště pak postupy klasifikace pohybů palce ruky z obrazového záznamu. V úvodní části článku je stručně popsán experiment, v jehož průběhu je synchronně zaznamenávána svalová (videosekvence pohybů) a mozková (EEG signály) aktivita pokusné osoby, a postup následné parametrizace obrazového záznamu. Stěžejní část příspěvku popisuje použité klasifikační algoritmy – hierarchické shlukování, rekursivní shlukovací algoritmus, k-means clustering, Bayesův klasifikátor a klasifikátor založený na diskriminačních funkcích. Navržené klasifikátory byly testovány na množině dat obsahující více než 180 tisíc příznakových vektorů, dosažené výsledky jsou součástí tohoto článku. Z navržených algoritmů se jako nejvhodnější ukázaly k-means klasifikátor a klasifikátor založený na diskriminačních funkcích.

1. Úvod

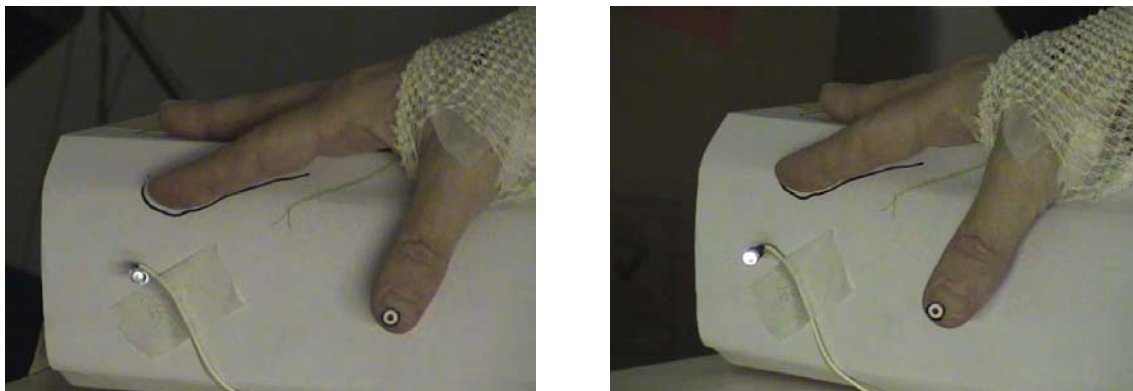
Klasifikace pohybů prstu je částí řetězce použitého k výzkumu vzájemných souvislostí mozkové a svalové aktivity člověka. Mozková aktivita je v tomto výzkumu reprezentována elektro-encefalografickým signálem (EEG), svalová aktivita je reprezentována současně sledovanými volnými pohyby palce ruky. Předložený článek se zabývá problematikou klasifikace pohybů prstu z obrazového záznamu pořízeného při experimentu.

2. Experiment

Pokusná osoba hýbe palcem ruky mezi 3 polohami – stacionárními body, pohyby palce jsou volní, směr pohybu volí pokusná osoba sama tak, aby ve sledované sekvenci byly jednotlivé pohyby zaznamenány zhruba se stejnou četností.

Pohyb palce následuje vždy po optickém synchronizačním pulsu, perioda synchronizačních pulsů je 6 ± 1 s. Perioda pulsů je generována náhodně tak, aby statisticky vykazovala rovnoměrné rozdělení. Tím je zajištěno, že ani při dlouhých sekvencích pohybů se pokusná osoba nemůže „naučit“ délku synchronizačního intervalu a pohyby palce následují opravdu až po synchronizačním pulsu. Synchronizační pulsy jsou zaznamenávány jak opticky v zorném poli videokamer, tak jako obdélníkový signál v jednom ze vstupů EEG snímacího zařízení.

Jednotlivé pohyby jsou realizovány tak, aby vždy přibližně 20 % doby mezi dvěma synchronizačními pulsy připadalo na pohyb palce z jedné polohy do druhé a zbytek doby palec setrval ve stacionárním stavu.



Obr.1 Příklad snímků z levé a pravé videokamery

Palec ruky je pro účely parametrizace pohybů označen zaměřovacím terčikem. Pohyb palce je zaznamenáván dvojicí standardních DV videokamer (720×526 obrazových bodů, 25 snímků za vteřinu) ze dvou lineárně nezávislých směrů. Záznam je ukládán na pásku, ze které je offline přehráván do počítače (viz obr. 1).

3. Parametrizace

Zaznamenané videosekvence jsou následně separátně předzpracovány a je provedena parametrizace nasnímaných záznamů – určení souřadnic středu terčiku v jednotlivých snímcích obou videokamer (2-D parametrizace). Parametrizované záznamy z obou videokamer jsou poté sloučeny dohromady a je provedena prostorová parametrizace sledovaných pohybů. Výsledkem parametrizace pohybů prstu je posloupnost prostorových souřadnic středu zaměřovacího terčiku v jednotlivých pulsnímčích zpracovávaných videosekvencích.

4. Klasifikace

Pro vlastní klasifikaci pohybů prstu byly navrženy a otestovány následující klasifikátory – hierarchické shlukování, rekursivní shlukovací algoritmus, k-means clustering, Bayesův klasifikátor a klasifikátor založený na diskriminačních funkcích. Množina klasifikačních algoritmů byla volena tak, aby obsahovala jak algoritmy vyžadující trénování, tak algoritmy bez učitele a dále algoritmy statistické i shlukovací (nevyžadující žádné apriorní znalosti o množině klasifikovaných dat).

Hierarchické shlukování

Jedná se o rekursivní shlukovací algoritmus, který v každém kroku sloučí dva nejpodobnější shluky do jednoho (na začátku je každý příznakový vektor považován za jeden shluk). Algoritmus nevyžaduje učitele (trénování před vlastní klasifikací) ani apriorní informaci o hledaných třídách. Algoritmus je vhodný pro klasifikaci dobře separovatelných množin, jeho zásadní nevýhodou je však výpočetní náročnost resp. velikost paměti potřebná k výpočtu vzájemných vzdáleností shluků. V prvním kroku je totiž potřeba vypočítat M^2 vzájemných vzdáleností, tedy $(M^2 - M)/2$ různých čísel. Tento fakt je limitující pro použití algoritmu při klasifikaci rozsáhlých množin dat [1].

Rekursivní shlukovací algoritmus

Jedná se o modifikaci předešlého algoritmu, kdy jsou shlukovány opět vždy dva nejpodobnější shluky, avšak posuzují se vzdálenosti pouze sousedních shluků v časové posloupnosti vstupního signálu. Při výpočtu vzdáleností se tak nevypočítává vzdálenost shluků od všech ostatních, ale pouze vzdálenosti vždy dvou po sobě následujících shluků, což vede k zásadní redukci počtu vzájemných vzdáleností (v prvním kroku pro M vzorků se jedná o $M - 1$ vzdáleností). Požadovaným výstupem algoritmu je takový stav, kdy každý shluk odpovídá jednomu stacionárnímu stavu ve zpracovávané posloupnosti. Nevýhodou algoritmu je apriorní neznalost počtu těchto stavů, která velmi komplikuje určení ukončovací podmínky shlukování.

K-means clustering

K-means clustering je konvergentní iterační algoritmus, který přiřazuje vstupní příznakové vektory k jednotlivým třídám na základě minimalizace vzdálenosti mezi příznakovým vektorem a vzorem třídy. Nutnou podmínkou pro zpracování dat tímto algoritmem je apriorní znalost počtu tříd. V našem případě je počtem tříd počet stacionárních stavů, mezi kterými se pohyboval sledovaný prst [1].

Bayesův klasifikátor

Bayesův klasifikátor je statistický klasifikátor rozhodující na základě pravděpodobnosti příslušnosti příznakového vektoru \mathbf{x} do třídy ω_r vyjádřené Bayesovým vztahem

$$P(\omega_r|\mathbf{x}) = \frac{p(\mathbf{x}|\omega_r)P(\omega_r)}{p(\mathbf{x})}, \quad (1)$$

kde

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{r=1}^R p(\mathbf{x}|\omega_r)P(\omega_r). \quad (2)$$

Apriorní pravděpodobnosti $P(\omega_r)$ jsou, jak vyplývá z definice experimentu, pro všechny třídy stejné, hustoty pravděpodobností $p(\mathbf{x}|\omega_r)$ udávající rozložení hodnot příznakových vektorů v jednotlivých třídách vykazují normální rozdělení

$$p(\mathbf{x}|\omega_r) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^N |\Sigma_r|}} \exp\left(-\frac{1}{2}(\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu}_r)' \Sigma_r^{-1} (\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu}_r)\right). \quad (3)$$

Parametry těchto normálních rozdělení je třeba před vlastní klasifikací získat trénováním klasifikátoru na množině příznakových vektorů se známým zařazením do klasifikačních tříd [2].

Diskriminační funkce

Jedná se o algoritmus provádějící klasifikaci příznakových vektorů přiřazením vektoru do té třídy, jejíž diskriminační funkce dává pro daný vektor maximální hodnotu. Diskriminační funkce $g_r(\mathbf{x})$ byly získány jako deriváty Bayesova vztahu jeho zlogaritmováním a vynecháním konstant neovlivňujících výsledek klasifikace.

$$g_r(\mathbf{x}) = -\ln |\Sigma_r| - (\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu}_r)' \Sigma_r^{-1} (\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu}_r) \quad (4)$$

Je zřejmé, že použití klasifikátoru s takto definovanými diskriminačními funkcemi vede na výsledkově totožné přiřazení vektorů jednotlivým třídám, jaké lze získat pomocí Bayesova klasifikátoru. Výhodou diskriminačních funkcí je však menší výpočetní náročnost, neboť při jejich použití není potřeba vypočítávat hodnoty exponenciální funkce jako ve vztahu (3) [2].

U každého navrženého algoritmu byla provedena jeho implementace ve výpočetním systému Matlab a byla posouzena jejich použitelnost pro klasifikaci pohybů prstu z obrazového záznamu.

5. Výsledky

Pro testování algoritmů byly použity videozáznamy v celkové délce přesahující 1 hodinu (celkem více než 180 000 klasifikovaných vektorů). Použité videosekvence obsahovaly záznam 659 stacionárních stavů, z nichž připadlo více než 200 realizací na každou klasifikovanou třídu (pro klasifikátory vyžadující učení byla tato množina rozdělena na testovací množinu o 562 stacionárních stavech a trénovací množinu obsahující 97 stacionárních stavů).

Nejprve byla posouzena vlastní použitelnost jednotlivých klasifikátorů. Bylo prokázáno, že hierarchické shlukování není pro klasifikaci takto velkých souborů dat vhodné, neboť nároky algoritmu na paměť počítače jsou příliš vysoké. Tento nedostatek lze eliminovat použitím rekursivního shlukovacího algoritmu. Limitující pro použitelnost algoritmu je však potřeba apriorní znalosti počtu klasifikovaných stacionárních stavů ve zpracovávaném záznamu, která není k dispozici. Z uvedených důvodů byly tyto algoritmy z dalšího posuzování vyne-

chány. Stejně tak byl vynechán i Bayesův klasifikátor, který poskytuje při větší výpočetní náročnosti totožné výsledky jako diskriminační funkce.

Vlastnosti jednotlivých klasifikátorů byly porovnány na základě dvou standardních kritérií převzatých z HTK Toolkit – parametrů *Correct* a *Accuracy*, kde H je počet správně klasifikovaných stacionárních stavů, I je počet stacionárních stavů přidávaných klasifikátorem navíc a N je počet všech klasifikovaných stacionárních stavů [3].

$$\begin{aligned} \text{Correct} &= \frac{H}{N} \times 100 \\ \text{Accuracy} &= \frac{H - I}{N} \times 100 \end{aligned} \quad (5)$$

Výsledky, jichž bylo při klasifikaci dosaženo, jsou uvedeny v tabulce 1.

K-means klasifikátor	
<i>Correct</i>	97,7 %
<i>Accuracy</i>	97,7 %
Diskriminační funkce	
<i>Correct</i>	97,8 %
<i>Accuracy</i>	97,8 %

Tab.1 Dosažené výsledky

Klasifikátory byly testovány na vektorech, které nebyly obsaženy v trénovací množině.

6. Závěr

Z navržených algoritmů se jako nejvhodnější ukázaly k-means klasifikátor a klasifikátor založený na diskriminačních funkcích. Pro posouzení úspěšnosti klasifikace byla použita kritéria definovaná v HTK Toolkit, parametry *Correct* a *Accuracy*.

Na uvedené testovací množině dat bylo pro oba klasifikátory dosaženo v obou parametrech lepších výsledků než 97 %. Tyto výsledky by mohly ukazovat na vysokou spolehlivost navržených klasifikačních algoritmů vedoucí k velké výtěžnosti zaznamenaných dat pro účely sledování svalové a mozkové aktivity člověka. Je třeba si však uvědomit, že pro vlastní hledání této závislosti je možné použít pouze ty části zaznamenaných dat, kde byly pohyby klasifikovány nejenom správně, ale i s vysokou mírou spolehlivosti. Tu je ale možno posoudit pouze u statistických klasifikátorů, kde lze porovnat míru pravděpodobnosti, se kterou klasifikovaný pohyb patří do jednotlivých tříd.

Z uvedených důvodů je pro klasifikaci pohybů palce ruky výhodnější použití klasifikátoru založeného na diskriminačních funkcích na rozdíl od k-means klasifikátoru.

7. Použitá literatura

- [1] Lukasová, A., Šarmanová, J.: Metody shlukové analýzy. SNTL, Praha, 1993.
- [2] Kotek, Z., Mařík, V., Hlaváč, V., Psutka, J., Zdráhal, Z.: Metody rozpoznávání a jejich aplikace. Academia, Praha, 1993.
- [3] Young, S. et al.: The HTK Book. Cambridge University Engineering Department, 2002.

8. Poděkování

Tato práce byla podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 (udělen Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky).

CAMERA SYSTEM FOR MOVEMENT ANALYSIS IN PARKINSON'S DISEASE

Z. Szabó

Department of Biomedical Informatics, Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University in Prague, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Czech Republic
szabo@fbmi.cvut.cz

Abstract:

The camera system is described for hand movement analysis in Parkinson's disease. Since lesions in different structures of the central and peripheral nervous systems cause specific disturbances of hand motor function we analyze the hand motion trajectory. The patients perform a natural manual transport task (moving an object from one place to another) repeatedly in OFF and ON medicated status and their movement is recorded by two cameras. The 2D trajectories of special markers fixed to the hand are extracted from the image sequences and later on their 3D trajectory is reconstructed from individual views. The described method could be useful for an objective description and quantification of certain hand movement disturbances in Parkinson's disease.

1. Parkinson's disease and manual transport task

Hand motor function is easily disturbed in neurological disease and this may represent a serious handicap. Lesions in different structures of the central and peripheral nervous systems cause specific disturbances of hand function in the resting position (e.g. resting tremor and dystonia in Parkinson's disease), when movement is initiated (Parkinson's disease), in reaching a target (cerebellar disturbance) etc. It can be assumed that different lesions would influence also the various phases of a manual transport movement, such as: the forming of the grip, establishing the grip, lifting the object, the transport phases, and placing the object on the target point. A method based on a simple manual transport act could therefore be useful for an objective description and quantification of certain hand movement disturbances.

A manual transport movement is built up by a sequence of isotonic and isometric phases. It consists of reaching for an object (isotonic phase), touching and grasping it (isometric phases) and transporting it to a final goal position (isotonic phases). In the same way release of the grip and return of the hand to its start position can be described. These phases have mostly been studied separately or in short sequences, e.g. reaching only, reaching and grasping [1]-[3].

In the present study we examined a natural manual transport task (transporting an object from one place to another) in patients with Parkinson's disease.

2. Camera system for 3D movement analysis

For reconstruction of 3D coordinates of moving markers we need at least two views, where the corresponding image points are visible. The reason that at least two views are needed is that one view determines only a line on which the object point must lie, but not the exact position. The second view determines a second line intersecting the first one in 3D space giving the exact object point position.

Before the camera system can be used to track markers (placed on the patient's hand and to the object), the system first needs to be calibrated. This is done by placing a known calibration frame in front of the cameras and by running the calibration software on the computer. For our prime experiments we have used Matlab toolbox for performing calibration procedure based on direct linear transformation (DLT). This mathematical model was used in order to calculating intrinsic (focal length, location of the image center, effective pixel size,

distortion coefficient of the lens) and extrinsic (rotation matrix, translation vector) camera parameters.



Fig.1 Calibration images of a planar checkerboard from two different views

When the camera system is calibrated the marker recognition algorithm follows. Positions of the markers in the acquired images can be detected manually (off line processing) or by auto-detection algorithms based on the color image segmentation and Hough transformation. The reduced search area for markers detection is implemented. The 3D measuring of moving markers is based on the triangulation algorithm and correspondences between pairs of points (positions of markers) from both of the images purchased by cameras. Given the cameras' internal parameters and relative pose (as result of the calibration) as well as the corresponding image points the 3D position of markers is computed for the sequences of images.

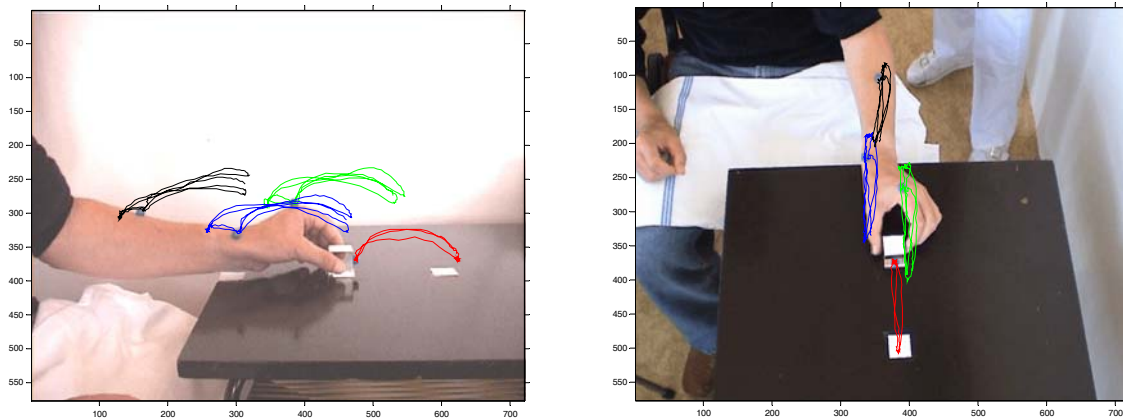


Fig.2 Results of markers detection are illustrated as trajectories on both of the views



Fig.3 During the video sequence the hand pose is measured as an angle between lines defined by the three markers placed on the hand

2.1 Markers – properties and location

During the motion recording the first marker is attached to the object being moved. The others three markers are attached to the anatomical landmark points on the patient hand. Namely to the head of the second metacarpus (caput metacarpale dig.II), to the lateral and distal side of radius (processus styloideus radii) and to the dorsal side of forearm, approximately 12 cm from the previous marker.

There are basically two types of markers, active and passive ones. We have used passive markers due to they are lightweight (no discomfort for the patient) and do not require energy source. The shapes of the markers are spherical so their projection to the image plane has always circular and their position can be determined with high accuracy. In our experiments we have tried out several colors of markers, but finally we have used a blue color, that is also used in professional video applications, as this color does not resemble any of the colors in the human skin.

2.2 Cameras – properties and location

For our experiments we have used two digital video cameras Sony DCR-TRV8E and DCR-TRV210E. The first one was located on the patient's left side recording the hand movement from the side and the second camera was located above the table recording the movement from above (see figures 1., 2. and 3). Both of the cameras are positioned so that all the markers are always seen by them during the measurement. In order to synchronize the video sequences the sync signal was used from an external light emitting diode. Based on this signal the sequences were shifted to the same time base and further processed.

The sampling rate was given by the cameras as 25 frames/s, whereas from the literature is known, that kinetic analysis of human movements can be done with negligible error using this sampling frequency [8].

2.3 3D reconstruction of movement

The 3D location of a set of markers is given by their image projections (2D coordinates of individual markers in image frames) and calibration results (intrinsic and extrinsic parameters). The process of computation is known as stereo triangulation [11]. The result of

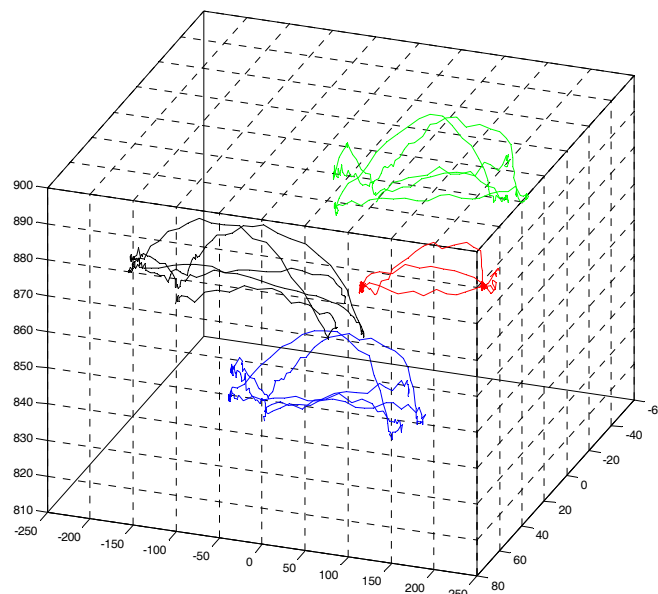


Fig.4 3D reconstruction of the markers trajectories

markers movement are shown in figure 4. The derived kinematic quantities are total trajectory, speed of movement, acceleration of movement and change of the angle during the motion (see figure 3).

3. Acknowledgment

This work was supported by the grant of Ministry of Education, Youth and Sports, Czech Republic, no. MSM6840770012.

We wish to thank also B. Storkova from the Faculty of Biomedical Engineering, CTU in Prague and I. Rektorova from the Neurology Department, in St. Anne's University Hospital Brno for their substantial contribution to this study.

4. References

- [1] J.R. Tresilian, G.E. Stelmach, C.H. Adler, "Stability of reach-to-grasp movement patterns in Parkinson's disease," in *Brain* 1997, 120 (11), pp.2093-2111.
- [2] M.F. Ghilardi, M. Alberoni, M. Rossi, M. Franceschi, C. Mariani, F. Fazio, "Visual feedback has differential effects on reaching movements in Parkinson's and Alzheimer's disease," in *Brain Research* 2000, 876, pp.112-123.
- [3] M. Gentilucci, A. Negrotti, "The control of an action in Parkinson's disease," in *Exp Brain Res* 1999, 129 (2), pp. 269-277.
- [4] L. Quinn, R. Reilmann, K. Marder, A.M. Gordon, "Altered movement trajectories and force control during object transport in Huntington's disease," in *Mov Disord* 2001, 16 (3), pp. 469-480.
- [5] S.J. Fellows, J. Noth, M. Schwarz, "Precision grip and Parkinson's disease," in *Brain* 1998, 121 (9), pp. 1771-1784.
- [6] P.E. Ingvarsson, A.M. Gordon, H. Forssberg, "Coordination of manipulative forces in Parkinson's disease," in *Exp Neurol* 1997, 145 (2), pp. 489-501.
- [7] B. Hejduková, N. Hosseini, B. Johnels, P.E. Ingvarsson, G. Steg, T. Olsson, "Grip and load force coordination during a manual transport movement: Findings in healthy participants," in *Motor Control* 2002, 6, pp. 282-293.
- [8] D.A. Winter, "Camera Speeds for Normal and Pathological Gait Analyses," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 20:408-412, 1982.
- [9] E.R. Davies, „Machine Vision: Theory, Algorithms, Practicalities,” Academic Press, 2nd edition, 1997.
- [10] Y. Shirai, "Three-Dimensional Computer Vision," Springer-Verlag, 1987.
- [11] R. Hartley, A. Zisserman, "Multiple View Geometry in computer vision," Cambridge university press, 2nd edition, 2006.
- [12] M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, "Image Processing, Analysis, and Machine Vision," PWS Publishing, 1999.

PERFORMANCE MONITORING OF YOUNG SPORTSMEN USING THE MOTION ANALYSIS METHOD

Z. Dolná, D. Šimšík, J. Majerník, A. Galajdová

Technical University of Košice, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Instrumental and Biomedical Engineering, Košice, Slovakia

Zlatica.Dolna@tuke.sk

Abstract:

This paper presents the research made in the field of human motion analysis on selected sport movement activities. This research began at Technical University of Košice at the Department of Instrumental and Biomedical Engineering few years ago, when we obtained human motion analysis system SMART from Italian company e-Motion as a result of the international competition in human motion research. The aim of the motion analysis research is to help estimate and assess movement and abilities in case of any pathology in clinical field, e.g. pre-surgical rehabilitation effect, post-stroke rehabilitation, gait analysis utilisation in clinical praxis, stability disorders, etc. Moreover one of the applications of this system as a tool of assessment of motion ability and pre-disposition was done in sport. In this field of study one of the advanced methods to evaluate motion abilities, performance and an effectivity of the movement is also human motion analysis based on optical motion capture system in the laboratory conditions. This exact approach is more precise than the some other methods typically used in sports medicine as i.e. subjective visual analysis because it is important to use objectivisation and quantification of human motion analysis. All the analysed subject were students of secondary sports school in Košice who are specialised into the athletics, mainly sprints, hurdle-races, long jumps, shot put and discus-throw. The group consisted of 11 young people – boys and girls in the age of 16-20 years. A standing jump was used as the testing sport activity because it is the one used for the estimation of dynamic properties of motion performance and shows the ability of sportsmen to take off, change the position of the centre of gravity and landing.

1. Introduction

A human motion analysis is seen as one of the advanced way to capture, reproduce and evaluate the performance of moving human body. It is a common tool that is used in the clinical praxis for patient mobility evaluation, visual examination of human locomotion (simple gait, balance while standing, etc.). In the sports medicine and sport science generally there is wide range of methods used for evaluation of the motion abilities. Even the method of visual evaluation of the individual's movement is the cheapest and it does not have special requirements on the technologies, saves time and finances, it can be very inaccurate as it is mostly subjective assessment of individual made by other professional – individually. There are a lot of deviations from the reality that we try to eliminate by using the scientific approach of assessment of sport activities.

There are many modern methods used in broad in the research and sport centres in order to monitor sport activities, capture the certain movement, describe the kinetic, kinematic and dynamic parameters from the trajectories of the moving segments of human body, biomechanical analysis of changes of the position of the centre of gravity, and many others. The most known motion analysis systems used also in the sports are: Simi MotionCapture3D, Qualisys Motion Capture System, Pro-Trainer Video Motion Analysis System, OrthoTrak connected with SIMM software, Vicon MX System, Eagle Digital System, Falcon Analog System and many others. At our university there are the experiments made in the motion analysis laboratory where the SMART system is installed. It is an optical motion analysis system that we use to run research based on recording and assessing kinematic data that describes motion. It is 6 cameras system capturing passive reflex markers attached on the skin of the observed subject placed according to the model and computer analysis of the data. Additional

but useful tool is to join force plate to know the ground forces reactions, and EMG (the best is to use telemetric methods for measuring EMG) to know what the electrical activity of muscles is. Those devices for force and EMG measuring are compatible with the SMART system and broaden the possibilities of measuring, data achieving and make the information about the motion complete.

2. Materials and Methods

Nowadays the method of modern motion analysis based on the tracking the markers attached on the body surface of the subject is not widely used in the sport praxis even in abroad there are some experiments. Those systems are successfully applied and they are the most spread in the research centres and in the clinical praxis for diagnostic purposes, an estimation of performance, efficiency of the treatment and many others. The systems for capturing and assessment of sport activity are becoming more and more useful – in some centres they already use video-cameras for replay the records of the matches, performance, competition to see the sportsman several times to learn from it. They are very useful not only in general medicine but also in the specialised branch of this field – sports medicine as the requirements are a bit different. There is not completed generalized methodics that is used worldwide for qualitative and quantitative assessment of movement and that is the reason why we find useful to apply opto-electronic motion analysis into the training process and sports medicine. In Slovakia there are the institutions (Faculty of Sports – at University of Prešov in Prešov, Faculty of Physical Education and Sports at Comenius University in Bratislava, National Sport Centre in Bratislava) involved into the sport science and they mostly run the research using the modern technologies as DWART system for diagnostic purposes, camera systems for video analysis in the sport halls, during the competitions etc. In some abroad research centres focused on the sport science they use systems from Musculographics, Ariel Dynamics, PTI Phoenix Technologies, Peak Performance Technologies and many others.

First measurements were made within the diploma projects at Department of Instrumental and Biomedical Engineering and were focused on the methodics development in the athletic disciplines and monitoring the sport performance of the young sportsmen and evaluation of training results. The long jump from the standing position is one of the testing methods for evaluation of lower limbs power. This test represented an activity that shows the dynamic ability of the individual to overcome gravity while jumping. This test is suitable for sportsmen providing the athletics disciplines like jumps, sprints, hurdle races. It is also interesting to capture prototype activities as normal gait (time-space parameters, symmetry, relation between the gait phases), balance during standing (to estimate the ability to keep balance, the laterality and dominant side of body, lower, upper extremity, respectively).

The measurements were done in 2005, 2006 and they will continue in 2007 as well, in the laboratory conditions at our department in cooperation with the Secondary Sports School in Košice. The sportsmen were asked to perform maximal-effort standing long jumps. All jumps were recorded at frequency of 50 Hz. The group of the young athletes consisted of girls and boys. We were focused on the individual performance and power of extremities during the standing jump not in the mutual comparison of each other, so gender didn't play the role.

First year of research we were focused on the method how to capture the kinematic data using SMART optical motion analysis system and consequently process, calculate the dynamic properties of lower extremity during the standing long jump on chosen group of athletes. Data obtained in 2005 were compared with those that we got as output of measurements in 2006 for the same group of young sportsmen. It enabled to monitor the short time history of the performance of young athletes and to estimate the dynamic properties derived from the kinematic data obtained by motion analysis.

Ten young sportsmen (mean age, 15.6 ± 1.19 years, mean height and body weight were 176.13 ± 8.9 cm, 61.00 ± 7.41 kg) participated in this study in 2005 year. Eight young sportsmen (mean age, 16.6 ± 0.92 years, mean height and body weight were 180.75 ± 12.41 cm, 64.75 ± 8.88 kg) participated in this study in 2006 year. For the comparison we used 8 subjects measured both in 2005 and 2006 as 2 sportsmen were not present in 2006. All the involved subjects were informed about the experimental procedures and signed consent before the experiment realisation.

The position of the passive reflex markers was arranged according to the model shown on the Fig.1, they were attached: neck – C7 vertebrae, L/R distal end of collar bone, R/L elbow, S1-sacrum vertebrae, RASIS, LASIS, RTroch, LTroch, REpic, LEpic, RFEMed, LFE-Med, RTub, LTub, R/L tight, R/L ankle, R/L heel bone.



Fig.1 Model of passive-reflex markers attached on young sportsman body

Those values do not have crucial influence on the length of the jump.

Then we compared the length of the jump as it is seen at Fig.3. We found out that not the height of jump but the right technique of the jump that depends mostly on the angle during the takeoff moment has the main influence on the maximal power. The study of the optimal takeoff angle based on the recent experiences from the motion analysis is one of the future targets we will be focused on. The optimal angle and the right technique can be monitored and trained to improve the performance of athletes – total length of jump that consists of takeoff distance, flight distance, and landing distance.

4. Conclusion

Presented methods are starting point on the long way of assessing motion abilities of sportsmen and as an important tool for the sports medicine application of human motion

3. Results

The parameters that the SMART system can record are changes in the positions, velocities and accelerations of the markers and from those data we evaluated following: length of the jump, height of the jump, tracks of the centre of gravity, its velocity and acceleration. The data were transferred from the SMART system into the Matlab program and into the MS Excel. Then they were evaluated and records were presented graphically as the tracks and time-depended parameters. Also the anthropometric data and the biomechanical model built in Matlab using the inverse dynamics helped to find out the forces and loads acting during the jump.

As the Fig.2 shows, we also compared the maximal changes of the centre of gravity during jumps and compared them after a year of training.

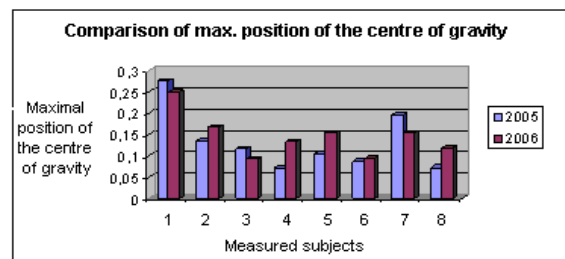


Fig.2 Changes in position of centre of gravity

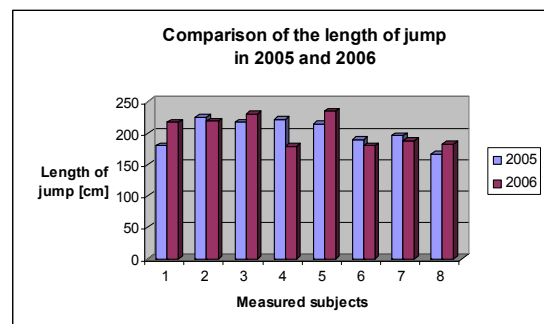


Fig.3 Comparison of the length of jump

analysis systems can support to improve the methods of power assessment, right technique training and monitoring of movement disposition of individuals. Power and performance monitoring is necessary for individual growth of sportsman because it can be a diagnostic tool for estimation and improvement of performance, supporting the training process with reducing the risk of injury. In the future we plan to add more tests to evaluate more issues during the sport activity.

5. References

- [1] Allard, P., Cappozzo, A., Lundberg, A., Vaughan, C.: Three-dimensional Analysis of Human Locomotion, John Wiley & sons Ltd., 1997, ISBN 0 471 96949 4.
- [2] Dolná, Z.: Rozvoj diagnostických metód v športovom lekárstve s využitím pokrokových technológií pre analýzu pohybu. Písomná práca k dizertačnej práci. Technická univerzita v Košiciach, Strojnícka fakulta, Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Košice, 2006, 83s.
- [3] Griffiths, I. W.: Principles of Biomechanics & Motion Analysis, Lippincot Williams&Wilkins, 333p., ISBN 0-7817-5231-0.
- [4] Kampmiller, T. a kol.: Optimalizácia výkonnosti a pohybovej štruktúry v behoch, chôdzi a skokoch. Slovak Scientific Society for Physical Education and Sport, FTVŠ UK, Bratislava, Slovakia, 1996, 103p. ISBN 80-967487-3-4
- [5] Majerník, J., Šimšík, D., Galajdová, A.: Gait Analysis in Clinical Praxis. Proceedings of YBERC 2005. Acta Mechanica Slovaca, 2-A/2005, Vol. 9, pp. 303-306, ISSN 1335-2393.
- [6] Nigg, B. M., Herzog, W.: Biomechanics of the Musculo-skeletal System, 2nd edition, John Willey & Sons, Chichester, 1995.
- [7] Rychnavský R.: Dynamika dolnej končatiny pri skokoch. Diplomová práca. Technická univerzita v Košiciach, Strojnícka fakulta, Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Košice, 2005, 62s.
- [8] Šimšík, D., Galajdová, A., Majerník, J., Želinský, L.: Gait and posture analysis at rehabilitation clinic. In: EMBEC '05, IFMBE : 3rd European Medical & Biological Engineering Conference November 20-25, 2005, Prague, Czech Republic, 2005. 4 p.
- [9] Tuček, P.: Vyhodnocovanie efektivity tréningu športovcov. Diplomová práca. Technická univerzita v Košiciach, Strojnícka fakulta, Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Košice, 2006, 50s.
- [10] <http://www.motionanalysis.com/>
- [11] http://www.vicon.com/applications/life_sciences.html
- [12] <http://www.sportsmotion.com/>
- [13] <http://www.qualisys.com/sports.html>
- [14] <http://www.simi.com/en/products/mocap/index.html>
- [15] <http://www.unipo.sk/fs/index.php>
- [16] <http://www.sportcenter.sk/informatika/aktuality?news=182>
- [17] <http://www.fsport.uniba.sk/starawww/kredit/indexeng.htm>
- [18] <http://people.brunel.ac.uk/~spstnpl/BiomechanicsAthletics/StandingLongJump.html>

6. Acknowledgement

The results as output of the research written in this paper were obtained using of grant from Italian company eMotion “The influence of intensive pre-surgical rehabilitation before total hip endoprosthesis on post surgical status of patients”, and project VEGA 1/2191/05 “Monitoring of rehabilitation process of para and tetraplegics in vertical position using thermography”, and partially thanks to grant 6.FP integrated project MonAMI - Mainstreaming on Ambient Intelligence IST-5-0535147.

BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA V – KLASIFIKACE A HODNOCENÍ BIOMEDICÍNSKÝCH DAT

ROBUSTNÍ METODY HODNOCENÍ GENOVÝCH EXPRESNÍCH DAT

T. Pavlík, E. Budinská, L. Dušek, J. Jarkovský

Institut biostatistiky a analýz, PřF a LF, Masarykova univerzita,
Kamenice 126/3, 625 00 Brno
pavlik@iba.muni.cz

Mohutný rozvoj molekulárně biologických metod a s nimi souvisejících biotechnologií v posledních deseti letech je spojen s produkcí velkého množství dat. Klasickou ukázkou tohoto trendu je technologie DNA mikročipů, která umožňuje v jednom experimentu sledovat expresi několika desítek tisíc genů najednou, což ji řadí mezi nejpoužívanější biologické metody dneška. Kvantum získaných experimentálních dat však není zdaleka jednoduché invenčně uchopit a analyzovat, pro relevantní medicínské závěry je nutné použít vhodné biostatistické metody a postupy, zcela přizpůsobené charakteru dat získaných z DNA mikročipů.

Kvůli podstatě DNA mikročipů se statistická analýza tohoto typu dat potýká s problémy, které někdy nelze pomocí stávajících metod uspokojivě vyřešit, což následně vede k vývoji nových biostatistických postupů specializovaných pro analýzu expresních dat. Jako hlavní problémy lze jmenovat tyto:

1. Velký počet sledovaných proměnných - genů. Největší výhoda microarray experimentu je zároveň i jeho největší slabinou, neboť velmi málo statistických metod se umí vypořádat s desítkami tisíc proměnných najednou.

2. Malá velikost experimentálního vzorku – pacientů. Studie jsou limitovány jak finanční náročností DNA čipů tak omezeným počtem dostupných pacientů. Většina publikovaných prací je postavena pouze na vzorku v řádu desítek pacientů.

3. Chybějící hodnoty – nízká kvalita dat. Chybějící hodnoty vznikají na místech podezřelých spotů, které jsou buď manuálně nebo automaticky vyloučeny z další analýzy. Spoty mohou být vyloučeny z více důvodů, např. kvůli prachu a škrábancům na mikročipu, deformovanému obrazu nebo špatnému natištění. Nejjednodušší doplnění chybějících hodnot je metodou řádkového průměru, kdy je chybějící hodnota nahrazena průměrem ostatních expresních hodnot daného genu. Troyanskaya a kol. (2001) navrhuje použít pro dopočítání chybějících hodnot metodu k nejbližších sousedů, kdy je chybějící hodnota daného genu určena jako průměr odpovídajících hodnot u k nejpodobnějších genů. Tento přístup je vhodnější, neboť bere v úvahu funkční vztahy mezi jednotlivými geny.

Metody používané pro statistickou analýzu dat získaných z DNA mikročipů se dají rozdělit do tří velkých skupin: shlukovací metody, metody pro identifikaci rozdílně exprimovaných genů a klasifikační metody. Ve všech třech oblastech byly vzhledem k podstatě dat vyvinuty zcela nové přístupy hodnocení vícerozměrných dat, které navíc kvůli nutnosti výpočetní stability těchto procedur kombinují parametrické a neparametrické přístupy pro dosažení maximální robustnosti.

Shlukovací metody

Shlukovací analýza je jednou z nejpoužívanějších vícerozměrných statistických metod, a to jak obecně, tak i v případě expresních dat. Úkolem shlukovacích metod je najít v datech skupiny prvků (shluky) tak, že prvky jednotlivých skupin budou v jistém smyslu více podobné než prvky z různých skupin, tzn. nalezené skupiny prvků budou co nejvíce homogenní. V kontextu DNA mikročipů lze shlukovat jak geny tak biologické vzorky (např. pacienty) nebo expresní profily genů v čase. Velmi používané jsou metody založené na principu klasické metody k -průměrů, kdy právě použití průměru jako hlavní charakteristiky da-

tového bodu je nahrazováno robustním mediánem. Klíčovým problémem shlukovacích metod je odhad počtu shluků, které má algoritmus v datech najít. Tento odhad můžeme buď získat od klinického experta nebo použitím matematických algoritmů, jako např. procedury silhouette width.

Metody pro identifikaci rozdílně exprimovaných genů

Důležitým cílem microarray experimentů je také identifikace rozdílně exprimovaných genů, tedy genů, jejichž hladina exprese se liší mezi dvěma (nebo více) biologickými vzorky. Vzhledem k tomu, že při hodnocení genové exprese pracujeme s desítkami tisíc genů zároveň, setkáváme se zde s tzv. problémem násobného testování hypotéz. Principem nejpoužívanějších metod pro identifikaci zajímavých genů je výpočet číselného skóre pro každý gen, které odráží rozdíl v genové expresi mezi sledovanými podmínkami, a následné určení prahové hodnoty, nad níž lze skóre považovat za statisticky významné. Pro toto prahování se nejčastěji používají permutační algoritmy a metoda bootstrap, které opět elegantně obcházejí nevýhody parametrických přístupů. V poslední době je možné se při hodnocení dat z DNA mikročipů setkat i s metodami, které byly původně vyvinuty pro analýzu signálu. Jednou z nich je tzv. „Empirical Bayes Thresholding“ algoritmus, pracující při vyhodnocování pouze s vektorem testových statistik.

Klasifikační metody

Principem klasifikačních metod v analýze dat z DNA mikročipů je vytvoření rozhodovacího pravidla, které by na základě naměřených hodnot genové exprese umožňovalo přiřazení pacienta do jedné z předem definovaných tříd. Vícerozměrný prostor vytvořený expresními daty je však natolik heterogenní, že nad různými soubory pracují různé algoritmy s naprosto rozdílnou efektivitou, což znemožňuje jednoznačné hodnocení těchto metod. Pro účel klasifikace se většinou používá pouze část z genů tvořících expresní profil pacienta. Je to dáno tím, že mnoho z nich nemá vzhledem ke sledovaným třídám dostatečnou diskriminační schopnost, buď proto, že jsou inaktivní, nebo proto, že se u obou skupin pacientů chovají stejně. Vlastnímu použití klasifikační procedury by tedy měl předcházet výběr k tomuto účelu vhodných genů pomocí metod pro identifikaci rozdílné exprese.

Mezi nejpoužívanější klasifikační metody v oblasti microarrays patří diskriminační analýza a její variace, která pracuje na principu metody maximální věrohodnosti. Ta je však závislá na pravděpodobnostních předpokladech, což jednoznačně odsuzuje metody diskriminační analýzy mezi nerobustní metody. Navržených robustních algoritmů pro klasifikační problém existuje celá řada, v případě DNA mikročipů si poměrně obstojně vedou modifikace klasické metody k nejbližších sousedů, což jenom dokazuje, že vzhledem ke složité vnitřní struktuře expresních dat nelze jednoznačně určit optimální klasifikační proceduru.

Závěr

I když se na vývoji statistických metod pro analýzu dat z DNA mikročipů pracuje již přibližně 7 let, v žádném případě nelze říci, že by šlo o ukončený proces. Zejména obrovský počet zkoumaných genů a vůči němu poměrně malý počet dostupných pacientů či biologických vzorků představují největší překážky pro biostatistiky na celém světě. Nicméně, DNA mikročipy jsou natolik perspektivní technologií, že se vložené úsilí nepochybně v budoucnu odrazí jak ve vývoji kvalitních matematických metod analýzy, tak následně v prohloubení znalostí o fungování buněčných pochodů i ve zlepšení diagnostiky a léčby těch nejzávažnějších onemocnění.

Literatura

- [1] Ge, Y., Dudoit, S. and Speed, T.P. (2003). Resampling-based multiple testing for microarray data analysis. Technical report, University of California at Berkeley, Department of Statistics.
- [2] Dudoit, S., Fridlyand, J. and Speed, T.P. (2002). Comparison of discrimination methods for the classification of tumors using gene expression data. *Journal of the American Statistical Association* Vol.97 No 457: 77-87.
- [3] Eisen, M.B., Spellman, P.T, Brown, P.O. and Botstein, D. (1998). Cluster analysis and display of genome-wide expression patterns. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 95: 14863-14868.
- [4] Fridlyand, Y.M. (2001). Resampling methods for variable selection and classification: applications to genomics. PhD thesis, University of California at Berkeley, Department of Statistics.
- [5] Lee, J.W., Lee, J.B., Park, M. and Song, S.H. (2005). An extensive comparison of recent classification tools applied to microarray data. *Computational Statistics & Data Analysis*, 48: 869 – 885.
- [6] Reiner, A., Yekutieli, D. and Benjamini, Y. (2003). Identifying differentially expressed genes using false discovery rate controlling procedures. *Bioinformatics* Vol. 19 No. 3: 368-375.
- [7] Storey, J.D., Dai, J.Y. and Leek, J.T. (2005). The Optimal Discovery Procedure for large-scale significance testing, with applications to comparative microarray experiments. UW Biostatistics Working Paper Series, University of Washington.
- [8] Speed, T. (2003). *Statistical analysis of gene expression microarray data*. Chapman & Hall/CRC.
- [9] Tamayo, P., Slonim, D., Mesirov, J. et al. (1999). Interpreting patterns of gene expression with self-organizing maps: Methods and application to hematopoietic differentiation. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 96: 2907-2912.
- [10] Troyanskaya, O., Cantor, M., Sherlock, G. et al. (2001). Missing value estimation methods for DNA microarrays. *Bioinformatics* Vol. 17 No. 6 pp. 520-525.
- [11] Tusher, V.G., Tibshirani, R. and Chu, G. (2001). Significance analysis of microarrays applied to the ionizing radiation response. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 98: 5116-5121.
- [12] Vapnik, V. (1998). *Statistical Learning Theory*. Wiley, Chichester, GB.

PREDICTING RELAPSE IN SCHIZOPHRENIA USING COMMUNICATION TECHNOLOGY AND PATTERN RECOGNITION TECHNIQUES

J. Hrdlička*, F. Španiel**, D. Novák*

* Katedra Kybernetiky ČVUT FEL

** Psychiatrické centrum v Praze, 3. lékařská fakulta, Univerzita Karlova

jan.hrdlicka@email.cz

Abstract:

The patients with psychotic diseases, especially with schizophrenia diagnosis have one of the highest relapse rates characterized by long-stay hospitalization. The system ITAREPS (Information Technology Aided Relapse Prevention in Schizophrenia) has been developed for rapid and targeted recognition of early warning signs of psychotic disorder relapse. It employs modern communication and information technology for timely intervention during initial phase of relapse. There was a large decrease in the number of hospitalizations within the cooperating participants of the ITAREPS system. Efficiency, benefits and problems of the ITAREPS system is discussed. Consequently, suggestions for more sophisticated relapse prediction -are introduced.

1. Introduction

Schizophrenia is typically diagnosed in late adolescence or early adulthood. It is found approximately equally in men and women, though the onset tends to be later in women, who also tend to have a better course and outcome. The lifetime prevalence of schizophrenia is commonly given at 1 %. However, a recent review of studies from around the world estimated it to be 0.55% [1]. The same study also found that prevalence may vary greatly from country to country, despite the received wisdom that schizophrenia occurs at the same rate throughout the world. It is worth noting however, that this may be in part due to differences in the way schizophrenia is diagnosed. The incidence of schizophrenia was given as a range of between 7.5 and 16.3 cases per year per 100,000 population. In the Czech Republic, there are approximately 11500 hospitalizations of patients with Schizophrenia diagnosis. As majority of hospitalizations are readmissions - relapses of the schizophrenia disease, any system providing efficient relapse prevention would be valuable for both patients and outpatient psychiatrists.

The incidence of relapse in patients who have experienced one or more psychotic episodes is high and ranges between 50 and 80% in the year following the episode of psychosis without treatment [7]. Evidence suggests that a relapse of schizophrenia is preceded by psychotic and non-psychotic behavioural and phenomenological changes. The most common non-psychotic prodromal symptoms are irritation, sleep problems, tense, fear, anxiety, quietness or with-drawal [5]. Psychotic early prodromal symptoms resemble those of schizophrenia symptoms but are milder. For example, a milder experience of hallucinations might be termed "perceptual abnormalities", hearing voices etc. It is crucial to recognize prodromal symptoms of schizophrenia in order to predict and prevent onset of the relapse.

When a relapse prediction, as mentioned above, seems to be realistic goal, it is essential to inspect patient's behaviour and mental health as frequently as possible in order to recognize prodromal syndromes in time. Obtaining and answering of the EWSQ should be quick, easy, and accessible for the most of the patients. These requirements naturally imply usage of sms.

Almost any patient has mobile phone compared to other communication standards, for example internet connection. Sending messages does not consume much time and cost almost no money. But there is need of the automatic processing of the messages with increasing number of the patients. Another benefit of the sms approach is that there is no need of physical contact between patient and outpatient psychiatrist, unless prodromal syndromes appear and possibility of relapse arises. That means time-savings for the outpatient psychiatrist and money saving for the patient. Difficulties of the sms approach lie in the insufficient control of the patient. The patients have to fully cooperate and send messages regularly. These conditions are not met if the patient is not willfully participating on system. Sometimes patient's way abroad can be problem as not all of the patients have roaming.

2. Methodology

A. ITAREPS system

The participants of the project are a patient, a selected family member, and an outpatient psychiatrist. ITAREPS enables long-term follow-up of mental health of individuals with severe psychiatric disorder. The program was developed by experts from Prague Psychiatric Center.

The patient concerned in ITAREPS system responds ten questions included in patient's questionnaire, for example "Does your feeling of being laughed or talked about changed for the worse during this week?". The observer – family member or person close to patient - answers similar questions about patient's mental health. Both the patient and the observer evaluates any change for the worse of particular items by numbers between 0 and 4 and sends responses via mobile phone messages.

0 - no change or improvement

1 - mild worsening

2 - intermediate worsening

3 - severe worsening

4 - extreme worsening

Patients and their family informants are asked to send mobile phone message once a week. When a total score i.e. sum of all answers in patient's message, exceeds given value, the ITAREPS sends *alert* to outpatient psychiatrist and the medication is increased. Patient is asked to perform the evaluation twice a week in five weeks following after *alert* state. If during three weeks no *alert* state arises, the medication is decreased and patient sends his messages once a week again. In total, data of 45 patients have been gathered. The message from observer has been collected in 34 cases. It is envisaged that number of processed patients will increase in future as other outpatient psychiatrists will participate on ITAREPS.

C. More sophisticated prediction- ITAREPS IQ

1) Motivation:

As described above, ITAREPS system itself is based on early warning signs questionnaires and simple sum and threshold prediction. It is almost certain, that other techniques from the pattern recognition or the data mining area would be more precise and would have even better results. And that is why the designed the ITAREPS IQ.

2) Solution:

The proposed detection method has been split into two independent parts: General Framework and classifier. The General Framework purpose is to load and preprocess data and to label relapse states, the states we want to recognize in the future. After labeling, General Framework loads the classifier and organizes data creating learning set and classification set. These sets are passed to classifier and the classifier estimates the input pattern similarity to patterns from learning set and labels the last message as relapse or as harmless. So the inputs

of the classifier are: learning set, classified pattern, vector of learning set labels and classifier parameters. There were trials made with two different classifiers, k- Nearest Neighbours and Backpropagation Neural Network. As the features, the raw history of the sms messages was used. Every patient's sms message has ten answers to early warning signs questionnaires. So if history of 4 sms messages is taken, the feature space is 40 dimensional. Neural network with standard backpropagation algorithm was used as another classifier. Neural network was multilayer, with one input, one hidden, and one output layer.

III. RESULTS

A. ITAREPS results

A total of 45 patients and 39 family members were enrolled in the one-year, longitudinal, mirror-design evaluation of the ITAREPS clinical effectiveness since its implementation in clinical practice in the Czech Republic in September 2005. These subjects were recruited through 14 out-patient mental health facilities in the Czech Republic. In total 1540 EWSQs were completed and returned as a SMS message by patients along with 1020 EWSQs from family members during a total follow-up period of 34,7 patient*years. The ITAREPS system announced the onset of early warning signs in 88 cases based on EWSQ scores sent by patients and in 47 cases based on family members' reports, during the follow-up period. The overall patient drop-out rate during the evaluation period was 10%. There were 9 hospitalizations in the 45 patients participating in the ITAREPS program for a mean of $283,3 \pm 111,9$ days follow-up, compared with 27 hospitalizations during the same length of time before entering the program, resulting in a statistically significant 60% reduction in the number of hospitalizations during ITAREPS

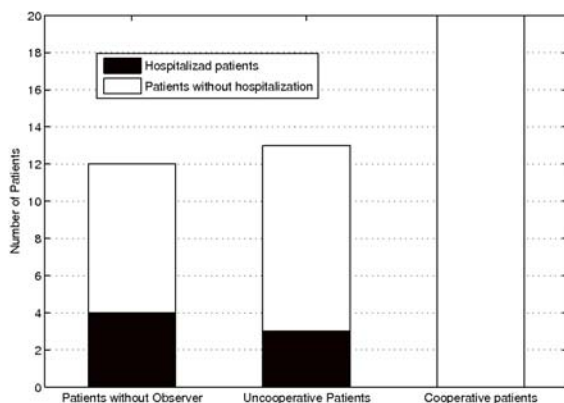


Fig. 1. Hospitalizations within ITAREPS participants

program participation (sign test, $P < 0.004$). Only patients slipped through ITAREPS, experienced relapse during ITAREPS participation were accepted for prediction. And as implies from ITAREPS results, these were uncooperative patients.

B. ITAREPS IQ results

Only patients slipped through ITAREPS, experienced relapse during ITAREPS participation were accepted for prediction. And as implies from ITAREPS results, these were uncooperative patients. The Youden index defined as

$$Y = (\text{Sensitivity} + \text{Specificity} - 1) \quad (2)$$

was used to evaluate prediction accuracy of k-NN classifier and backpropagation network.

Because every patients unique and the EWS are highly interindividual, classifiers learn on each patient separately and thus their accuracy is evaluated separately either. In both k-NN and Neural Network classifiers there is almost no successful prediction accuracy. The reason

lies in a few cases of relapses within one patient, low patients cooperation and reasonable ITAREPS relapse prediction.

4. Conclusions

The ITAREPS program presents a novel approach towards relapse prevention which according to our best knowledge has not been used before. The program offers affordable solution to face the challenges of frequent rehospitalization and relapses in patients with schizophrenia and psychotic disorders in general. In case of the cooperative participants, there was huge decrease of patient's relapses. Attempt at more sophisticated prediction of relapses failed. This was mainly caused by insufficient amount of the data useful for prediction, classifier was able to use only patients who slipped through the ITAREPS system and experienced schizophrenic relapse. As it can be seen in section "ITAREPS results", these were patients who did not fully cooperate and sent insufficient amount of EWSQs.

5. Future works

A prospective, double-blind, randomized trial with the ITAREPS program is preparing to confirm ITAREPS preliminary results. That is a unique window of opportunity for ITAREPS IQ, because the data from control group will be gathered and classifiers would not need to rely only on patients slipped through the ITAREPS system. And ITAREPS IQ approach could be compared to original ITAREPS system.

6. References

- [1] Goldner EM, Hsu L, Waraich P, Somers JM *Prevalence and incidence studies of schizophrenic disorders: a systematic review of the literature* Canadian Journal of Psychiatry 2002; 47: 833-843.
- [2] Ouali A, Ramdane-Cherif A, Levy N *Knowledge Discovery in Schizophrenia using Association Rules* Proceedings of the ISCA 17th International Conference on Computer Applications in Industry and Engineering 2004; 96-102.
- [3] Hornero R, Abasolo D, Jimeno N *Variability, Regularity, and Komplexity of Time Series Generated by Schizophrenic Patients and Kontrol Subjects* IEEE transaction on biomedical ingeneerng 2006; 53: 210-218
- [4] Arnborg S, Agartz I, Hall H *Data Mining in Schizophrenia Research - Preliminary analysis* Principles of Data Mining and Knowledge Discovery. 6th European Conference, PKDD 2002. Proceedings (Lecture Notes in Artificial Intelligence Vol.2431): 27-38.
- [5] Max Birchwood, Jo Smith, Fiona Macmillan, Bridget Hogg, *Predicting relapse in schizophrenia: the development and impementation of an early signs monitoring system using patients and families as observers a preliminary investigation*, Psychological Medicine 1989; 19: 649-656.
- [6] Paul B. Fitzgerald, *The role of early warning symptoms in the detection of relapse in schizophrenia*, Australian and New Zealand Journal of Psychiatry 2001; 35: 758-764.
- [7] Wiersma D, Nienhuis FJ, Sloof CJ, Giel R, *Natural cause of schizophrenic disorders: a 15-year followup of a Dutch incidence cohort* Schizophrenia Bulletin 1998; 24: 75-85.
- [8] Hogarty GE, Ulrich RF, *The limitations of antipsychotic medication on schizophrenia relapse and adjustment and the contributions of psychosocial treatment* Journal of Psychiatric Research 1998; 32: 243-250.
- [9] Herz MI, Lamberti JS, Mintz J, Scott R, O'Dell SP, McCartan L and Nix G *A Program for Relapse Prevention in Schizophrenia – A Controlled Study* Arch Gen Psychiatry 2000; 57: 277-283.

KLASIFIKACE POHYBŮ LIDSKÉHO TĚLA POMOCÍ MARKOVOVÝCH MODELŮ IMPLEMENTOVANÝCH V HTK TOOLBOXU A MATLABU

A. Hlaváček

Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze
hlavaca1@fel.cvut.cz

Abstrakt:

Tato práce je součástí projektu, který je zaměřen na hledání a popis vztahů mezi aktivitou svalů a činností mozku. Za tímto účelem byly digitálními videokamerami nasnímány pohyby palce u ruky, které byly po parametrizaci klasifikovány do tříd pomocí vytvořených klasifikátorů. V prostředí MATLAB byly implementovány dva druhy klasifikátorů lišící se jak topologií, tak funkcemi emitujících stavů. V první řadě byly vyvinuty klasifikátory využívající skrytých markovových modelů (dále HMM) s ergodickou topologií. Na těchto jednoduchých třístavových modelech byla ověřena využitelnost HMM pro účely klasifikace pohybů. Rozšířením těchto modelů vznikly další typy klasifikátorů, které obsahovaly až o řád více stavů a mírně modifikované funkce emitujících stavů. Oproti jednoduchým modelům poskytovaly tyto modely konzistentnější výsledky a vykazovaly větší odolnost proti impulsnímu šumu. Vzhledem k jednoduchosti implementace byly tyto modely trénovány pouze jednorázově pomocí K-Means algoritmu, nebyla možná reestimace ani použití komplexnějších trénovacích algoritmů. Z tohoto důvodu byl použit HTK Toolbox, do kterého měly být výše uvedené modely převedeny. Jelikož přímá implementace ergodických modelů v tomto toolboxu není možná, bylo nutno topologii modelů upravit. Byly použity sady jednoduchých levo-pravých modelů podobných modelům pro zpracování řeči. Získané výsledky v porovnání s první skupinou klasifikátorů vykazují vyšší míru úspěšnosti klasifikace, ale zanášejí do výstupu více redundantních informací než předchozí klasifikátory. Dalším cílem práce je eliminovat redundantní informace na výstupech klasifikátorů, aby bylo možno jejich výstupy použít bez dalšího zpracování.

1. Úvod

Nasnímané pohyby jsou parametrizovány pomocí vyvinutých algoritmů [1], [2]. Vzhledem ke komplexnosti elektroencefalografického záznamu byly zvoleny jednoduché pohyby palce u ruky. Tento se pohyboval mezi třemi definovanými polohami, které jsou dále uváděny jako stacionární stavy. Počet těchto stacionárních stavů byl zvolen s ohledem na jejich dobré rozlišení ve videozáznamu, potažmo v prostoru.

2. Skryté markovovské modely

Skryté markovovské modely sestávají ze dvou hlavních částí, a to matice A a pravděpodobnostní funkce $b_j(o)$. Jestliže je charakter vstupních dat znám, je možno určit prvky matice A – tyto prvky určují pravděpodobnost přechodů mezi jednotlivými stavy modelu.

Funkce $b_j(o)$ je variantou gaussovského rozložení.

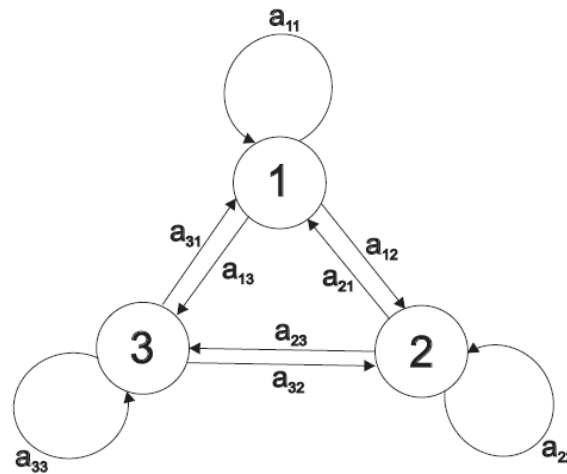
3. Vytvořené modely

Vzhledem k tomu, že charakter vstupních dat je znám – pohyb mezi třemi stacionárními stavy, kde po většinu času je sledovaný objekt v klidu, mohly být určeny parametry modelů.

Matice A byla určena takto:

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.99 & 0.005 & 0.005 \\ 0.005 & 0.99 & 0.005 \\ 0.005 & 0.005 & 0.99 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Tato matice reprezentuje následující topologii skrytého markovovského modelu:



Obr. 1 Topologie modelu

Každý ze stavů označených čísly 1-3 představuje jeden stacionární stav. Jak je vidět z matice A , nejpravděpodobnější akcí je setrvání v aktuálním stavu, což odpovídá předpokladům – sledovaný objekt byl většinou v klidu.

Jako vnitřní funkce modelů byly použity dva tvary $b_j(o)$:

$$b_j(\mathbf{o}) = g \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \sum_{k=1}^n \frac{(o_k - \mu_k)^2}{r_k}\right) \quad (2),$$

kde

$$g = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^n \prod_{k=1}^n r_k}} \quad (3).$$

Druhý tvar funkce $b_j(o)$ využívá plnou kovarianční matici R , zatímco předchozí funkce využívala pouze její diagonální prvky

$$b_j(\mathbf{o}) = g \cdot \exp\left(-\frac{1}{2}(\mathbf{o} - \boldsymbol{\mu})' R^{-1}(\mathbf{o} - \boldsymbol{\mu})\right) \quad (4).$$

1. Implementace modelů v prostředí MATLAB

Implementace v prostředí MATLAB umožňuje dobrý náhled do vnitřní funkce modelu, na druhou stranu by však jeho případné trénování bylo velmi nesnadné. Byla tedy zvolena jednoduchá implementace, jejímž výstupem byla matice obsahující pravděpodobnosti, s jakými se v daný okamžik sledovaný objekt nalézal v kterém stavu. Za hledaný stav byl zvolen vždy stav s

nejvyšší pravděpodobností. Byly implementovány dvě sady modelů se stejnou maticí A , ale s rozdílnými funkcemi $b_j(o)$.

2. Implementace modelů v prostředí HTK Toolbox

V HTK Toolboxu není obecně možné přistupovat přímo ke stavům jednotlivých modelů, jako to bylo možné v modelech implementovaných v MATLABu. Bylo proto nutné změnit topologii modelů. Každý stacionární stav je reprezentován jedním levo-pravým modelem, pro klasifikaci do tří tříd (každá třída odpovídá jednomu stacionárnímu stavu) byly vytvořeny tři modely. Každý z modelů byl natrénován pomocí Baum-Welchova a Viterbi algoritmu s využitím ručně labelovaných trénovacích dat.

Po natrénování se ukázalo, že matice A jednotlivých modelů jsou také diagonálně dominantní, což potvrzuje správnost úvahy o charakteru dat při tvorbě modelů v MATLABu.

4. Výsledky

Výsledky klasifikace byly zpracovány pomocí nástroje HResults, který je součástí HTK Toolboxu. Výstupem jsou dvě veličiny a to *Correct* a *Accuracy*, které jsou definovány následovně:

$$Correct = H/N * 100 [\%]$$

$$Accuracy = (H-I)/N * 100 [\%],$$

kde H je počet stacionárních stavů správně klasifikovaných, I je počet vložených stacionárních stavů a N je celkový počet stacionárních stavů.

Pro testování byl použit videozáznam o délce více než jedna hodina obsahující řádově několik stovek pohybů.

Klasifikátory implementované v MATLABu vykazují úspěšnost okolo 78% (*Correct*) a 65% (*Accuracy*). Rozdíl v úspěšnosti mezi klasifikátory využívajícími různé funkce $b_j(o)$ dosahuje nejvýše 3%. Můžeme se tedy domnívat, že lze využít jednodušší funkci $b_j(o)$ bez markantního snížení přesnosti klasifikace.

Klasifikátory implementované v HTK Toolboxu vykazovaly úspěšnost vždy 100% (*Correct*), avšak výsledky obsahovaly velké množství vložených stavů, takže *Accuracy* těchto klasifikátorů dosahovala i záporných hodnot (vložených stavů bylo více než stavů správně klasifikovaných). Po ručním odstranění vložených stavů klesla *Correct* na 95-98%, ale *Accuracy* se zvýšila na 60-70% podle množství odstraněných redundantních stavů.

5. Závěr

Implementace modelů v prostředí HTK Toolboxu přinesla výrazné zvýšení úspěšnosti klasifikace, ve smyslu lepší detekce stacionárních stavů. Dalším úkolem je taková modifikace modelů, která by snížila množství redundantních dat na výstupu klasifikátoru a umožnila přímé využití výstupních dat bez nutnosti dalšího zpracování.

6. Použitá literatura

- [1] HAVLÍK, J. – HORČÍK, M.: „Finger motion parametrization based on image processing“ In *Biosignal 2004*, 2004.
- [2] HLAVÁČEK, A.: „Analýza a klasifikace pohybu ve videozáznamu“, Diplomová práce, Katedra teorie obvodu, Fakulta elektrotechnická, CVUT v Praze, 2006.

7. Poděkování

Tato práce byla podpořena výzkumným záměrem číslo MSM 6840770012 (udělen Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky)

DESIGN OF ADVANCED EXPERIMENTAL FUZZY DIAGNOSTIC SYSTEM

M. Kukučka, Z. Krajčusková

Department of Radio and Electronics, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Slovak University of Technology, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovak Republic

marek.kukucka@stuba.sk, zuzana.krajcuskova@stuba.sk

Abstract:

Experiences and the knowledge can be collected during study of various mathematical models and accesses and lead the diagnostic system creator to using of fuzzy Petri nets as a representation of the knowledge base rules for experimental diagnostic system creation. Developed system is a deductive one. Information was collected from the experienced expert of thyroid diagnostics. Standardized was number and verbal expression of output diagnostic decisions (diagnosis recommendation) which would be offered by the system. Then set of seven basic diagnostic decisions was established. Used was the fuzzy logic. Briefly was described a part of knowledge base by the fuzzy rules and the knowledge base graphical representation in form of fuzzy Petri net and its diagnostic evaluation.

1. Introduction of problem

In process of experimental fuzzy system development I started with knowledge and experiences collected during study of various mathematical models and accesses (from a probability model, the Bayes formula, through models of non-exact reasoning, Petri nets to fuzzy Petri nets and adaptive Petri nets). Mathematical models, which are properly created, has the great advantage to create and define an explicit area, possibilities and tools which are very useful in real medical diagnostic system creation. We can greatly reduce the possibility of making some critical mistake or system error appearance, if we lean on mentioned models properly [1].

I have decided to use logic and fuzzy Petri nets as a representation of the knowledge base rules for experimental diagnostic system creation. Then I have decided for kind of deductive access system. I have collected information from the experienced expert of thyroid diagnostics. According to this information I created the set of rules for patients with thyroid disease diagnosis. The background of the rules is intuitive-empirical from the point of view of the expert. A diagnostic system by the evaluation of the input parameters values, according to the given rules the deductive way comes to diagnose. Logical and fuzzy Petri nets can be used for the knowledge base of that system very well. A methodology of diagnostic system creation is described also in work of authors in [2].

2. Design of advanced experimental diagnostic system

The situation we dwell in the beginning of diagnostic system creation process could be schematic described as on the Fig. 1 [1].

Diagnostic system designed in gradual steps:

1. Watching the diagnostic process taking place between expert - doctor and the patient and common consultations with the expert.
2. A formalization of input values, parameters and information.
3. A formalization and definition of output diagnostic decisions.
4. A verbal description of partial reasoning and decision rules.
5. A mathematical description of partial reasoning and decision rules.

6. A graphical interpretation of mathematical description.
7. A knowledge base creation, using partial rules.
8. An implementation of designed knowledge base into general diagnostic system.

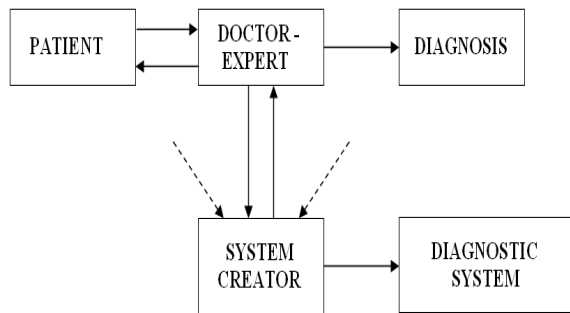


Fig.1 Diagnostic system development

9. A function verification of partially realized system.
10. A cyclic return to step 1 in order to appending next rules and expansion and enlargement of knowledge base, tuning up the relations of the rules and gradual enhancement of the system abilities with continuous validation of the system correct function.
11. Description of diagnostic system and its distribution to destination user.

3. Basic components of diagnostic system

The diagnostic system in general is very useful for the choice and the collection of incoming information and, of course, for the execution of the diagnostic decision. The measure of detachment of decision and the general limpidity of the whole system increases using the expert system. Basis of the diagnostic expert system are the knowledge base and the decision mechanism.

4. Fuzzy system

Fuzzy expert systems are used in several wide-ranging fields (e.g. controlling, pattern recognition, operation research, data analysis, financial systems). The reason of the use of the fuzzy logic and fuzzy theory in expert systems is the fact, that this theory is able to handle inexactly defined or assigned problems. When we have all needed input parameters and we also know all interactions between them, the fuzzy theory is not the best method. However the number of input parameters grows, the system approaches to the situation, when we can not

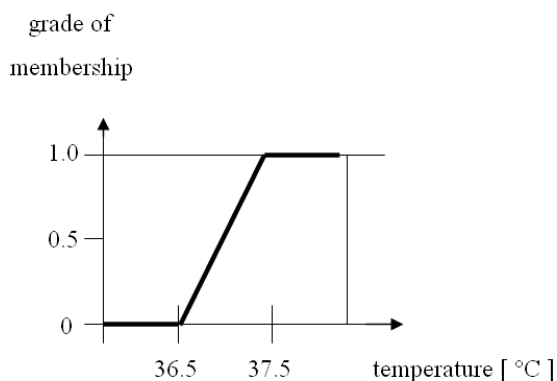


Fig.2 Membership function – example for patient's temperature analyzing (S – membership function)

describe all interactions (e.g. for numerical or time efficiency). In this case we need to use the fuzzy theory. This theory can be defined as a method which can be used to shape the vagueness on mathematical ground. The background of the fuzzy theory is the classical sets theory [3].

The major trait is the membership function defined by Zadeh. The basic membership function is the bell shaped function (also named as Π - function). S and Z - functions can be derived from this function type. We also know U – function. For use in many applications is sufficient, when we work with linearized

function [5].

The y-axis represents the grade of membership for illness in dependency on temperature (Fig. 2). For the temperature value higher than 37.5 C, we can say with safety, that the examinant is ill (i.e. grade of membership is 1.0).

For practical application of fuzzy logic in rules of expert systems, only the grades of membership for each real parameter are important. The knowledge of expert system is stored in the if-then rules. The grades of membership are input parameters of these rules. Using the membership function, real input parameters are transformed into grade of membership.

5. Experimental diagnostic fuzzy system

A brief view into “Fuzzy system” environment for diagnostic system creation with a part of knowledge base represented by the fuzzy rules we can see on Fig. 3.

Meno Pravidla	Práh Pravidla	Váha Pravidla	Vst 1	Vst 2	Vst 3	Vst 4	Vst 5	Vst 6	Vst 7	Vst 8	Vst 9	Vst 10	Vst 1	Vst 2	Vst 3
MIN_SP_HPO	0	1	111	112	113	114	115	116					2010		
RAS1.1	0	0.8	1161										1169		
RAS1.2	0	0.6	1162										1169		
RAS1.3	0	0.3	1163										1169		
RAS1.4	0	0.1	1164										1169		
MAX_V1	0	1	1169										2011		
ST_SP_HPO	0	1	2010										2011		
SP_HPO	0	1	2011										2001		
MIN2_P_HPO	0	1	1021	1022									2020		
MAX2.1	0	1	221										1022		
MAX2.2	0	1	222										1022		
MAX2.3	0	1	223										1022		
MAX2.4	0	1	224										1022		
MAX2.5	0	1	225										1022		
MAX2.6	0	1	226										1022		
MIN1_P_HPO	0	1	211	212	213	214	215	216					1021		

Meno Vstupu	Externí Parameter	Meno Funkce
PEP	111	PEP.111
QS2	112	QS2.112
SF	113	SF.113
ST	114	ST.114
Qw	115	QW.115

Fig.3 Partial look into knowledge base fuzzy rules representation

As a practical part of my thesis I have created three experimental medical diagnostic systems for diagnostic device called Thyreomat [1, 5]. Two of them were logical ones, the third was fuzzy system. It was long and difficult process. We needed to consult with expert for functional diagnostics of thyroid and perform many measurements and experiments with real patients in Biophysical laboratory.

First was necessary to standardize number and verbal expression of output diagnostic decisions (diagnosis recommendation) which would be offered by the system. We have set seven basic diagnostic decisions, they are stepped off according to measure of hormones produced by thyroid.

Here are they allocated names :

- strong suspicion for thyroid hypo-function,
- suspicion for thyroid hypo-function,
- boundary norm-function of thyroid with tendency to hypo-function,
- norm-function of thyroid,
- boundary norm-function of thyroid with tendency to hyper-function,
- suspicion for thyroid hyper-function,
- strong suspicion for thyroid hyper-function.

Further, necessary was to make a decision, which group of parameters would be best for input parameters of diagnostic system, or else according to which measured and calculated parameters system would be able to make a diagnose. Chosen parameters should be representative, well measurable, the values of them should be as stable as possible and proportional to influence of thyroid hormones [4].

We have chosen these inputs for external parameters comes scanned values from the measuring system :

PEP - preejection period

QS2 - electromechanical systolic period

SF - heart frequency

ST - radiated heat

Qw - Weisler index

RAS - Achilles tendon reflex

The decision is the output of the expert system – the recommendation for doctor specialist. On the base of processed parameters the systems elaborates issue, which report of the measure of suspicion for one of the diagnoses (e.g. suspicion for thyroid increased function).

An example of mathematical description of partial knowledge base rules of

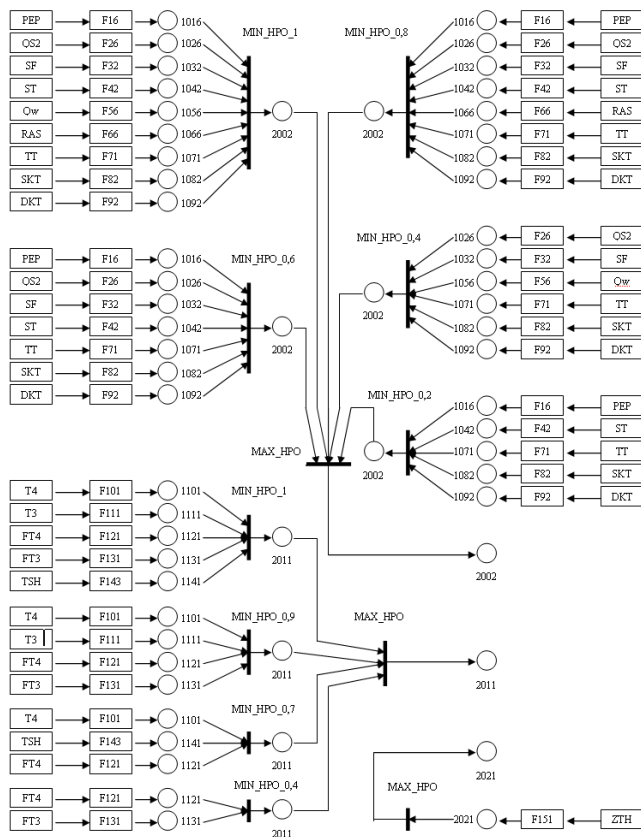


Fig.4 Partial look into knowledge base fuzzy rules representation in the form of fuzzy Petri net

experimental medical fuzzy diagnostic system is shown later. There is a part of it's rule, program and graphical representation, complete information you can find in [1].

These rules are for “a strong suspicion for thyroid hypo-function” diagnose:

$$\min [(PEP/F111), (QS2/F112), (SF/F113), (ST/F114), (Qw/F115), (RAS/F116)]^{v=1} \rightarrow (2010)$$

$$\begin{aligned} (RAS/F1161)^{v=0.8} &\rightarrow (1161) \\ (RAS/F1162)^{v=0.6} &\rightarrow (1162) \\ (RAS/F1163)^{v=0.3} &\rightarrow (1163) \\ (RAS/F1164)^{v=0.1} &\rightarrow (1164) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \max [(1161), (1162), (1163), (1164)]^{v=1} &\rightarrow (1169) \\ \max [(1169), (2010)]^{v=1} &\rightarrow (2011) \\ (2011)^{v=1} &\rightarrow (2001) \end{aligned}$$

6. Results

An example of graphical representation of partial knowledge base rules of experimental medical fuzzy diagnostic system in the form of fuzzy Petri net is shown on Fig. 4. These shown rules are for “a suspicion for thyroid hypo-function” diagnose.

7. References

- [1] KUKUČKA, M. Diagnostical processing of medical signals, PhD. thesis, FEI SUT, Bratislava, 2005, 166 p.
- [2] JEN-HER, W., HER-SEN, D., CHING-CHANG, L., TSE-CHIH, H., TING-PENG, L. A methodology for designing form-based decision support systems, In: Decision Support Systems, Volume 36, Issue 3, January 2004, p. 313 – 335.
- [3] LEHOCKI, F., KUKUČKA, M., PÍŠ, P. Estimating the Efficiency of Medical Diagnostic Systems, IEEE EMBC 2004, San Francisco, USA, September 2004, p. 1028 – 1031.
- [4] KUKUČKA, M., LEHOCKI, F., PÍŠ, P. Quality Evaluation of systems in non-invasive diagnostics in endocrinology, IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering 2003, Kyoto, Japan, 20. - 22.10.2003, CD-Rom
- [5] PÍŠ, P., KUKUČKA, M., LEHOCKI, F. Diagnostics in medicine, SUT, Bratislava, 2003, 260 p.

FOTONIKA

OPTICKÉ SPEKTROSKOPIE A MIKROSKOPIE V BIOMEDICÍNSKÉM VÝZKUMU

V. Fidler*, M. Hof**

* KFE FJFI ČVUT v Praze, ČR a Brown University, Providence, RI, USA

** Ústav fyzikální chemie J. Heyrovského, AV ČR, Praha

Vlastimil.Fidler@Brown.edu

Příspěvek obsahuje ve své první části ukázkou výsledků výzkumu aktuálně probíhajícího v partnerských laboratořích obou autorů: nové kombinované techniky pro sledování dynamiky biologických a syntetických membrán s využitím fluorescenční spektroskopie plus mikroskopie, fotofyzikální mechanismus (intra)molekulárního přenosu excitační energie a samo-organizované monomolekulární vrstvy tvořící požadované vzory.

Druhá část příspěvku je obecnější – zahrnuje ukázkou a komentáře autorů k vybraným současným trendům rozvoje experimentálních technik kombinujících pokročilé optické spektroskopie (fluorescenční, absorpční a některé nelineární, zpravidla s vysokým časovým rozlišením) s mikroskopickými a dalšími technikami umožňujícími realizovat dané spektroskopické studium s vysokým prostorovým rozlišením. Autoři diskutují význam a zvláště výhledy vybraných technik nejen pro výzkum bio-medicínsky důležitých molekulárních i modelových systémů, ale též důsledky takového rozvoje na zaměření potřebné výuky v biomedicínském inženýrství.

HUMAN SPONTANEOUS PHOTON EMISSION IN 24 HOUR PERIOD

M. Cifra ^{***}, E. P. A. Van Wijk^{***}, R. Van Wijk^{*****}

* Dept. of Electromagnetic Field, Czech Technical University, Prague, Czech Republic

** Institute of Photonics and Electronics, Academy of Sciences of the Czech Republic,
Prague, Czech Republic

*** International Institute of Biophysics, Neuss, Germany

**** Faculty of Biology, Utrecht University, Utrecht, The Netherlands

cifram1@fel.cvut.cz

Abstract:

Ultra-weak spontaneous photon emission in visible range from palms and hands of dark-accommodated subjects has been measured every two hours in 5 experiments in the course of 24 hours by means of low-noise photomultiplier. Measured data have been analyzed for mean photon emission of different anatomical locations in individual experiments and maximal fluctuations taking place in experiments. Dorsal sides of the hands show higher fluctuations of photon emission intensity than palmar sides. Cycles of fluctuations of the 1 day and 3-4 hours long period have been observed from Fourier analysis of the measured data.

1. Introduction

Biological systems are sources of electromagnetic field in broad frequency spectrum. This is related to electrically polar longitudinal vibrations postulated by Fröhlich [1]. The oscillations in acoustic [2], megahertz [3], gigahertz [4] and far infra red [5] range were detected. Photon emission is measured in the visible and UV range of the electromagnetic spectrum [6-8]. These endogenous fields may play important role in organization and regulatory processes in biosystems. The actual mechanisms and sources underlying the generation of electromagnetic field in biosystems vary over the spectrum.

Human ultra weak photon emission (UPE, also termed as biophoton emission) can not be seen by unaided eye due to its ultra low intensity, of order of 1-100 photons/s.cm².

There are basically two models of origin of the ultra-weak photon emission, which do not necessarily exclude each other, however they may be considered as complementary.

Biochemical model [9, 10] considers free radical and reactive oxygen species(ROS) reactions with biomolecules. Specific lipid peroxidation reactions are exergonic enough to give off a quantum of energy reaching visible spectrum. Another, advanced biochemical model considers that processes going on in aqueous systems in which ROS participate are the sources of high grade energy of electronic excitation. [11]

Quantum biophysical model [12] employing the idea of photonic field in living systems considers various cellular structures(DNA, protein structures) as high quality resonators which are able to store the energy, photons for long time and re-emit them depending on the physiological conditions. The coherence and squeezed states [7, 8] of biophoton emission are theoretically and experimentally described.

Human UPE is being researched with motivation for possible medical diagnostics in the future. Temporal variation of UPE intensity in the time period of weeks, months is described [13, 14] to find cyclic variations with various periods. Spatial distribution of UPE intensity has been mapped with movable photomultiplier (PMT) and CCD system [15, 16]. Data provide evidence that human body UPE in healthy subjects fluctuates almost 5-fold between human subjects and that there is a high degree of left-right symmetry.

The motivation of work presented in this paper was to gather more data on behavior of the UPE in the course of 24 hours.

2. Materials & Methods

Measurement system

A special light-tight darkroom (2m x 2m x 1m) containing a bed and photon counting device were used to record photon emission of the subjects. The temperature of the darkroom was registered before and after every set of measurement. The control room contained the electrical equipment (high voltage supply for photomultiplier tube, PMT shutter and steering system), an active air moisture filter, a cooling unit for PMT as well as a remote computer system for the photomultiplier. The control room was illuminated by red light.

The photomultiplier tube (EMI 9235 QB, selected type) used could be manipulated in three directions. A ring at the front of the photomultiplier tube allowed measuring a 9-cm-diameter area at a fixed distance from the body (70 mm). The photomultiplier had a spectral sensitivity range of 160–630 nm with two peaks of 30% on 200 nm and 350 nm. It was maintained at a low temperature of -25°C in order to reduce the dark current (electronic noise), which was under these conditions about 5 counts per second.

Measurement protocol

The protocol included the setting and timing for the experiment. Subjects were self-reportedly healthy and non-smokers. Between the measurements, the subjects kept their normal activities. Subjects were dark accommodated for at least 1 hour prior to the measurement. Practically, the subjects were staying in the dim red light of the control room. Final part of dark accommodation included a 10 min period in the darkroom in the same position as the measurement was carried out to avoid changes in photon emission due to abrupt change of body position. Subjects were measured every two hours in time span of 24 hours or longer. Measurements were carried out on palm and dorsal sides of both hands.

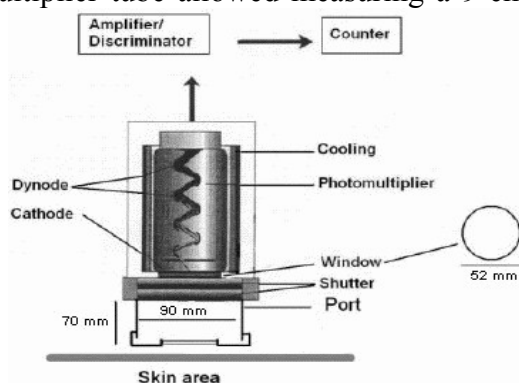


Fig. 1 Dimensions of the photomultiplier

Mean \pm SD				
	Left palm	Left dor-sum	Right palm	Right dor-sum
1	5.68 \pm 0.86	3.54 \pm 0.57	7.34 \pm 1.16	4.24 \pm 0.68
2	5.00 \pm 0.55	2.28 \pm 0.40	6.29 \pm 0.81	3.16 \pm 0.73
3	4.69 \pm 0.64	2.24 \pm 0.73	4.57 \pm 0.75	2.62 \pm 0.61
4	5.63 \pm 0.11	2.60 \pm 0.67	7.10 \pm 1.02	3.95 \pm 0.91
5	6.98 \pm 1.99	3.73 \pm 1.38	7.46 \pm 1.58	3.78 \pm 0.76

Tab.1 Mean values of photon emission [counts/s] from all experiments ($n=5$) and locations

deviation(SD) of the set of 12 samples for every experiment and hand sides (palmar, dorsal) have been calculated. Afterwards, calculated SD have been normalized by dividing with corresponding daily mean. On the Fig.2. it can be seen that the probability of occurrence of larger fluctuations around daily average (expressed with SD) is greater on

3. Results

Five experiments of whole day (24 hours long) photon emission measurements were analyzed for (a) mean photon emission of different anatomical locations in individual experiments, (b) maximal fluctuations taking place in experiments. Mean values for photon emission are presented in Table 1. Commonly, palm locations show higher emission than dorsal locations. Differences in emission between the left and the right locations were also observed but were less obvious than the differences in the emission between palm and dorsal sides.

To analyze the measure of possible fluctuations around daily mean, standard deviation

dorsal sides of the hands than on the palmar sides.

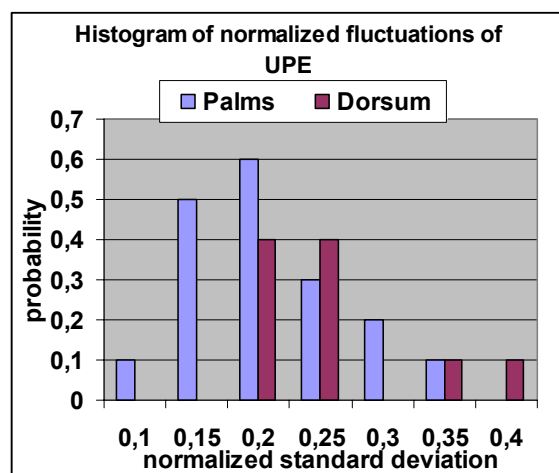


Fig. 2. Probability of occurrence of photon intensity fluctuations from given locations around daily mean expressed with normalized standard deviation

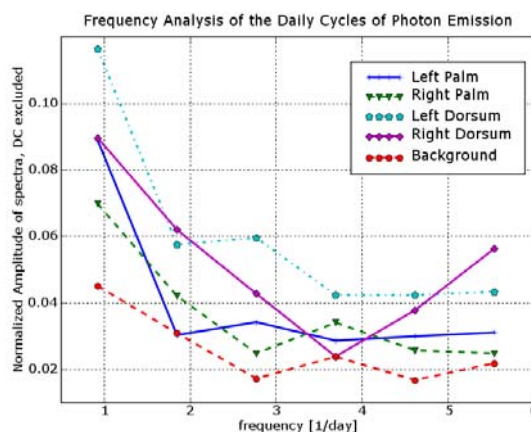


Fig. 3. Normalized spectra of PE intensity fluctuations for palm and hand dorsum locations in the course of 24 hours, 2 h sampling period.

To uncover the possible periodicity of PE of the order of 24 hours, Fourier analysis has been applied on the measured signal. 12 values (i.e. 24h measurement, 2 hours sampling period) of PE intensity have been used to calculate the spectrum for each location. Spectra have been normalized by dividing every point by 0th frequency amplitude. Spectra have been averaged (summed and divided by the number of the summed spectra) after normalization and plotted (Fig. 3.). Although no clear peaks are visible after averaging of spectra, it can be clearly seen that the spectral content of the human photon emission is higher than that of background (noise), what indicates that there are some cycles of PE. Experimental results from extra 50 hours long measurement (sampling period 2 hours, i.e. 26 samples) and 16 hours long measurement (7:30-23:30, sampling period 1 hour, i.e. 17 samples) are shown on Fig. 4. and Fig. 5., respectively.

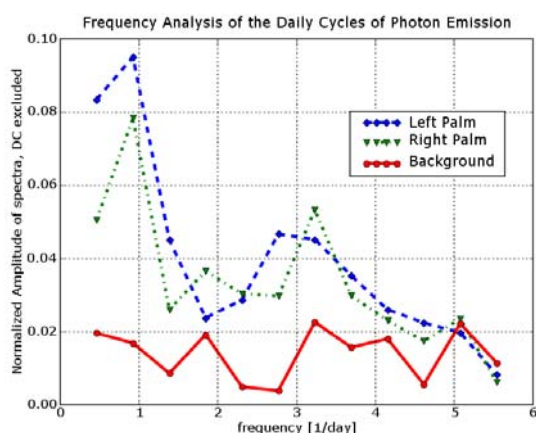


Fig. 4. Normalized spectra of PE intensity fluctuations for palm locations in the course of 50 hours, 2 h sampling period

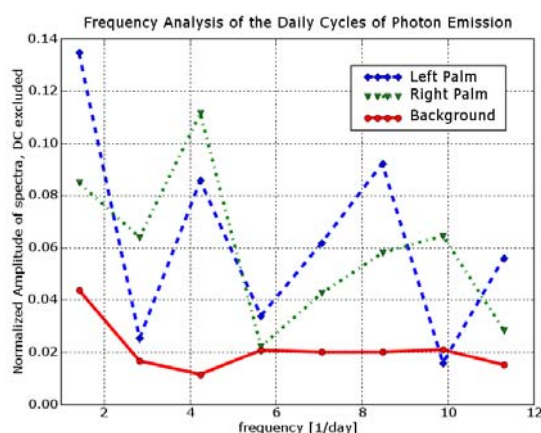


Fig. 5. Normalized spectra of PE intensity fluctuations for palm locations in the course of 16 hours, 1 h sampling period

4. Discussion and conclusions

Dynamics of the human photon emission in the course of the 24 hour period has been experimentally evaluated. Fluctuations of PE intensity in 24h period from palmar and dorsal sides of the hand reach ca. 0.2 and 0.25 normalized SD, respectively. Results from Fourier

analysis of measurements suggest that there are some cyclic fluctuations of PE intensity. They seem to reflect some internal biorhythms with period of 1 day and 3-4 hours. However, limited number of samples, finite time of the measurement as well as limited number of subjects in this pilot study prevented authors to draw deeper conclusions about the origin of these cycles. One could speculate so far how much the skin temperature, blood perfusion or oxygen content in tissue is involved in these fluctuations.

There is a need for larger in vivo studies of human PE under well specified and controlled conditions as probing of PE could become useful and non-invasive diagnostic tool.

5. Acknowledgements

This work was made possible by funding from the Samuelli Institute of Information Biology (SIIB) and the Rockefeller-Samuelli Center for Research in Mind-Body Energy. Its contents are solely the responsibility of the authors and do not necessarily represent the official views of SIIB. This work was carried out utilizing the whole body photomultiplier device constructed under supervision of Dr. F.A. Popp (International Institute of Biophysics, patent G9417845.3).

6. References

- [1] Fröhlich, H.: The biological effects of microwaves and related questions, *Adv Electron Electron Phys*, Vol. 53, 1980, pp. 85-152
- [2] Pelling, A.E., Sehati, S., Gralla, E.B., Valentine, J.S.: Gimzewski, J.K.: Local nanomechanical motion of the cell wall of *Saccharomyces cerevisiae*, *Science*, 2004, 305, pp. 1147-1150
- [3] Pokorný, J., Hašek, J., Jelínek, F., Šaroch, J.: Palán, B.: Electromagnetic activity of yeast cells in the M phase, *Electro- and Magnetobiology*, Vol. 20, 2001, pp. 371-396
- [4] Jelínek, F., Pokorný, J., Hašek, J., Šaroch, J.: Experimental investigation of electromagnetic activity of yeast cells at millimeter waves, *Electromagn Biol Med*, Vol. 24, 2005, pp. 301-307
- [5] Vos, M.H., Rappaport, F., Lambry, J.-C., Breton, J., Martin, J.-L.: Visualisation of coherent nuclear motion in membrane protein by femtosecond spectroscopy, *Nature* 363, 1993, pp. 320-325
- [6] Popp, F.A., Belousov, L.: *Integrative Biophysics – Biophotonics*, Kluwer Academic Publishers, 2003
- [7] Shen, X., Van Wijk, R.: *Biophotonics – Optical Science and Engineering of 21st century*, Springer, 2005
- [8] Belousov, L.V., Voeikov, V.L., Martynyuk, V.S.: *Biophotonics and Coherent Systems in Biology*, Springer, 2006
- [9] Nakamura, K., Hiramatsu, M.: Ultra-weak photon emission from human hand: Influence of temperature and oxygen concentration on emission, *J Photochem Photobiol B Biol*, Vol. 80 (2005) pp. 156-160
- [10] Sauermann G., Mei, W.P., Hoppe, U., Stab, F.: Ultraweak photon emission of human skin in vivo: influence of topically applied antioxidants on human skin, *Meth. Enzymol.* 300, 1999, pp. 419-428.
- [11] Voeikov, V.L.: Biological oxidation: Over a Century of Hardship for the Concept of Active Oxygen, *Cell. Mol. Biol.*, 51, 2005, pp. 663-675
- [12] Popp, F.A.: Coherent Photon Storage of Biological Systems, *Electromagnetic Bio-Information, 2nd edition*, Urban and Schwarzenberg, 1989, pp. 144-167
- [13] Jung, H-H., Woo, W-M., Yang, J-M., Choi, C., Yang, J-S., Soh, K-S.: Year-long biophoton measurements: normalized frequency count analysis and seasonal dependency, *J Photochem Photobiol B Biol*, 78, 2005, pp. 149-154
- [14] Cohen, S., Popp, F.A.: Biophoton emission of the human body, *J Photochem Photobiol B Biol*, 40, 1997, pp. 187-189
- [15] Van Wijk, R., Kobayashi, M., Van Wijk, EP: Anatomic characterization of human ultra-weak photon emission with a moveable photomultiplier and CCD imaging, *J Photochem Photobiol B Biol.*, 2006, Apr 3 Vol. 83(1) pp.69-76
- [16] Van Wijk, R., Van Wijk, EP: Multi-Site Recording and Spectral Analysis of Spontaneous Photon Emission from Human Body, *FORSCH KOMP KLAS NAT*, 2005, 12, pp. 96-106

AUTOFLUORESCENCE SPECTROSCOPY OF BRONCHIAL TISSUE

J. Votruba*, J. Zavadil**, S. Javorský**, F. Kostka**, E. Klimtová*, T. Brůha***

* Na Homolce Hospital, Praha

** Institute of Photonics and Electronics AS CR, Praha

*** Faculty of Mechanical Engineering, CTU, Praha

zavadil@ufe.cz

Abstract:

In-vivo investigation of bronchial tissue by autofluorescence (AF) spectroscopy is reported. Fluorescence spectra were excited by filtered blue band of Xe lamp and recorded by using portable spectrometer with fixed grating and fibre optic system compatible with endoscope. The study demonstrates differences of both the spectral shape and of signal intensity in photoluminescence spectra emitted from tissue affected by carcinoma as compared to healthy bronchial mucosa. It turns out that point measurements of full AF spectra significantly increase the diagnostic utility of the AF method in discrimination of malignant and benign tissue as compared to commercial AF imaging systems.

1. Introduction

The fluorescence spectroscopy provides a unique and sensitive tool to reveal changes in the physical and chemical properties that occur in healthy and abnormal cells in tissues [1]. There are intrinsic fluorophores bound to proteins within cells that fluoresce in a wide visible and near infrared spectral regions, after being excited by suitable external light source. These natural fluorophores within cells emit luminescence - so called autofluorescence (AF) - and display a unique set of spectral features which characterise the state of cells making up the tissues. Depending on the environment, flavins and porphyrins are known to fluoresce in 510-560 nm and 630-690 nm regions, respectively. The experiments proved the higher concentration of porphyrins in malignant tissues in comparison with that in the normal ones [2]. The excited porphyrins produce fluorescence in the red part of the spectrum [3].

AF spectroscopy, sometimes called optical biopsy, consists of recording an autofluorescence spectrum from a small area of tissue of interest excited with a narrow beam of exciting light. Thus the optical biopsy could be viewed as point measurement technique as compared to imaging. The fluorescence point spectroscopy [4,5] involves the use of a contact optical fibre probe that delivers excitation light to the tissue surface and collects the resulting fluorescence light. Fluorescence light is separated into component colours by a spectrometer and recorded as a function of fluorescence intensity versus wavelength.

The bronchial mucosa is the tissue first exposed to different cancerogenes including tobacco smoke. Pathologic changes in the mucosa evolve from basal cell hyperplasia to epithelial dysplasia and cancer in situ. This process causes subtle changes in chemical composition and blood supply of mucosa and thickness of the basal membrane. This is why the processing of autofluorescence signal from the bronchial mucosal surface is gaining increasing interest recently [6]. Significant weakness of commercial autofluorescence imaging systems is low specificity caused by decreased fluorescence of the mucosa changed by chronic inflammation or other non-malignant endobronchial conditions. This is related to the fact that these systems measure only AF intensity integrated over pre-selected spectral bands and rely on intensity measurements [5].

In this paper we report in-vivo investigation of the bronchial tree by measuring the AF spectral emission in the range 550-800 nm and excited by filtered (maximum at 408 nm) broad band xenon lamp of commercial Wolf visualization system. This approach enables to examine suspicious locations, evaluated by a commercial Auto Fluorescence Bronchoscopy (AFB) as AF positive, by AF point spectroscopy using the same excitation light source.

2. Experimental

The experimental set-up used to collect autofluorescence spectra of bronchial tissue is schematically shown in Fig. 1. Fluorescence was induced by the professional Wolf light source equipped with blue emitting filtering system and analysed by portable Avantes spectrometer *AvaSpec-2048* with fixed grating, fibre connector and CCD linear array detector with 2048 elements. A specially designed filter holder has been placed in front of the spectrometer to block the reflected and scattered exciting light from entering the spectrometer. The filter holder is further equipped with special focusing optical system that enables proper optical coupling to fibre connectors of both the fibre system and the spectrometer. High transmission interference long-pass (LP) filters were used to take advantage of their very narrow transition edge. Several filters were tested (LP 490, LP 510 and LP 530 from Spectrogon and MIT 500) and the most suitable have been found the Spectrogon 530 and MIT 500 nm. Fibre-optic system with three terminals has been prepared and used for excitation and collection of AF signal.

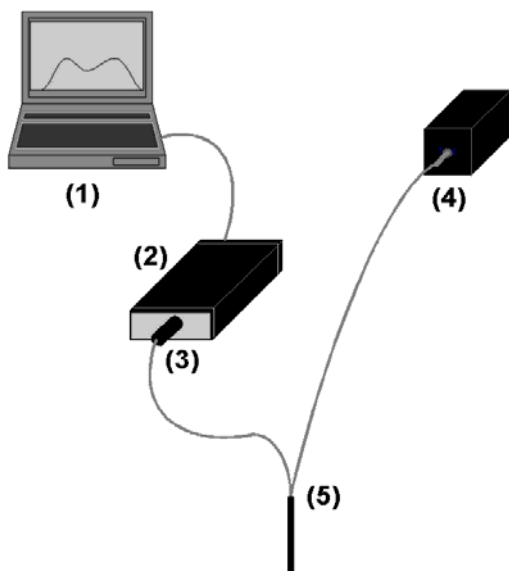


Fig. 1 The schema of the optical system used for the excitation and collection of AF spectra. (1) notebook for the control of the spectrometer and collection of measured data; (2) spectrometer AvaSpec-2048; (3) specially designed housing for LP filter and coupling optics between the fibre and spectrometer input connectors; (4) excitation light source; (5) fibre optic system with three terminals.

Reported AF spectra were measured by using the two-fibre system with specially fixed angle geometry at the probe tip end – to enhance the collection efficiency. The fibre with the probe end has been introduced to the investigated bronchial tissue via the working channel of the bronchoscope system.

The spectrometer is controlled and data collected by

a notebook via the USB port. The tissue was first examined by ordinary white light endoscopy (Wolf endoscope system) and then followed the examination by AFB imaging (Wolf endoscope system) and by AF spectroscopy induced by filtered blue light.

Autofluorescence spectra emitted by normal bronchial mucosa and other tissue components have been compared with those emitted by tissue affected by carcinoma. We did not intend to investigate statistically meaningful set of tissue samples but rather to demonstrate that relatively simple arrangement equipped with broad band source, could be used for detection of AF spectral changes, i.e. the changes in the intrinsic fluorescence of the tissue caused by the disease due to alterations in the tissue biochemical composition.

3. Results and discussion

Several samples of normal and malignant tissues have been measured by collecting AF spectra emitted from pre-selected points on bronchial tissue. Typical *in-vivo* measurements of normal and malignant tissues are shown in Figs. 2 and 3. As stated above, the LP filter 530 nm is used to prevent the light used for excitation to enter the spectrometer. The band described by arrow (1) (in Figs. 2 and 3) is due to convolution of spectral dependences of the used LP filter with measured AF signal. Thus the band marked by arrow (1) is due to “filter-

ing” effect and should be excluded from consideration. Consequently, only the spectrum in the range 560—800 nm bears relevant information in case of broad band excitation source used.

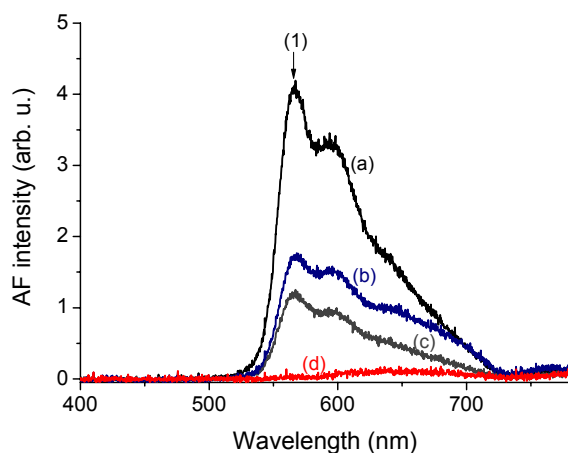


Fig. 2 AF spectra of bronchial tissue excited by filtered broad band blue light. Curves (a), (b) and (c) correspond to normal tissue, while curve (d) corresponds to the malignant one. Both the decrease of overall intensity and the relative increase in bands at 600, 650 and 690 nm is observed in malignant samples. Band (1) marked by arrow corresponds to an AF band distorted due to convolution with LP filter.

The curves (a), (b), (c) and (d), in Fig. 2, correspond to the emission from normal and malignant tissues, respectively. It follows from all measurements that AF intensity from malignant tissues is decreased as compared to the normal one and relative contributions of major AF bands are also changed – thus changing the spectral shape. Major contributions to the tissue AF appear in four bands around 560, 600, 650 and 690 nm. Spectra taken from the healthy parts are dominated by fluorescence band around 560 nm, while spectra collected from malignant portions are dominated by bands at 620 and 680 nm. Also, the intensity ratios of observed fluorescence bands differ for normal and malignant portions. This observation corresponds to the fact that excited porphyrins produce the fluorescence in red part of the spectra and consequently the red bands (600, 650 and 690 nm) are enhanced in spectra collected from malignant parts. The inherent difficulty with broad band excitation source comes from the fact that the long-wavelength tail of the source overlaps with the investigated AF signal and consequently the important band around 550 nm is distorted by the influence of LP filter.

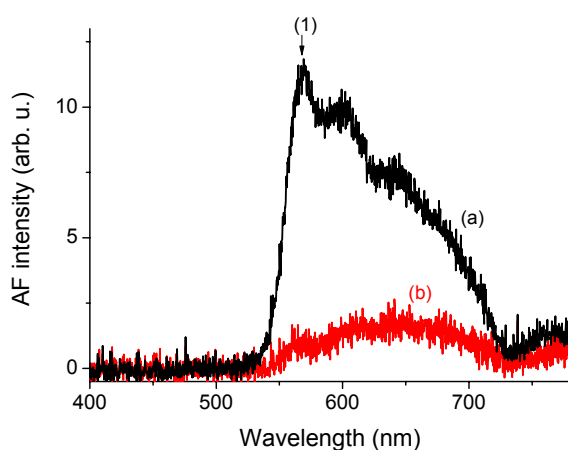


Fig. 3 AF spectra of bronchial tissue excited by filtered broad band blue light. Curves (a) and (b) correspond to normal and the malignant tissues, respectively. Both the decrease of overall intensity and the relative increase of intensity in bands at 600, 650 and 690 nm is observed in malignant tissue. Band (1) marked by arrow corresponds to an AF band distorted due to convolution with the spectral dependence of 530 nm LP filter.

The overall decrease of AF intensity emitted from malignant tissue together with the relative increase of “red” bands is clearly seen in Fig. 3. Curves (a) and (b) correspond to AF spectra collected from normal and malignant parts of lung tissue, respectively. The arrow (1) again describes the “artificial” peak due to the presence of LP filter with the edge at 530 nm in front of the spectrometer.

4. Conclusions

It has been shown that the portable set-up that employs filtered xenon lamp as an excitation source enables to measure AF spectral changes induced by microscopic abnormalities in tissues of the bronchial tree. We can conclude that in most investigated patients the alterations in biochemical composition due to disease proliferation is manifested by overall decrease in AF intensity accompanied by relative decrease of intensity in the “green” band around 560 nm, and by the relative increase in intensity in the “red” bands around 600, 650 and 690 nm. This red shift, together with the changed intensity ratio of observed AF bands could serve as an indication of malignant changes in the tissue. It turns out that spectroscopic point measurement is capable to distinguish malignant and benign tissue in cases when the benign tissue was classified as AF positive by a commercial AFB system.

5. References

- [1] Nakhosteen J.: Autofluorescence Bronchoscopy: The Laser Imaging Fluorescence Endoscope Interventional Bronchoscopy, *Prog Respir Res* basel, Karger 30 (2000) 236-242.
- [2] Mycek M.A. and Pogue B. W.: *Handbook of Biomedical Fluorescence*, Marcel Dekker, Inc. New York (2003), and references there in.
- [3] Chwirot B. W. and Chwirot S.: Fluorescence detection of human tumours without photosensitisers, *Optica Applicata* 32 (2002) 624-639, and references there in.
- [4] Mycek M.A., Schomacker K.T., and Nishioka N.S.: Colonic polyp differentiation using time-resolved autofluorescence spectroscopy, *Gastrointest. Endosc.* 48 (1998) 390-394.
- [5] Bard P. L. M., Amelink A., Skurichina M., Hegt V. N., Duin R. W.: Optical Spectroscopy for the Classification of Malignant Lesions of the Bronchial Tree, *Chest* 129 (2006) 995-1001.
- [6] Loewen G., Natarajan N.: Autofluorescence Bronchoscopy for Lung Cancer Surveillance Based on Risk Assessment, *Thorax* 62 (2007) 335-340.

6. Acknowledgements

The cooperation with B. Stádník, P. Gladkov and M. Fruhauf is greatly appreciated. The work has been supported by Grant Agency of the Czech Republic, project No. 104/05/0878 and by the Academy of Sciences project No. AV0Z20670512.

PHOTON-TISSUE INTERACTION MODELLED BY MONTE CARLO METHOD FOR OPTIMIZED OPTOELECTRONIC SENSOR CONCEPTS

M. Hülsbusch*, V. Blazek*, St. Vogel**, D. Starke***

* Institute of High Frequency Technology, RWTH Aachen University, Aachen, Germany

** Institute for Medical Information Technology, RWTH Aachen University, Aachen
Germany

*** CiS Institute for Micro Sensors GmbH, Erfurt, Germany
huelsbusch@ihf.rwth-aachen.de

Abstract:

The Monte Carlo method is a well established tool for the evaluation of photon tissue interaction. Based on statistical sampling it allows exact prediction of photon distribution while only requiring basic parameters of biotissue. Different virtual skin models from literature are evaluated, implemented and are also validated by experimental measurements. A simulation tool has been developed, which is capable of tracing and visualising photon paths in the tissue. Different simulation results like penetration depths, measurement volume, etc. can be quantified.

Due to increased processing power also dynamic simulations could be run. Here not only a static simulation scenario is calculated, but it can be parameterised to optimise different properties of the sensor. When the skin model is parameterised to varying blood contents also vital functions like the heart beat can be simulated. As a result the DC component and also the AC component of the sensor signal can be predicted, as well as the tissue transillumination and sensor sensitivity in relation to the skin depth.

1. Introduction

Optoelectronic sensor concepts are gaining importance in modern medicine. They are non-invasive, allow cheap and flexible measurements and are widely accepted by the patients. For the design and optimisation of these sensors the knowledge of photon-tissue interaction is essential.

Monte Carlo simulations are based on the method of statistical sampling for the solution of quantitative problems. They were first introduced by Metropolis and Ulam in 1949 for the prediction of neutron distributions in uranium [1]. In the presented optical domain the interaction between photons and tissue is simulated by distribution functions of the interaction processes and generation of random numbers. Light is considered as particles, which can be absorbed or scattered in turbid media like tissue or blood. The photon path is then calculated using ray tracing algorithms.

2. Optical properties of biotissue

Human skin is a strongly scattering turbid medium. In the visible and also in the near infrared spectrum the probability of scattering is about 100 - 1000 times higher than that of absorption. This fact generally allows measurements using optical sensors.

Quantitative values for anisotropic factor g and absorption and scattering coefficient μ_a , μ_s for discrete wavelengths in the range of 300 - 900 nm can be found in the literature. These parameters have usually been gained by parameter matching between macroscopic measurements and simulations. Unfortunately there are strong variabilities in these parameters. They could be generated by differing probe preparation or different measurement techniques.

Different research groups try to not only estimate simulation parameters for discrete wavelengths, but to produce measurements for the whole optical spectrum from 300 - 900 nm. Measurement data for oxyhaemoglobin and reduced haemoglobin have been published by Prah [2]. Jacques [3] further published functional approximations for absorption and scatter-

ing coefficients of different skin components. As a functional description of the anisotropic parameter g linear interpolation have been used throughout this paper. The continuous representation of simulation parameters in relation to wavelengths permit simulations at arbitrary wavelengths, which offers great advantage for parameterising simulation runs. Optimisations of different sensor concepts in regard to wavelength are thus possible.

3. Skin model

The skin is the largest human organ, it has a surface of about $1.5 - 1.8 \text{ m}^2$ and a weight of about 5 kg. Its thickness varies from 1 to 4 mm. In first approximation it can be regarded as a multilayer structure where the different layers can be divided by function or vessel density. Different authors published layered skin models with differing layer thickness and differing blood contents f_{blood} in the functional layers [4, 5, 6] (tab. 1).

Table 1: Thickness and blood volume concentration f_{blood} for different skin models.

skin model	Meglinskii & Matcher		Mühl		Tuchin ¹	
skin layer	thickness	f_{blood}	thickness	f_{blood}	thickness	f_{blood}
epidermis	100 μm	0 %	200 μm	0 %	100 μm	0 %
capillary layer	150 μm	4 %	200 μm	4 %	200 μm	3 %
upper vessel plexus	80 μm	30 %	200 μm	10 %	200 μm	20 %
supply layer cutis	1500 μm	4 %	900 μm	5 %	900 μm	3 %
deep vessel plexus	100 μm	10 %	500 μm	15 %	600 μm	25 %
supply layer subcutis	3000 μm	5 %	3000 μm	4 %		

¹Tuchin does not specify blood volume concentrations, but uses weighted mean values of simulation parameters μ_a , μ_s and g .

Different simulations have been performed for these skin models. Despite strongly differing layer dimensions, no significant differences in regard to penetration depth and back-scattered light intensity could be found. The different layer thicknesses seem to be compensated by and most widely used model, it has been utilised in this work.

4. Experimental verification of simulation results

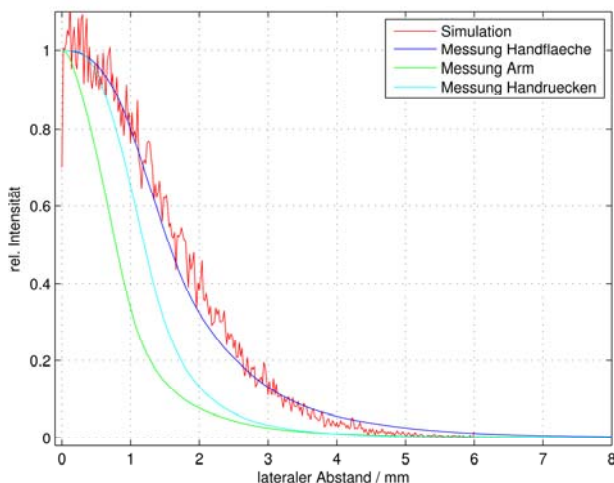


Figure 1: Verification of simulation results by experimental measurements

scattered light intensity. The lateral intensity profile from experimental measurements at different skin positions and also from the simulation are shown in fig. 1. For measurements on

For the Monte Carlo simulations a lot of approximations and simplifications have to be used. The simulation parameter μ_a , μ_s and g which were found in the literature show discrepancies or are interpolated, the layered skin model represents a strong simplification and the consideration of only a few skin components melanin, epidermis, dermis and blood could also potentially reduce simulation accuracy. An experimental validation of simulation results has been performed. The skin is punctually illuminated by a laser light source with a wavelength of 632 nm. A detector with varying lateral distance then measures the back-

the palm of the hand a good correlation to simulation results could be found. This emphasises the general suitability of the presented virtual skin model and the simulation parameters.

5. Simulation results

For visualisation and qualitative inspection of the simulation results a 3D model can be generated (fig. 2). The full photon path of all photons that are registered by the detector and contribute to the sensor signal is displayed. Despite the qualitative analysis from the visualisation the penetration depth can be assessed quantitatively.

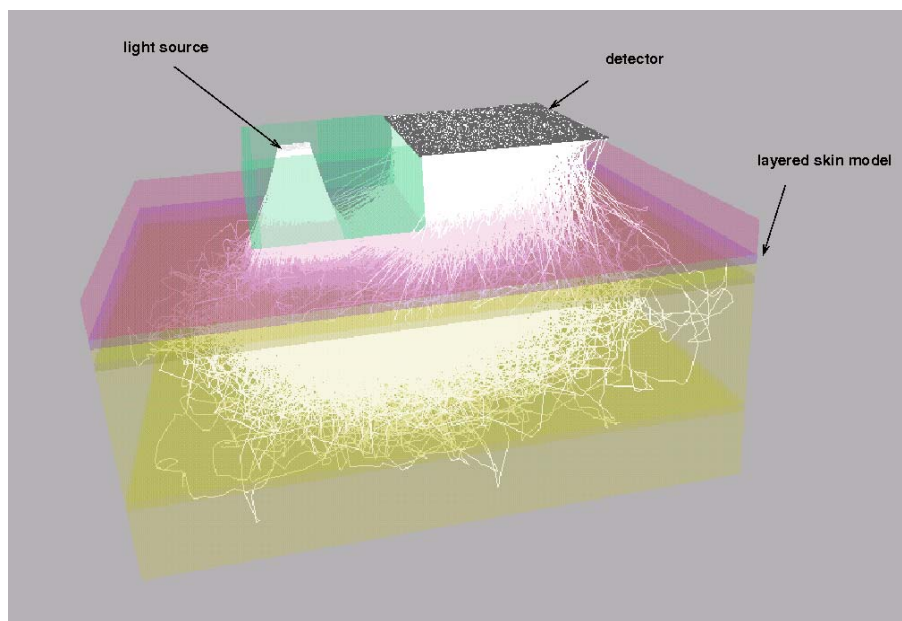


Figure 2: 3D visualisation of photon simulations for infrared illumination. The full photon paths of all photons contributing to the sensor signal are depicted.

A sensitivity profile in relation to skin depth can be calculated when the light intensity $I(x,y,z)$ at different locations are regarded. The contribution of any skin depth dz to the whole detector signal can be specified as

$$dI(z) = \frac{\iint I(x, y, z) dx dy}{dz} \quad (1)$$

Figure 3a shows the sensitivity profiles for different wavelengths in green (550 nm), red (650 nm) and infrared (900 nm) wavelengths. A strong influence of wavelength on penetration depths can be observed. The green sensor, which only measures the upper skin layers up to a depth of about 0.3 mm will provide measurements solely of the skin microcirculation. While sensors utilising red or infrared light will additionally collect information of deeper and larger vessels in the skin and thus gather information of the macro circulation.

6. Dynamic simulations

Due to increasing computing power also parameterised simulations can be done. In repeated simulation runs different scenario properties can be changed. As an example the blood volume contents in the capillary layer have been chosen as dynamic parameter. These dynamic simulation runs thus model the contraction of one heart beat. It will result mainly in an increase of blood volume in the capillaries by about 10 %, that is from 4 % to 4.4 %. Figure 3b shows the simulation results. With increasing blood volume the light intensity at the detector will decrease due to increased absorbance in the skin. Despite statistical variations the relation seems to be linear. The slope of the interpolation line represents the sensor sensitivity and is proportional to the AC component of the sensor signal. The DC component can be determined by the number of photons registered at the detector.

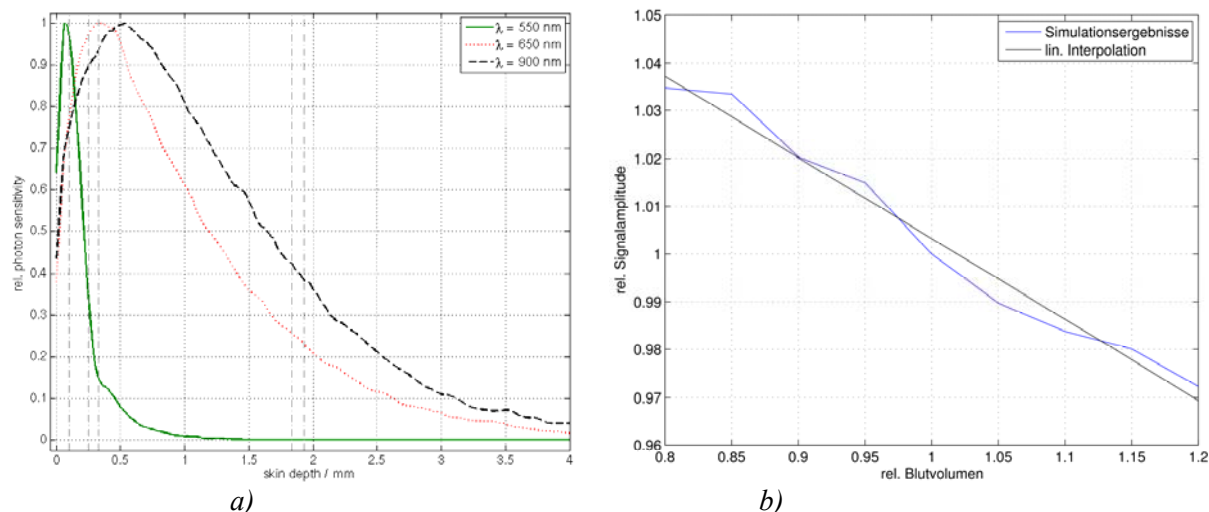


Figure 3: a) Sensor sensitivity dI in relation to skin depths for different wavelengths. Using infrared light the penetration depth can be increased by a factor of 3 compared to green illumination. b) Expected intensity changes on relation to blood contents on the skin. The blood volume in the capillary layer has been changed by $\pm 20\%$, in different simulation runs the number of photons registered at the detector have been calculated. A linear relation between blood contents and sensor intensity could be found.

7. Conclusion

Advances in computing power allow new appliances of Monte Carlo simulations, especially for optimisation of new optoelectronic sensor configurations. Apart from static simulations for the quantification of penetration depth, measurement volume etc., also parameterised simulation runs are possible. For sensor optimisations in regard to working wavelength functional representations of the simulation parameters have been collected and extended from the literature. Layered skin models from different authors have been found to lead to comparable results despite their differing layer dimensions. The general suitability of these simulation models could be approved by experiments. Due to the modularised concept of the implemented simulation tool dynamic simulation runs could be realised [7]. As a result the skin can not only be simulated as a static scenario, but modelling of vital functions like the heart beat is possible.

8. References

- [1] Metropolis, N. and Ulam, S., „The Monte Carlo Method“, J. Am. Statistics Association, 335-341, 1949
- [2] Prahl, S.A., Optical absorption of haemoglobin, Oregon Medical laser Center, <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>, 1999
- [3] Jacques, S.L., Skin Optics, Oregon Medical Laser Center News, 1998
- [4] Meglinskii, I.V. and Matcher, S., „Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulations in the visible and near-infrared spectral regions“, Phys. Meas., Vol. 23, 741-753
- [5] Mühl, T.M., Berechnung von Lichtintensitätsverteilungen in streuenden Medien, PhD thesis, IHF / RWTH Aachen, 1988
- [6] Tuchin, V.V., „Light scattering study of tissue“, Physics – Uspekhi, Russian Academy of Sciences, 495-515, 1997
- [7] Hülsbusch, M., Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren zur optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion, PhD thesis, IHF / RWTH Aachen, in press

OPTICAL METHODS ELUCIDATING ACTION OF ANTIMICROBIAL PEPTIDES

R. Macháň*, A. Miszta*, M. Hof*, W. T. Hermens**, A. J. Ouellette***

* J. Heyrovsky Institute of Physical Chemistry v.v.i., Prague, Czech Republic

** Maastricht University, Cardiovascular Research Institute, Maastricht, The Netherlands

*** University of California, School of Medicine, Irvine, CA, USA

radek.machan@jh-inst.cas.cz

Abstract:

Interaction with biological membranes plays a key role in the activity of antimicrobial peptides (AMPs). We study changes in supported phospholipid bilayers (SPBs), a model of biological membranes, induced by cryptdin-4 (Crp-4), an AMP with β -sheet structure, and compare those interactions with those of magainin 2, a prototypical α -helical AMP. We are using a combination of experimental techniques: laser scanning microscopy (LSM), ellipsometry and fluorescence correlation spectroscopy (FCS), and electronegative SPBs (DOPC/DOPS 4/1). Results of LSM and ellipsometry show that Crp-4 causes much less perturbations to the bilayer than magainin 2, which induces a large loss of lipids. Crp-4 slows down the diffusion of lipids within the bilayer (FCS results), which can mean increased rigidity or formation of obstacles to the diffusion (e.g. small discrete pores).

1. Introduction

Antimicrobial peptides (AMPs) form a large, diverse, and evolutionarily old collection of peptides with important roles in innate immunity in all multicellular organisms [1]. Among their secondary structures, linear molecules adopting amphiphilic α -helical conformation in membrane-like environment and rigid β -sheet molecules are most common [1, 2]. AMPs are extensively investigated for possible pharmacological applications as antibiotics, against which microbes develop little resistance [1]. It is well-established that interactions with cytoplasmic membrane are key factors in their antibiotic activity. Studies of interaction of AMPs with model membrane systems have lead to the development of several models of activity mainly of α -helical AMPs [2] and to finding that most α -helical AMPs share a common manner of action. Still, the exact mechanism is not fully understood.

In the present study, we combine ellipsometry with microscopic techniques to characterize changes of SPBs induced by cryptdin-4 (Crp-4). Crp-4 is the most bactericidal of the α -defensins produced by mouse Paneth cells and has a relatively rigid secondary structure of three β -strands stabilized by three disulphide bonds [3]; its mode of interaction with membranes is not yet understood. We also performed similar experiments for magainin 2, a prototypical α -helical AMP. Both peptides possess selective antibacterial activity due to preferential interactions with electronegative phospholipid bilayers [4, 5].

2. Material and Methods

SPBs were prepared from dioleoyl-phosphatidylcholine (DOPC) and dioleoyl-phosphatidylserine (DOPS) in molar ratio 4:1 (Avanti Polar Lipids, Alabaster, AL) by self-assembly method [6]. Head group labeled phospholipid 1,2-dihexadecanoyl-sn-glycero-3-phosphoethanolamine (Oregon Green 488 DHPE, Invitrogen) was added for fluorescence measurements; ratio of labeled to unlabeled phospholipid was 1:10 000 for LSM and 1:100 000 for FCS. All experiments were done in buffer (pH 7.4) containing 10 mM Hepes with 150 mM NaCl; 2 mM CaCl₂ was added for bilayer preparation. Mica stacks of 5 mm diameter (Metafix, Montdidier, France) were used as a solid support for microscopic samples and silicon wafers (n-type, phosphorus doped, Wacker Chemitronic) were used for ellipsometry. Recombinant Crp-4 (GLLCYCRKGHCRCRGERVRGTCGIRFLYCCPRR) was expressed

in *E. coli* as described by Satchell et al. [5]. Magainin 2 (GIGKFLHSAKKFGKAFGEIMNS) was obtained from Sigma-Aldrich. Concentration of peptide was $1\ \mu\text{M}$ in all experiments.

Two types of microscopic measurements – intensity scans and FCS – were carried out on a MicroTime 200 inverted epifluorescence confocal microscope (Picoquant, Germany). Configuration contained a pulsed diode laser (LDH-P-C-470, 470 nm, Picoquant, Germany) providing 80 ps pulses at a 40 MHz repetition rate, clean up filter HQ470/20, dichroic mirror 490DRLP, band-pass filter HQ525/50 (Omega Optical) and a water immersion objective (1.2 NA, 60 \times) (Olympus). FCS measurements of lateral diffusion coefficient of the fluorescently labeled lipid within the bilayer were performed by the Z-scan method [7].

The thickness and mass of the layer adsorbed to a silicon slide and its changes induced by peptides were calculated from readings of a null ellipsometer (EL X-05, DRE, Germany) using a three-layer model as described by Cuypers et al. and Beneš et al. [7, 8].

3. Results and Discussion

Fluorescence intensity scans (Figure 1) reveal that treatment with both peptides caused decrease in overall fluorescence intensity and appearance of inhomogeneities in the lateral distribution of lipids. Crp-4 induced a much smaller decrease in intensity and left the bilayer less perturbed. Flushing leads in both cases to a further decrease in intensity, possibly due to removal of some SPB inhomogeneities, which could be lipid aggregates loosely bound to the bilayer.

To estimate extend of the lipid lost caused by the peptides, we calculated changes in overall fluorescence intensity. Caution is needed in interpreting these results, because interaction with peptide leads by itself to a decrease in fluorescence intensity to approximately 75% of the original value (bulk fluorescence of a vesicular suspension; data not shown). Since in a bulk experiment no material is lost from the sample, this effect can be attributed to peptide-induced quenching of Oregon Green fluorescence. Treatment with Crp-4 caused therefore only negligible loss of lipids (72% of original fluorescence intensity), while lipid loss induced by magainin 2 (37% of original fluorescence intensity) was approximately 50%.

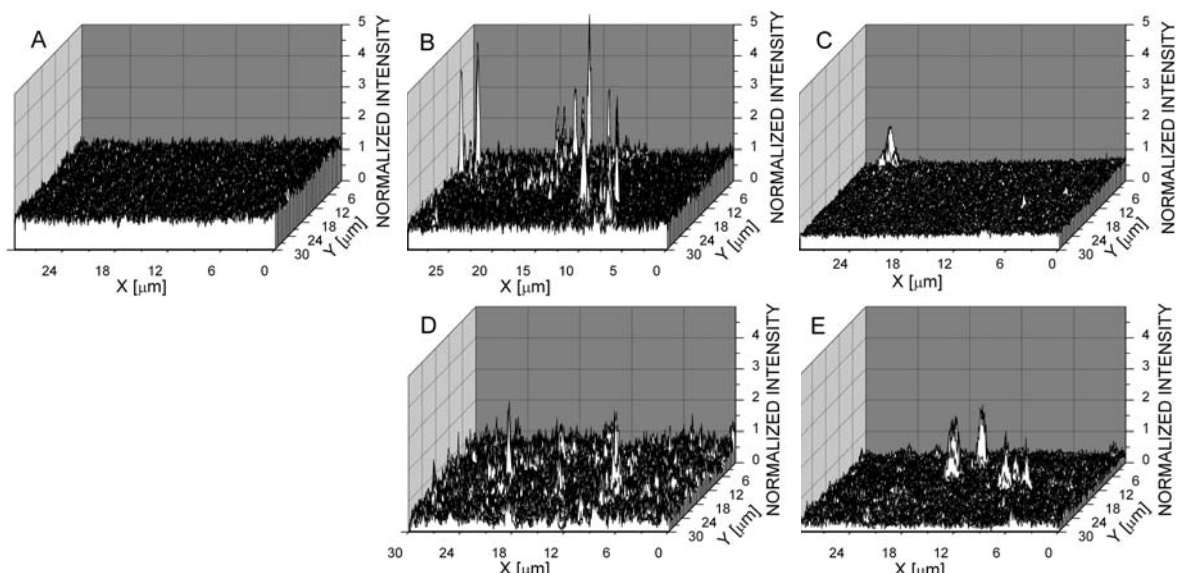


Fig.1 Fluorescence intensity profiles of SPBs (DOPC/DOPS 4/1) on mica labelled with fluorescent lipid analogue Oregon Green 488 DHPE (ratio 1:10 000). The size of the scans is $30 \times 30\ \mu\text{m}$ (400×400 pixels) and each pixel was recorded for 1.20 ms. Fig. A shows pure SPB; fig. B SPB after treatment with Crp-4 and fig. C the same after flushing with excess of buffer. Fig. D shows SPB after treatment with magainin 2 and figure E the same after flushing with buffer. Scans are normalized to the average intensity before peptide addition (Fig. A).

Ellipsometric results (Figure 2) also showed differences between effects of Crp-4 and of magainin 2. Application of Crp-4 lead to an increase in surface mass without altering the thickness suggesting that peptide molecules are inserted into the bilayer. Flushing with buffer resulted in an immediate decrease in surface mass but still unaffected thickness. This may be due to removal of certain lipid inhomogeneities as indicated by LSM (Figure 1) and possibly also of some peptide molecules. Surface mass after flushing is, however, slightly higher than its original value indicating that not all peptide molecules were removed.

A small decrease (approximately 10%) in surface mass induced by application of magainin 2 suggests that the relatively large loss of lipids deduced from LSM results is partially

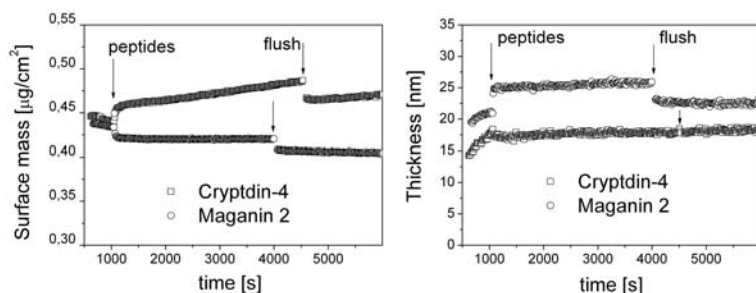


Fig.2 Effects of Crp-4 (□) and magainin 2 (○) on surface mass and thickness of SPBs (DOPC/DOPS 4/1) adsorbed on silicon slides measured by ellipsometry. Times when peptide solution was added to the sample and when the sample was afterwards flushed with buffer are indicated in the plot.

compensated by peptide adsorption. The significant increase in adsorbed layer thickness after magainin 2 addition is quite surprising and can be possibly explained by formation of small lipid structures protruding from the SPB surface. The formation of protruding structures induced by addition of other α -helical AMPs was recently observed by Domanov and

Kinnunen [9]. Flushing with buffer caused a decrease in thickness close to its original value, perhaps due to removal of protruding lipid structures, which is consistent with results of LSM and observed decrease in surface mass.

Care is needed because ellipsometric measurements may be subject to systematic errors caused mainly by roughness of reflective surface and nonideal optical components, which can result in overestimation of both thickness and mass [6]. However, such a source of error would not invalidate observed trends in quantities under study; only absolute values would be affected.

Z-scan FCS was performed only in the case Crp-4; after treatment with magainin 2, the bilayer was no more continuous enough to allow determination of lipid mobility by this method. The diffusion coefficient of fluorescent lipid analogue in SPB prior to addition of Crp-4 was $D_1 = (7 \pm 2) \mu\text{m}^2\text{s}^{-1}$. It decreased to $D_2 = (2 \pm 1) \mu\text{m}^2\text{s}^{-1}$ after application of Crp-4 and then slightly increased to $D_3 = (4 \pm 1) \mu\text{m}^2\text{s}^{-1}$ after final flushing. These values are averages of three values measured at different points within the bilayer. Decrease in diffusion coefficient can mean increased rigidity or presence of small obstacles to the diffusion [10], like for example discrete pores, or a combination of both.

Our results show that Crp-4 perturbs SPBs much less than magainin 2. This result is, however, unlikely to be attributable to differences in their antimicrobial efficiency. Previous studies show that Crp-4 is more efficient in killing bacteria than magainin 2 [5, 11] and that membrane permeation also plays an important role in Crp-4 activity [12]. It is therefore possible that function of Crp-4 is based on formation of a large number of discrete pores.

4. Conclusions

This study shows that Crp-4, a β -sheet AMP, interacts with a phospholipid bilayer in a different manner than magainin 2, a prototypical α -helical AMP. We found that molecules of Crp-4 enter the bilayer without changing its thickness and without significantly perturbing its structure and continuity. Further, we found that Crp-4 slows down the diffusion of lipids

within the bilayer. From this experimental evidence we deduced that the mode of action of Crp-4 can be based on formation of discrete pores. On the other hand, magainin 2 causes a large loss of lipids from the bilayer and a significant apparent increase of SPB thickness, resulting possibly from formation of phospholipid structures protruding from the bilayer surface. Further investigation will be needed to gain more detail understanding of Crp-4 mode of action and find, whether the mode of action of other β -sheet AMPs is similar to that of Crp-4.

5. References

- [1] Zasloff, M.: Antimicrobial Peptides of Multicellular Organisms, *Nature*, 415 (2002), pp. 389-395.
- [2] Bechinger, B.: The Structure, Dynamics and Orientation of Antimicrobial Peptides in Membranes by Multidimensional Solid-State NMR Spectroscopy, *Biochim. Biophys. Acta*, 1462 (1999), pp. 157-183.
- [3] Ouellette, A. J., Selsted, M. E.: Paneth Cell Defensins: Endogenous Peptide Components of Intestinal Host Defense, *FASEB Journal*, 10 (1996), pp. 1280-1289.
- [4] Sheynis, T., Sýkora, J., Benda, A., Kolusheva, S., Hof, M., Jelinek, R.: Bilayer Localization of Membrane-active Peptides Studied in Biomimetic Vesicles by Visible and Fluorescence Spectroscopies, *Eur. J. Biochem*, 270 (2003), pp. 4478–4487.
- [5] Satchell, D.P., Sheynis, T., Shirafuji, Y., Kolusheva, S., Ouellette, A. J., Jelinek, R.: Interactions of Mouse Paneth Cell Alpha-defensins and Alpha-defensin Precursors with Membranes, *J. Biol. Chem.*, 278 (2003), pp. 13838-13846.
- [6] Beneš, M., Billy, D., Benda, A., Speijer, H., Hof, M., Hermens, W. T.: Surface-dependent Transitions during Self-assembly of Phospholipid Membranes on Mica, Silica and Glass, *Langmuir*, 20 (2004), pp. 10129-10137.
- [7] Benda, A., Beneš, M., Mareček, V., Lhotský, A., Hermens, W. T., Hof, M.: How to Determine Diffusion Coefficients in planar Phospholipid Systems by Confocal Fluorescence Correlation Spectroscopy, *Langmuir*, 19 (2003), pp. 4120-4126.
- [8] Cuypers, P. A., Corsel, J. W., Janssen, M. P., Kop, J. M., Hermens, W. T., Hemker, H.C.: The Adsorption of Prothrombin to Phosphatidylserine Multilayers Quantitated by Ellipsometry, *J. Biol. Chem.*, 258 (1983), pp. 2426-2431.
- [9] Domanov, Y. A., Kinnunen, P. K. J.: Antimicrobial Peptides Temporins B and L Induce Formation of Tubular Lipid Protrusions from Supported Phospholipid Bilayers, *Biophys. J.*, 91 (2006), pp. 4427-4439.
- [10] Ratto, T. V., Longo, M. L.: Obstructed Diffusion in Phase-separated Supported Lipid Bilayers, *Biophys. J.*, 83 (2002), pp. 3380-3392.
- [11] Bucki, R., Pastore, J. J., Randhawa, P., Vegners, R., Weiner, D. J., Janmey, P. A.: Antibacterial Activities of Rhodamine B-conjugated Gelsolin-derived Peptides Compared to those of the Antimicrobial Peptides Cathelicidin LL37, Magainin II and Melittin, *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, 48 (2004), pp. 1526–1533.
- [12] Tanabe, H., Qu, X. Q., Weeks, C. S.: Structure-activity Determinants in Paneth Cell Alpha-Defensins, *J. Biol. Chem.*, 279 (2004), pp. 11976-11983.

6. Acknowledgements

The authors R. M. and A. M. thank the Grant Agency of the Czech Republic (grant nr. 203/05/H001) and the author M. H. thanks the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic (the National Research Centre LC 06063).

PHOTODYNAMIC AND SONODYNAMIC THERAPY ON MELANOMA CELLS

H. Kolarova, K. Tomankova, R. Bajgar, L. Dolezal, J. Halek

Department of Medical Biophysics, Faculty of Medicine, Palacky University in Olomouc
kol@tunw.upol.cz

Photodynamic therapy (PDT) is a new treatment modality of tumors. The photochemical interactions of sensitizer, light, and molecular oxygen produce singlet oxygen and other forms of active oxygen, such as peroxide, hydroxyl radical and superoxide ion. The tumor is destroyed either by reactive singlet oxygen species (ROS), type II mechanism, or radical products, type I mechanism, generated in an energy transfer reaction. The resulting damage to organelles within malignant cells leads to tumor ablation. The cellular effects include membrane damage, mitochondrial damage and DNA damage. A new treatment modality called sonodynamic therapy (SDT) has been developed, in which the ultrasound-induced cytotoxicity of sonochemical sensitizers inhibits tumor growth. The promising generation of sensitizers - phthalocyanines were used to induce the photodamage. In addition, we also applied an ultrasound treatment to support the photodynamic effect. We report the production of reactive oxygen species on G361 melanoma cells. The production of ROS was investigated by molecular probe CM-H₂DCFDA. The light emitting diodes (LEDs) were used as a source for evocation of the photodynamic effect. Changes in cells were evaluated using fluorescence microscope and atomic force microscopy. The quantitative ROS production changes in relation to sensitizer concentration, irradiation doses and ultrasound intensity were proved by fluororeader. Our results showed the highest ROS generation within G361 melanoma cells at irradiation of 15 J.cm⁻² followed by ultrasound treatment with intensity of 2 W.cm⁻² and frequency of 1MHz in the presence of 100 μM ClAlPcS₂. These results suggest that ClAlPcS₂ is a potential photosensitizer and sonosensitizer for sonodynamic or photodynamic treatment of cancer.

This work was supported by the Grant Project MSM 6198959216.

STUDY OF PHOTODYNAMIC AND SONODYNAMIC EFFECT ON CELL LINE BY ATOMIC FORCE MICROSCOPY

K. Tomankova, H. Kolarova, R. Bajgar

Department of Medical Biophysics, Faculty of Medicine, Palacky University in Olomouc
tomanko@tunw.upol.cz

Atomic force microscopy (AFM) has emerged into a technique capable of resolving molecular details of cell surface under ambient condition. AFM has been used to image the morphology of developing tumorous cells and their processes. However, it is frequently reported that prior fixation is required for reliable imaging of cells with lower adhesive properties. Scanning of these objects is limited by construction of atomic force microscopy, therefore we replenished the apparatus with an inverse optical microscope. In our work we used cell line as biological materials. We imaged the cells before and after photodynamic (PDE) and sonodynamic (SDE) effect. PDE of photosensitisers ZnTPPS₄ and CIAIPcS₂ was induced by an efficient LED source. We also sonicated the cell samples by ultrasonic therapeutic device to improve the effectiveness of PDE. After sonication and irradiation the cells were scanned in air. Our results show images of the cell lines before and after PDE including two types of imaging the topography and the phase image. The treatment of the cells with the photosensitisers leads the loss of surface rigidity and eventually to dramatic changes of the cells shape. Individual cells before PDE were characterized by smooth surface without protrusion on the whole surface. Production of ROS in cancer cells increase combination of SDE and PDT application.

This work was supported by the Grant Project MSM 6198959216.

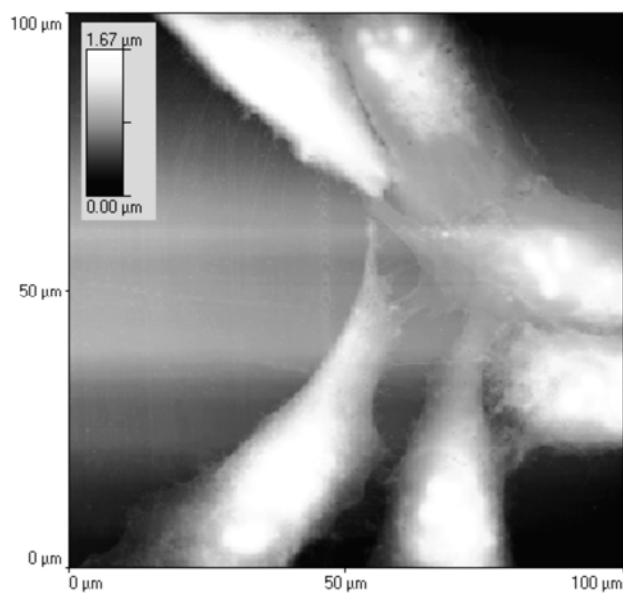


Figure 1: Cell line A549 before treatment imaged by atomic force microscopy

OPTICAL SENSORS FOR MONITORING OF BIOPROCESSES

O. Podrazky*, V. Matejec*, G. Kuncova**, M. Pospisilova*, J. Mrazek*, I. Kasik*,
K. Rose***, N. Jaffrezic-Renault****, S. Dzyadevich****, L. Sasek*****, P. Scully*****

* Institute of Photonics and Electronics ASCR, v.v.i., Chaberska 57, 182 51 Praha 8

** Institute of Chemical Processes Fundamentals ASCR v.v.i., Rozvojova 135, Praha 6

*** Fraunhofer Institute for Silicate Chemistry, Neunerplatz 2, D-97082 Wurzburg, Germany

**** Laboratory of Analytical Sciences, Claude Bernard University-Lyon 1, 43 Boulevard 11
Novembre 1918, 69622 VILLEURBANNE Cedex (France)

*****Safibra s.r.o., Politických vězňů 1233, 251 01 Říčany u Prahy

*****School of Chemical Engineering and Analytical Sciences, The University of
Manchester, Sackville Street, Manchester M60 1QD, United Kingdom

pospisilova@ufe.cz

Abstrakt:

Monitoring of bioanalytes represents an important issue for both the research and employment of bioprocesses. This monitoring requires affordable and rapid determination of analytes such as oxygen, carbon dioxide, glucose, fructose, glycerol etc. For this purpose both standard analytical techniques and sensors have already been used. This paper deals with optical sensors for detection of oxygen and glucose in aqueous solutions. It focuses on extrinsic and intrinsic fiber-optic sensors with ruthenium complexes as opto-chemical transducers for the detection of oxygen and glucoseoxidase as an opto-biochemical transducer for the detection of glucose. These transducers are immobilized in special separation membranes of organically modified siloxanes, ORMOCER®s, which are applied into detection sites of fiber-optic sensing elements.

Fluorescence quenching of ruthenium complexes by oxygen was used as an operating principle for oxygen sensing. The complexes were immobilized in hydrophobic ORMOCER® membranes applied onto silica or plastic optical fibers in the intrinsic sensors or onto glass or plastic lenses in the extrinsic sensors. A detection of oxygen depletion caused by an enzymatic reaction of glucose with oxygen under the glucoseoxidase catalysis was used in the glucose sensors. In these sensors, the oxygen-sensitive layer was overcoated with a hydrophilic layer incorporating enzyme. The enzymatic layer was based on ORMOCER®s or prepared from glutaraldehyde.

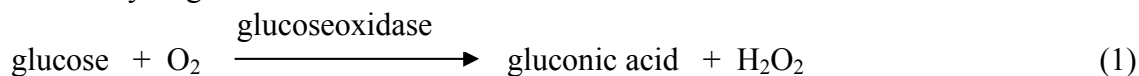
Changes of the fluorescence lifetime of ruthenium complexes or fluorescence intensity due to oxygen were measured in the developed sensors. On their basis it is shown that the developed fiber-optic sensors made possible to detect glucose in concentrations up to 3 mmol/L with response times of approximately 20s. Optimized detection layers were stable under sterilization conditions (alcohol, UV-light) and during a 6 days' test in the bioreactor.

1. Úvod

Monitoring of bio-reactants such as glucose, fructose, glycerol, etc. is important for industrial applications such as synthesis of bio-fuels, pharmaceuticals, food and beverage manufactures. Production processes in these applications are usually controlled by off-line sampling and remote analysis which cause a time delay that prevents optimization. Moreover, bio-reactants in these processes may have too low concentrations or they are unsuitable for direct detection, which requires the enhancement by an appropriate chemical (biochemical) transducers. Many of these transducers can not directly measure bio-reactants due to interference by pH, temperature, so that it is necessary to immobilize transducers at the detection sites of these sensors in suitable separation membranes.

Glucose is very important biochemical compounds. It can be found in living organisms as well as in many biochemical processes. Several companies in EC and USA fabricate glucose sensors. Most of these sensors are based on electrical or optical interrogation of biotransducers, such as enzymes, immobilized in membranes such as electroconductive polymers,

carbon paste, xerogels etc. [1] - [3]. These sensors make possible to detect glucose, and also lactose, galactose or choline, in a concentrations from 10^{-6} to 10^{-3} mmol/L (mM) [4]. For detection they usually employ enzymatic reaction of glucose with oxygen that produces gluconic acid and hydrogen peroxide:



The consumption of oxygen or production of hydrogen peroxide in (1) is detected via oxygen or hydrogen-peroxide detection electrodes [1],[2] or optically [3].

Although amperometric sensors are broadly used for glucose detection, they have some drawbacks. The linear range of the detection electrodes can be limited by low oxygen concentrations, sensor responses can be affected by variations in ambient oxygen concentrations or by deactivation of enzymes by hydrogen peroxide produced. Furthermore, the usefulness of electrodes is limited by stability of sensitive films and by a limited range of sterilisation methods due to fragile constructions of the detection electrodes.

Optical glucose sensors may offer ways for overcoming the above drawbacks. In these sensors, the depletion of oxygen is usually detected via quenching of the fluorescence of organic ruthenium complexes. This quenching is related to the glucose concentration and is frequently measured by fluorescence lifetime. The fluorescence of ruthenium complexes is excited by using blue LEDs.

This paper describes optical sensors based on the reaction (1) which use glucoseoxidase as an opto-biochemical transducer for the detection of glucose and ruthenium complexes as opto-chemical transducer for the detection of oxygen. The transducers are incorporated into membranes of special inorganic-organic materials, ORMOCER®s, applied into detection sites of extrinsic and intrinsic fiber-optic sensors.

UV curable inorganic-organic ORMOCER®, materials with an inorganic siloxane base network, offer high mechanical and chemical stability under harsh environments [5]. Tailoring the chemical composition of these materials offers ways for incorporating enzymes as transducers into them without enzyme degradation during UV curing of these materials. They provide us with porous pathway necessary for the detection of oxygen depletion due to (1). These materials can adhere to a silica glass surface without delamination and be robust in order to survive fermentation processes.

The aim of this research was to form sensors suitable for in-situ, continuous monitoring of glucose under harsh reaction conditions. Desired advantages of these sensors include robustness to sterilisation procedures, stability and reliability over an extended period, application over an extended dynamic range, no interference with the sterile barrier, insensitivity to protein adsorption and surface growth and resistance to degradation or enzymatic break down.

2. Experimental

Sensor configurations

Two types of fiber-optic sensors, extrinsic and intrinsic ones, were tested. In the extrinsic sensor one limb of a bifurcated plastic-fiber bundle coupled light from a blue LED to a sensing head composed of a glass or plastic lens with applied sensing films. The excitation of the film at 470 nm caused red fluorescent light at 600 nm that was returned via the other limb to the detector, a photon counter (PMT). A cut-off filter was used to separate out the fluorescence from the excitation light. A microcontroller provided implementation of a basic algorithm, and output data was serially streamed to a PC running Labview® data acquisition software. This arrangement enabled the time distribution of the fluorescence signal to be measured, and processed that created basis for the determination of fluorescence lifetime [6].

A commercially applicable instrument was developed in Safibra that is based on the above arrangement and uses a synchronous detection technique to measure fluorescence lifetime. In this instrument time distributions of fluorescence signals were exponentially fitted to reduce data noise and to determine the fluorescence lifetime and its changes due to oxygen quenching. These changes can be determined in measurement cycles repeated at 2500 Hz.

In the intrinsic sensors, sensing films were applied onto bare cores of plastic or silica optical fibers in lengths of about 4 cm. In the case of plastic fibers the films form the fiber cladding because their refractive index (of about 1.49) is lower than that of the core. Applied onto silica fibers, the films form a part of the composite fiber core. The films were excited by a blue LED at 470 nm and fluorescence signal was detected at about 600 nm by using either PMT (an arrangement similar to the extrinsic sensors) or a fluorescence spectrometer Ocean Optics OSP-USB2000-FLG. Transmission, reflection and side arrangements were used in fluorescence measurements. In the side arrangement, light from LED was launched directly into the outer surface of the sensing films and fluorescence was detected at the fiber end. This arrangement made possible to increase the excitation efficiency.

Sensing films

Double structured sensing films were developed and tested for the glucose sensors. In these films, the primary ORMOCER® film contained a hydrophobising component and ruthenium complex (Ruthenium tris-(1,10-phenantroline) dichloride **Ru-1**) in a concentration of 3% weight. Such films support good transport of oxygen in the films. Enzyme, glucose oxidase, was immobilised in a secondary film applied over the primary one. The secondary film was prepared either from a hydrophilic ORMOCER® or enzyme was fixed to the primary film by crosslinking with glutaraldehyde vapours. Both hydrophilic ORMOCER®s and glutaraldehyde enable a good penetration of water with glucose inside them. ORMOCER® sensing films were applied by painting onto sensing lens and by the dip-coating technique onto the fibers. They were UV cured after the application onto substrates.

Sensor tests

The extrinsic sensors were tested in an agitated laboratory bioreactor in the Institute of Chemical Processes Fundamentals in Prague. The sensing head with the detection lens was sterilised in an autoclave in the case of the oxygen sensors and by ethanol, isopropanol or UV in the case of the glucose sensors. The standard sterilisation procedures used in beverage and food productions were used. In experiments, glucose dissolved in a phosphate buffer (pH=6) were added into the bioreactor bubbled with air stream.

The intrinsic oxygen sensor with a single hydrophobised ORMOCER® sensing film containing **Ru1** was tested for oxygen sensitivity by exposing the film to gaseous and dissolved oxygen (DO). The fluorescence intensity was measured as a function of time and oxygen concentrations.

The intrinsic glucose sensor enzyme was cross-linked to the oxygen-sensitive layer with **RU1**. Glucose dissolved in buffered (pH6) aqueous solutions was used to test the sensor, and changes of the fluorescence intensity at 600 nm corresponded to changes of glucose concentrations in solution (see Fig. 2), indicating that glucose concentration can be resolved to about 1 mM (figure 11).

3. Results and conclusions

The developed extrinsic sensors with the ORMOCER® sensing films glucose exhibited parameters shown in Tab. 1. The concentration range can be extended by using more efficient ruthenium transducer such as e.g. Ruthenium tris-(4,7-diphenyl-1,10-phenantroline) dichloride. Further improvements can also be achieved by the immobilisation of enzyme onto po-

rous solid particles, and by mixing of these particles with ORMOCER®s and with ruthenium complexes. In this case only single sensing films can be applied. With these improvements the concentration range can be extended to 30 mmol/L and the stability from 6 to 30 days.

Tab.1.

	Oxygen sensor	Glucose sensor
concentration range	0–100 % DO	0-3 mmol/L
Sensitivity	2%	0.1 mmol/L (at 80 - 100%DO)
Stability in the bio-reactor	> 2 weeks, pH independent	6 days
Storage stability	Months	> 2 months
Sterilisation	Autoclavable	ethanol, isopropanol, UV
response time	~20 s	~ 10 s

Parameters of the developed extrinsic sensors

With the developed intrinsic oxygen sensor, changes in fluorescence intensity of about 2-5% were measured when the sensor was exposed to cycling between 100% nitrogen and air (0 to 20% O₂). On the basis of such experiments one can conclude that gaseous oxygen can be detected to a minimum concentration of about 0.5 vol. %, oxygen dissolved in water to a minimum concentration of about 5 % DO (related to the saturated oxygen concentration).

The developed intrinsic glucose sensor made possible to measure glucose concentrations in a range of 0.3-1.5 mmol/L. Response times of the intrinsic sensors were 10 to 30 s.

On the basis of the above results one can conclude that inorganic-organic materials, ORMOCER®s, can be employed as a host matrix for oxygen sensitive ruthenium complexes together with glucose oxidase to form opto-chemical transducers to detect glucose in aqueous solutions under harsh fermentation conditions. Promising performances applicable in bioprocesses have been achieved with extrinsic fiber-optic sensors based on these materials. Such sensors could also be employed in medical analyses.

4. References

- [1] Les Capteurs Chimiques, Jaffrezic N., Souteyrand E., Martelet C., Cosnier S., Labbe P. and Pijolat C. (Eds.), ISBN 2-907922-51-3, (1997) pp. 131-176.
- [2] Sungur S., Emregul E., Gunendi G. and Numanoglu Y.: New Glucose Biosensor Based on Glucose Oxidase-immobilized Gelatin Film Coated Electrodes *J. Biomaterials Applications*. **18** (2004) pp. 265-77.
- [3] Balaji Ganesh A. and Radhakrishnan T.R.: Employment of Fluorescence Quenching for the Determination of Oxygen and Glucose, *Sensors & Transducers Magazine (S&T e-Digest)*. **60**(10) (2005) pp. 439-445.
- [4] Warsinke A. *Frontiers in Biosensorics II. Practical Applications*, Scheller F.W., Schubert F and Fedrowitz J (Ed.), Birkhauser Verlag 1997, pp.121-139.
- [5] Schottner G *Hybrid Sol-Gel Derived Polymers: Applications of Multifunctional Materials*, *Chem. Mater.* **13** (2001) pp. 3422-3435.
- [6] Young J.S., Scully P.J., Kvasnik F., Rose K., Kuncova G., Podrazky O., Matejec V., Mrazek J.: Optical fibre biosensors for oxygen and glucose monitoring, OFS-17. 17th International Conference on Optical Fibre Sensors, Voet M, Willsch R, Ecke W, Jones J and Culshaw B (Eds.), (2005) pp. 431-434.

5. Acknowledgements

This work was supported by EC (contract GRD1-2001-40477: MATINOES 1998-2002) and by the Czech Science Foundation (contract 102/05/0956).

APLIKACE LASEROVÝCH TENKÝCH VRSTEV V LÉKAŘSTVÍ

M. Jelínek*, M. Vrbová*, T. Kocourek**

* Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT, nám. Sítná 3105, Kladno

** Fyzikální ústav AV ČR, Na Slovance, 182 21 Praha 8

miroslav.jelinek@fbmi.cvut.cz

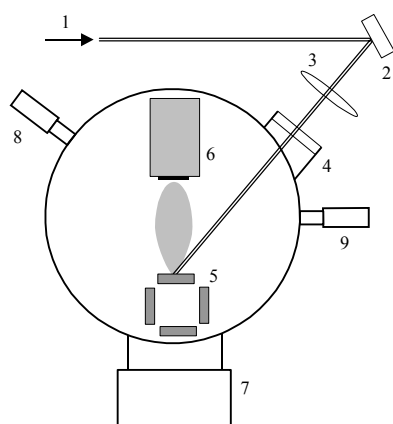
Abstrakt

Jsou prezentovány principy pulzní laserové depozice (PLD) pro nanášení tenkých vrstev materiálů. Jsou uvedeny příklady aplikace PLD na pokrytí zubních implantátů hydroxyapatitem a umělých srdečních chlopní a textilních cévních náhrad diamantu- podobným uhlíkem.

1. ÚVOD

Laser je unikátním zdrojem energie charakterizovaný velkou spektrální čistotou, časovou a prostorovou koherencí a vysokou špičkovou intenzitou záření. Každá z těchto vlastností vedla k aplikacím, které využily zmíněné výhody buď jednotlivě, nebo jako celku. Tato práce je zaměřena do oblasti laserové depozice tenkých vrstev. Při laserovém vytváření tenkých vrstev se využívá laserového záření pro ohřev, odpaření, pyrolýzu nebo fotodisociaci pevné látky nebo plynu. Existuje několik základních principů vytváření (depozice) tenkých vrstev: povrchová modifikace materiálů, laser - CVD (laserem stimulovaná chemická depozice tenkých vrstev), laser PACVD (laserem stimulovaná plazmochemická depozice tenkých vrstev), a nejnámější a nejčastěji používaná - laserová depozice.

2. LASEROVÁ DEPOZICE TENKÝCH VRSTEV



K základnímu experimentálnímu uspořádání patří: vakuová depoziční komora, držák podložek umožňující ohřev podložek a přesné měření teploty, materiál terče a laser. Fokusaný laserový svazek dopadá na terč, vysokou hustotou záření se materiál terče převede do plazmového obláčku a následně materiál kondenzuje na podložce umístěné nad terčem - obr. 2.1.

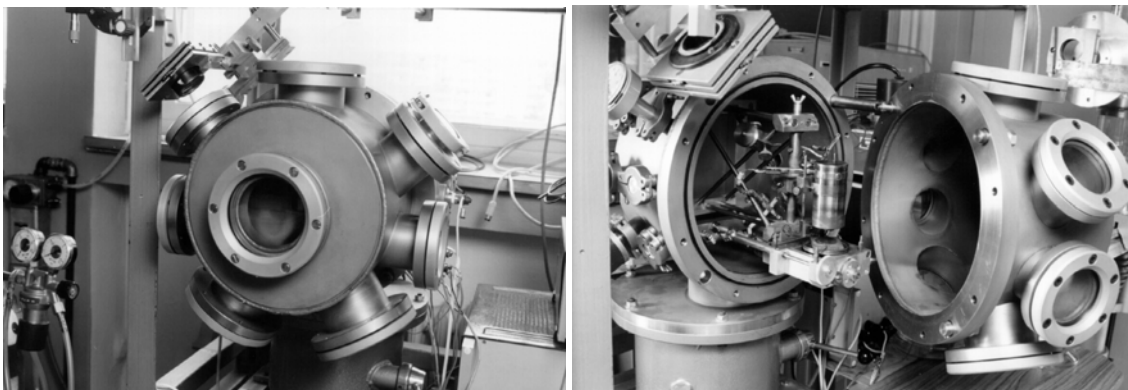
Obr. 2.1. Schéma laserové depozice (1 - laserový svazek, 2 - odražeč, 3 - čočka, 4 - vstupní okno depoziční komory, 5 - karusel s terči, 6 - topný stůl s podložkou, 7 - vakuový čerpací systém, 8, 9 - vakuové měřky)

Po absorpci laserového záření povrchem terče je elektromagnetická energie konvertována do elektronových excitací a následně do tepelné, chemické a i mechanické energie, která způsobí ablaci, excitaci, formování plazmatu a exfoliaci (tj. uvolnění částic z terče tepelně- mechanickým rázem). Částice v plazmovém obláčku jsou směsí energetických částic jako atomů, molekul, elektronů, iontů, klastrů a pevných částic o mikronových rozměrech. Obláček materiálu vypařeného z terče má kuželový tvar s úzkou distribucí vyjádřenou vzorcem $\cos^n \theta$ (kde θ je úhel k normále k povrchu terče) a n se obvykle pohybuje v rozmezí $8 < n < 12$. Úzce dopředně směřovaný svazek částic má stejnou stechiometrii jako terč. V průběhu transportu materiálu k podložce dochází k určitému rozdělení rychlostí a energií částic, což bezprostředně ovlivňuje strukturu, stechiometrii a tloušťkový profil vrstvy. V zásadě se PLD liší od ostatních depozičních technik hlavně dvěma rysy:

- pulsy obsahující vysoké toky par a energetické částice (trvání ~ 1 ms) jsou periodicky střídány obdobími bez příchodu par (trvání ~ 100 ms),

- částice dopadající na podložku obsahují ionty (energie až řádu keV) a neutrální atomy (energie několika eV).

Příklad PLD komory je na obr. 2.2 a,b.



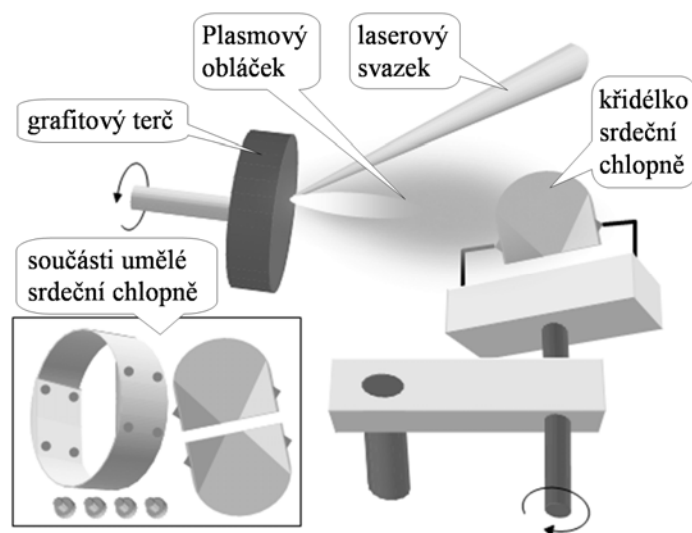
Obr. 2.2 a,b. Schéma depoziční komory (a - čelní pohled, b - otevřená komora)

3. LASEROVÉ VRSTVY V LÉKAŘSTVÍ

Perspektivní oblastí lékařských tenkovrstvových aplikací je implantologie. Je známo, že lidský organismus obtížně akceptuje cizí tělesa, a proto je snaha se při náhradách co nejvíce přiblížit složení původního materiálu. V případě kostí existuje možnost vyrobit umělé náhrady a implantovat je do lidského organismu. Implantát však musí být vyroben z látky pro tělo přijatelné. Jedním ze závažných problémů je imunitní odpověď organismu, která způsobuje odhojování, nebo nevhojení implantátu. Nejdůležitějším předpokladem úspěšného vhojení je biokompatibilita materiálu. U zubních implantátů, které jsou vystaveny velkým žvýkacím tlakům a působení páčivých sil, vyhovují požadavkům na mechanickou odolnost zejména kovy. Kovy však většinou nesplňují podmínky kladené na chemické vlastnosti. Ty splňují keramické implantáty - jsou však křehké a často dochází k jejich zlomení. Jednou z možností jak zkombinovat výhodné vlastnosti jednotlivých materiálů je pokrytí kovového implantátu ochrannou vrstvou. Pak jsou využity výhodné mechanické vlastnosti kovu s optimálními chemickými vlastnostmi biokeramik. Jedním z nejznámějších biokeramik je hydroxyapatit vápenatý - HA ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Je to tzv. biologicky aktivní materiál, tj. podporuje vytváření kosti mezi tkání a implantátem. Dalším velmi často používaným materiálem je uhlík, který je biologicky inertní. V našich experimentech jsme se soustředili na studium implantátů pokrytých vrstvou diamantu - podobného uhlíku (DLC - diamond - like carbon) a na protézy pokryté tenkou vrstvou HA.

Protézy a náhrady pokryté vrstvou DLC: diamant je materiál žádaný pro mnoho aplikací díky své extrémní tvrdosti a chemické odolnosti. DLC vrstvy mají vlastnosti podobné diamantu, ale jsou amorfni. Mají vysokou odolnost vůči korozi, velmi malý koeficient otěru a jsou biokompatibilní a thromboresistentní (tj. DLC je např. používán pro pokrytí ortopedických kloubních implantátů, textilních cévních náhrad a umělých srdečních chlopní).

Náhrada kostí - DLC vrstvy byly deponovány na válcové titanové implantáty (průměr 2 mm a délka 10 mm). Pokryté a nepokryté implantáty (referenční titanové a safírové) byly voperovány do stehenních kostí krys. Po šesti týdnech byly krysy usmrceny, implantáty vyoperovány a byla studována osteointegrace, tj. podíl plochy implantátů, který srostl s kostní tkání. Poměr mezi integrovanou a neintegrovanou částí implantátu se pohyboval u implantátů pokrytých od 56% do 67%. U nepokrytých titanových a safírových to bylo 45% - 57% a 29% - 37% [1].

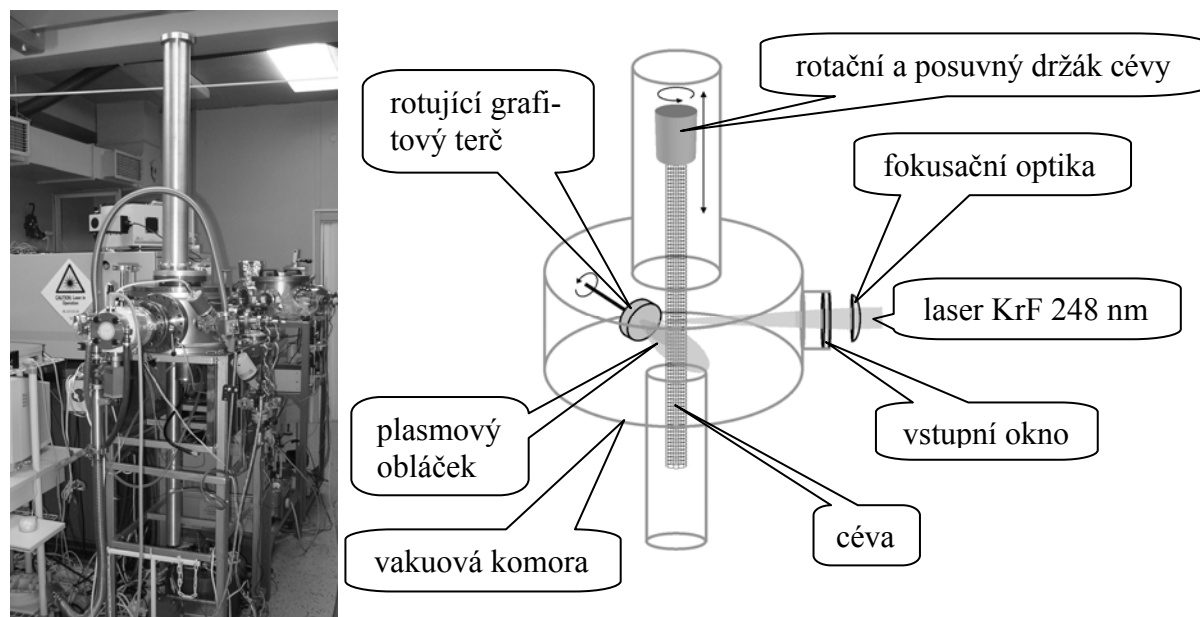


Náhrady pro kardiochirurgii - byly pokrývány umělé srdeční chlopně a anastomické štíty. Pro docílení homogenního pokrytí těchto složitých geometrických tvarů bylo nutno prvky během depozice rotovat a natáčet (obr. 3.1.).

Obr. 3.1. Depoziční konfigurace pro pokrytí součásti umělé srdeční chlopně vrstvou DLC

Textilní cévní náhrady – byly pokrývány textilní trubice o délce 30 cm a průměru 7 mm (typ ARTEKOR).

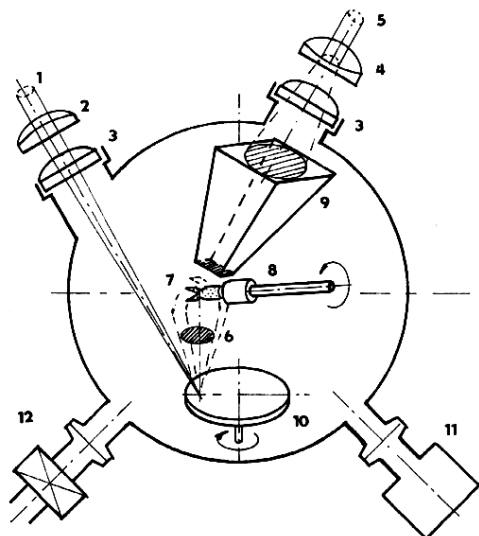
Díky řídkému pletení cévních náhrad bylo možno pokrýt jak vnější stranu trubice, tak i vnitřní stěny. Céva byla uchycena ve speciálním držáku (obr. 3.2.), který posuoval cévu před plazmovým obláčkem z grafitového terče směrem nahoru a pak směrem opačným. Během depozice céva rotovala, takže bylo možno homogenně pokrýt celou délku cévy. Cévy byly pokrývány vrstvou DLC o síle až do 200 nm. Byla studována adheze DLC vrstvy k tkaninové cévní náhradě a procento diamantových sp^3 vazeb. Byly rovněž realizovány biomedicínské testy na ovčích [2].



Obr. 3.2. Fotografie systému a ideové schéma nanášení tenkých vrstev DLC na textilní cévní náhradu.

Zubní protézy pokryté vrstvou HA: byla studována vhodnost použití PLD pro pokrytí zubních protéz tenkou vrstvou HA. Protéza byla uchycena ve speciálním držáku, rotovala a během depozice byla zahřívána na požadovanou teplotu zářením CO_2 laseru (obr. 3.3). Pokryté a nepokryté (kontrolní) implantáty byly voperovány do zubní čelisti miniprasátek. Horní části implantátů byly zaslepeny (nezatížená osseointegrace, pokus bez zubní korunky). V pokusu *in vivo* byla použita dvouletá miniprasátka a bylo zavedeno celkem 16 válcových implantátů s vrstvou HA. Po 16 týdnech hojící fáze byla miniprasátka utracena, čelisti očiště-

ny a kolem protéz nařezány na tenké segmenty. Mikroskopická vyšetření potvrdila přítomnost nově vytvořené kosti kolem všech implantátů. U kontrolních implantátů, byla přítomna



vrstva fibrózního vaziva mezi kostí a implantátem. U vzorků s laserově nanesenou vrstvou HA byla tato vrstva nalezena pouze zřídka. Plocha kontaktu kosti s implantátem se pohybovala u titanových implantátů okolo 75,5% a u implantátů pokrytých HA okolo 77,3%.

Obr. 3.3. Depozice tenkých vrstev HA na zubní implantáty (1 - svazek KrF laseru, 2 - fokusační optika, 3 - vstupní okno, 4 - ZnSe fokusační optika, 5 - svazek CO₂ laseru, 6 - plazmový obláček, 7 - implantát, 8 - držák implantátu, 9 - homogenizátor, 10 - terč, 11 - napouštění plynů, 12 - vakuový čerpací systém)

Dále byla studována osseointegrace 24 pokrytých zubních implantátů a 4 nepokrytých implantátů z Ti6Al4V v zatíženém režimu. Pro experiment byla použita 4 miniprasátka. Po 16 týdnech nezatížené osseointegrace byly na implantáty našroubovány metalokeramické korunky. Příklad sanice s implantáty a našroubovanými korunkami je na obr. 3.4.



Obr. 3.4. Fotografie sanice s implantáty pro studium zatížené osseointegrace

Jeden rok po tomto úkonu byla prasátka usmrčena. Kolem pokrytých implantátů byla nalezena nově vrostlá kost, prakticky bez nežádoucích fibrozních tkání. Naproti tomu u kontrolní skupiny

implantátů (nepokrytých, titanových) bylo toto fibrozní spojení nalezeno. Oblast kontaktu kost - implantát byla pro nepokryté implantáty 62,5% a u implantátů pokrytých HA vrstvou 77,5% [1].

4. ZÁVĚR

Nejvýznačnější laserovou metodou pro vytváření tenkých vrstev je metoda pulzní laserové depozice. Je prezentován princip a experimentální uspořádání. Pozornost je zaměřena na aplikace PLD metody pro vytváření tenkých vrstev pro pokrytí implantátů diamantu- podobným uhlíkem a hydroxyapatitem. Pomocí laseru byly úspěšně deponovány tenké vrstvy uvedených materiálů a byly realizovány experimenty in- vivo.

5. LITERATURA

- [1] M. Jelínek, Doktorská disertační práce, Praha 1999.
- [2] T. Kocourek, M. Jelínek, V. Vorlíček, J. Zemek, T. Janča, V. Žižková, J. Podlaha, C. Popov, konference COLA 07, Teneriffé, září 2007 – sborník v tisku.

BIOMEDICÍNSKÉ APLIKACE

NEINVAZIVNÍ VYŠETŘENÍ FUNKCE AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU V ZÁVISLOSTI NA VĚKU SYSTÉMEM VARCOR PF7

J. Salinger*, P. Štěpaník*, P. Stejskal**, J. Krejčí*, S. Gwozdziwiczová***

* Katedra biomechaniky a technické kybernetiky, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého Olomouc

** Katedra funkční antropologie a fyziologie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého Olomouc

*** Ústav fyziologie, Lékařská fakulta, Univerzita Palackého Olomouc
salinger@fknw.upol.cz

Abstrakt:

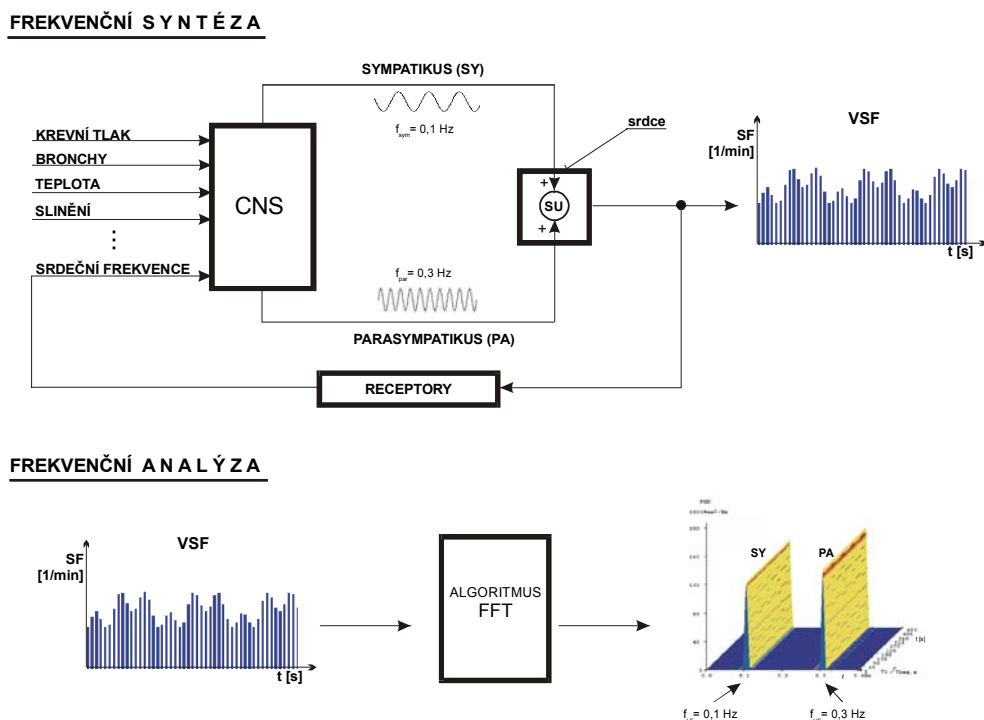
Autoři se v článku zabývají problematikou neinvazivního vyšetření regulace srdeční činnosti v závislosti na věku a fyzické zátěži člověka. Popisují princip vzniku variability srdeční frekvence (HRV), která je citlivým ukazatelem kardiovaskulární autonomní reaktivity, prezentované autonomním nervovým systémem a jeho subsystémy – sympatikus a parasympatikus. Hodnocení variability srdeční frekvence jsou prováděna v časové a frekvenční doméně prezentované jednak Ewingovou kardiovaskulární testovou baterií a jednak "short-term" spektrální analýzou. V článku je zdůrazněn význam standardizace vyšetřovacích postupů, včetně sjednocení sledovaných ukazatelů, parametrů a charakteristik, pro vytvoření možnosti co nejširší komparace získaných nálezů jak ve výzkumu tak v klinické praxi. Autoři dále prezentují novou metodiku komplexního hodnocení parametrů spektrální analýzy variability srdeční frekvence akceptující věk vyšetřované osoby. Dále je v textu a představen nový telemetrický diagnostický systém VarCor PF7, umožňující prostřednictvím analýzy variability srdeční frekvence, neinvazivní vyšetření regulace srdeční činnosti.

1. Úvod

Problematika "včasné" a "validní" diagnostiky dysfunkce autonomního nervového systému (ANS), vyskytující se u celé řady kardiovaskulárních a nervových onemocnění, je předmětem diskuzí výzkumných i klinických pracovníků. Splnění takovéto diagnostiky předpokládá vytvoření podmínek pro standardizované, rutinní, neinvazivní a časově nenáročné vyšetření širokého spektra diagnos. Neméně důležité je i sjednocení metody a algoritmů použitého pro hodnocení variability srdeční frekvence (HRV), která je citlivým ukazatelem reaktivity ANS. S tím souvisí i potřeba standardizace ukazatelů, parametrů a charakteristik, což je v souladu s pravidly zpracovanými ESC a NASPE 1996 a AHA 1996. Akceptování užšího výběru metod hodnocení HRV dále zpřesní vzájemné srovnávání výsledků a usnadní aplikaci diagnostiky ANS do klinické praxe .

2. Lineární model vzniku hrv a hodnocení hrv metodou frekvenční analýzy

Hodnocení HRV metodou spektrální analýzy, na rozdíl od metody časové analýzy, umožňuje získat větší množství informací o funkci ANS a jeho subsystémech – sympatiku a parasympatiku. Teoretický princip vzniku HRV tzv. spektrální syntéza a princip hodnocení HRV, tzv. spektrální analýza, je zjednodušeně znázorněn pomocí lineárního modelu uvedeného na Obr. 1. , kde v horní části je blokově zobrazen vznik signálu HRV jako výsledek frekvenční syntézy aktivit ANS tj. sympatiku (SY) a parasympatiku (PA), které jsou v modelu definované konstantními amplitudami a různou frekvencí. Pro hodnocení HRV je využita metoda frekvenční analýzy, uvedená ve spodní části Obr.1, která umožňuje zpětně ze signálu HRV analyzovat, použitím např. algoritmu rychlé Fourierovy transformace (FFT), původní aktivity subsystémů ANS tj. SY a PA.



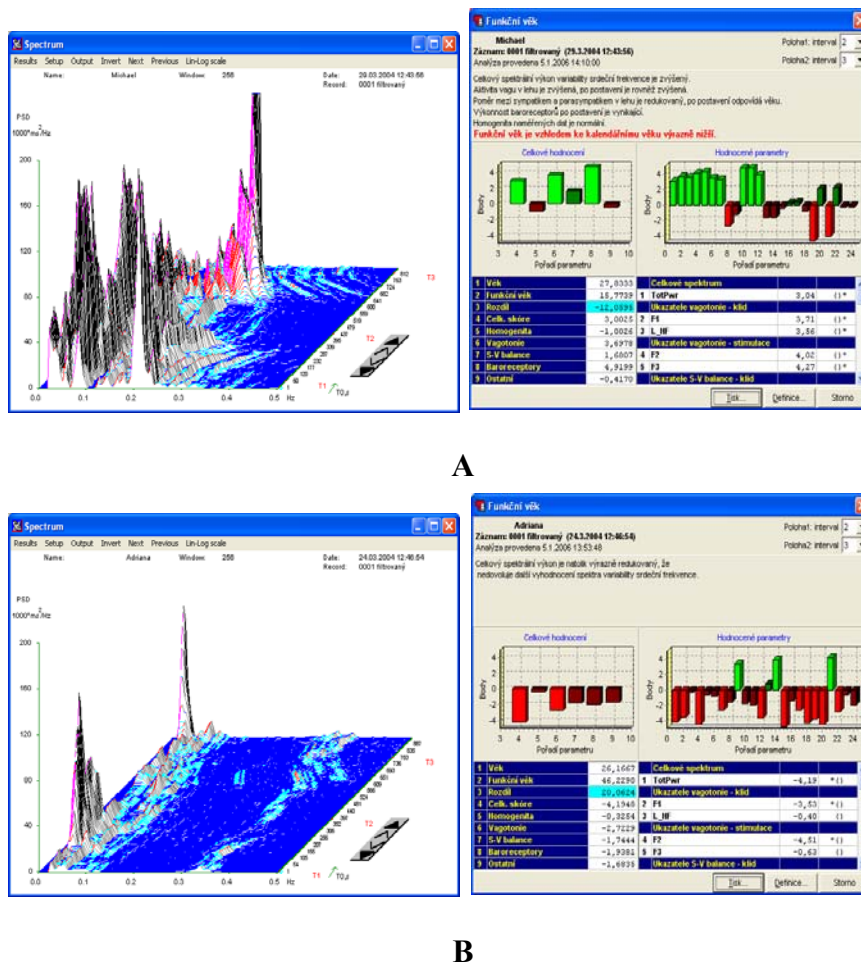
Obr. 1 Schématické znázornění funkce ANS formou frekvenční syntézy aktivit subsystémů SY a PA a její zpětné hodnocení metodou frekvenční analýzy - FFT.

Legenda: SY – sympatikus, PA – parasympatikus, SF – srdeční frekvence, VSF – variabilita srdeční frekvence, FFT – rychlá Fourierova transformace, SU – sinoatriální uzel

Diagnostický systém VarCor PF7 využívá pro hodnocení funkce ANS, algoritmu spektrální analýzy (SA) HRV, kde pro výpočet spektrálních parametrů je využita rychlá Fourierova transformace s částečně upravenými procedurami CGSA („Coarse-graining Spectral Analysis“) – Yamamoto a spol. [1,2,3], které zajišťují optimální potlačení šumových složek ($1/f$ komponenta) analyzované časové řady tvořené R-R intervaly. Tato časová řada, je v případě výskytu artefaktů automaticky filtrována a případně korigována s ohledem na výskyt trendu časové řady pomocí koeficientů - polynomu 4. řádu. V průběhu vyšetření je možno hodnotit 1 až 10 definovaných zátěžových situací, z nichž každá je diagnostikována po dobu 300 s. Standardní vyšetření SA HRV je prováděno při zátěžích definovanými polohami LEH – STOJ – LEH. Základním vypočteným parametrem SA HRV [1,2,3] je spektrální výkonová hustota – PSD VLF, PSD LF a PSD HF ve frekvenčních pásmech VLF (0,02 – 0,05) Hz, LF (0,05 – 0,15) Hz a HF (0,15 – 0,4) Hz (1).

3. Hodnocení hrv pomocí věkově závislých komplexních ukazatelů

Nová metodika komplexního hodnocení spektrální analýzy variability srdeční frekvence byla navržena na základě výsledků vyšetření skupiny 222 zdravých probandů ve věkovém spektru 12 - 70 roků. Princip hodnocení vychází z faktorové analýzy vzájemných vztahů mezi výše uvedenými parametry SA HRV a ve sledování jejich věkové závislosti [4]. Průběh věkové závislosti jednotlivých parametrů byl popsán regresními rovnicemi. Tento postup nám umožnil specifikovat parametry souhlasného či nesouhlasného charakteru týkajícího se závislosti na věku vyšetřovaných osob a sdružit je do jednotlivých faktorů, což umožnilo snížit počet hodnocených parametrů. Na základě uvedeného hodnocení věkově závislých



Obr. 2 Protokoly výsledků vyšetření SA HRV modifikovaného ortostatického zátěžového testu LEH – STOJ – LEH; **A** – zdravá osoba po relaxaci (věk = 27, 8 roků, funkční věk = 15, 8 roků, rozdíl = - 12, 0 roků), **B** – zdravá osoba po absolvování intenzivní fyzické zátěže (věk = 26, 2 roků, funkční věk = 46, 2 roků , rozdíl = 20, 0 roků).

Legenda: PSD – výkonová spektrální hustota; f – frekvenční osa ; t – časová osa (doba trvání vyšetření)

ukazatelů a věkového rozložení celého souboru byl vypočítán parametr tzv. “funkční věk”, případně ukazatel „rozdíl“, vyjadřující rozdíl mezi funkčním věkem a kalendářním věkem, který souhrnně charakterizuje aktivitu ANS s ohledem na věk vyšetřované osoby. Hlavní význam nového způsobu hodnocení SA HRV v klinické praxi spočívá v akceptování věku vyšetřované osoby a ve snadnější interpretaci výsledků SA HRV u jednotlivých osob, neboť výsledky jsou dispoziční jak v grafické a tabulkové formě tak i ve formě verbální. Jako příklad hodnocení SA HRV novou metodikou uvádíme na obr. 2A, kde jsou uvedeny protokoly vyšetření zdravé osoby (kalendářní věk = 27,8 roků, funkční věk = 15,8 roků, rozdíl = -12,0 roků). Na Obr 2B jsou uvedeny výsledky zdravé osoby po absolvování intenzivní fyzické zátěže (věk = 26,2 roků, funkční věk = 46,2 roků, rozdíl = 20 roků). Ze srovnání uvedených výsledků je zřejmý vliv fyzické zátěže, která způsobuje výrazný pokles aktivity ANS. Doba návratu aktivity ANS na původní hodnoty parametrů je individuální záležitostí vyšetřované osoby a je závislá na její fyzické kondici případně na absolvovaných relaxačních procedurách.

4. Telemetrický diagnostický systém typ VarCor PF7

Systém VarCor PF7 [5] je inovovaná verze systémů VariaPulse TF3, VariaCardio TF4 a VarCor PF6, které umožňují neinvazivní vyšetření funkce ANS. Výhody nového systému vychází ze zkušeností s předchozími systémy, který pomocí UHF vysílače a UHF přijímače telemetricky přenáší signál EKG do počítače. Navíc systém VarCor PF7 umožňuje přenášet data i kabelově tj. přímo z elektricky izolovaného výstupu UHF vysílače do počítače prostřednictvím portu USB. Tato varianta propojení se uplatní zvláště při nepříznivých radiových podmínkách tj. při elektromagnetickém rušení. EKG signál je snímán pomocí elektrodového pásu typu POLAR nebo pomocí samolepících elektrod umístěných na ventrální straně hrudníku. Vysílací část systému VarCor PF7 obsahuje jednonálový zesilovač EKG signálu, aktivní filtry a mikroprocesor s integrovaným vysílačem UHF pracujícím ve frekvenčním pásmu 433 MHz. Zesílený signál EKG je dále digitalizován se vzorkovací periodou 1 ms a s přesností A/D převodníku 10 bitů. Takto digitalizovaný EKG signál, společně s údajem o stavu napájecí baterie typ AAA, je přenášen do počítače.

Součástí systému VarCor PF7 je i programové vybavení počítače, které zahrnuje jednak procedury pro výpočet intervalů R-R s přesností 1 ms, procedury pro výpočet amplitud QRS komplexů, dechové frekvence a dále procedury pro výpočet komplexních věkově závislých ukazatelů ANS a jednak procedury pro automatické řízení funkčních testů.

5. Závěr

Diagnostický systém VarCor PF7 je v současné době klinicky testován. Časová nenáročnost vyšetření, neinvazivnost metody spolu s jednoduchostí obsluhy diagnostického systému a v neposlední řadě i nenáročnost vyšetření pro vyšetřovanou osobu umožňuje rozšíření diagnostiky poruch ANS do rutinní klinické i výzkumné praxe. Jako příklad uvádíme kardiologii, diabetologii, neurologii, farmakologii a další. Součástí programového vybavení je i procedura umožňující kódovaný transport dat dalším uživatelům systému VarCor PF7 a to prostřednictvím internetu. Tato služba je určena pro vzájemnou konzultační činnost výzkumných a klinických pracovníků a dále pro sběr dat s ohledem na tvorbu a další zpřesňování referenčních hodnot.

6. Použitá literatura

- [1] Salinger J, Pumprla J, Vychodil R, Stejskal P, Opavský J, Novotný J, Bula J. Micro-computer System for Telemetric Assessment of Short Term Heart Rate Variability in Time and Frequency Domain, Type VariaCardie TF4. In A. Murray, S. Swiryu (Eds.), *Computers in Cardiology*. Los Alamitos: The Institute of Electrical and Electronics Engineer (IEEE) Computer Society Press. 1999, pp. 599-602.
- [2] Salinger J, Stejskal P, Opavský J, Gwozdziwicz M, Gwozdziwiczová S, Novotný J, Elfmark M, Bula J. System type VarCor PF for non-invasive diagnostics of the heart rate variability and of the respiratory rate. In J. Salinger (Ed.). *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi*. Olomouc Univerzita Palackého. 2003, pp. 96-104.
- [3] Yamamoto Y, Hughson RL. Coarse-graining spectral analysis: next method for studying heart rate variability. *J Appl Physiol*, 71. 1991, 1143 - 1150.
- [4] Stejskal P, Šlachta R, Elfmark M, Salinger J, Gaul-Alčová P. Spectral analysis of heart rate variability: New evaluation method. In: *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, vol. 32, no.2. 2002, pp.13-18.
- [5] Salinger, J., Štěpaník, P., Krejčí, J., & Stejskal, P. (2006). Non-invasive investigation of the function of the autonomic nervous system with the use of the VarCor PF7 System. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health – Proceedings*, Opole: Opole University of Technology, pp. 486-493.

HODNOCENÍ TVARU PÁTEŘE VE VYBRANÝCH FIXAČNÍCH POLOHÁCH S VYUŽITÍM DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU DTP-2

J. Krejčí*, J. Salinger*, P. Kolisko**, P. Štěpaník*

* Katedra biomechaniky a technické kybernetiky, Fakulta tělesné kultury,
Univerzita Palackého v Olomouci

** Katedra funkční antropologie a fyziologie, Fakulta tělesné kultury,
Univerzita Palackého v Olomouci
jakub.krejci@upol.cz

Abstrakt:

Mikropočítačový diagnostický systém DTP-2 určený pro třírozměrnou diagnostiku tvaru páteře člověka byl vyvinut na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Metodika diagnostiky tvaru páteře spočívá v palpaci a označení projekcí akromionů, zadních horních spin a obratlových trnových výběžků na kožním povrchu vyšetřované osoby. Označené body jsou snímány dotykem hrotu elektromechanického polohového snímače a přenášeny do osobního počítače, kde jsou zobrazeny do výstupních protokolů ve formě tabulek a grafů. Pro diagnostiku tvaru páteře byly navrženy a hodnoceny dvě fixační polohy s cílem snížit titubaci vyšetřované osoby v průběhu vyšetření. Na souboru 60 probandů byly fixační polohy porovnány vůči volnému stoji a byl proveden rozbor vlivu fixace na snížení titubace a na změny tvaru páteře. Tvar páteře v navržených fixačních polohách byl porovnán vůči volnému stoji s využitím tzv. normativu, který je založen na aritmetických průměrech a standardních odchylkách poloh trnových výběžků. Diagnostický systém je pro svoji nízkou hmotnost a snadnou manipulovatelnost vhodný i pro vyšetření v terénních podmínkách a je využíván pro screening poruch tvaru páteře a pro řízení a kontrolu efektu rehabilitačních cvičení a procedur.

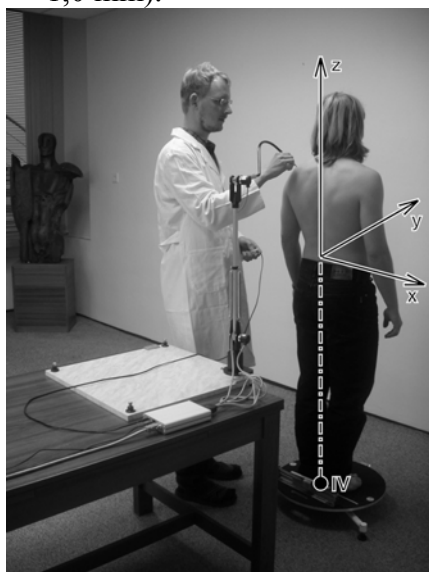
1. Úvod

Mikropočítačový diagnostický systém DTP-2 umožňuje měřit souřadnice bodů v třírozměrném (3D) prostoru. Základem systému je elektromechanický polohový snímač tvořený pantografickým mechanismem se dvěma rameny délky 550 mm a třemi inkrementálními snímači s rozlišením 8192 kroků na otáčku. Kalibrační byla zjištěna přesnost polohového snímače ± 1 mm v části pracovní oblasti s poloměrem do 900 mm, maximálně $\pm 1,5$ mm v celé pracovní oblasti s poloměrem 1100 mm. Podrobnější technické informace lze najít v [2, 4].

Metodika diagnostiky tvaru páteře spočívá v palpaci a označení projekcí akromionů, zadních horních spin a 22 obratlových trnových výběžků C3–C7, Th1–Th12, L1–L5 na kožním povrchu vyšetřované osoby. Označené body jsou postupně snímány dotykem hrotu polohového snímače a souřadnice bodů jsou přenášeny do osobního počítače. Souřadnice bodů jsou uvedeny v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic x, y, z , přičemž rovina xz je frontální rovinou a rovina yz je sagitální rovinou (obr. 1). Důležitým prvkem je tzv. ideální vertikála, která je matematicky vztyčena ve středu spojnice patních kostí, a umožňuje hodnocení statiky páteře. Výstupní protokoly zahrnují číselný výpis souřadnic bodů v tabulce a grafické zobrazení bodů ve frontální a sagitální rovině (2D grafy) nebo v perspektivní projekci (3D graf).

Titubace vyšetřované osoby je jedním z faktorů, který snižuje reliabilitu diagnostiky tvaru páteře. Šliwa [5] popsal metodu snížení titubace mechanickou fixací pomocí fixačního stojanu, avšak neuvedl kvantifikaci snížení titubace a neuvedl problém ovlivnění tvaru páteře fixačním postupem. Proto jsme navrhli a hodnotili následující fixační polohy (obr. 2): poloha B – stoj s fixací oporou horních končetin o svislou stěnu a poloha C – stoj s fixací oporou hlavy a hrudníku o svislou stěnu. Navržené fixační polohy byly porovnány s polohou A – volný návykový stoj, ve kterém nejsou titubace omezeny. Hodnocení uvedených fixačních poloh z hlediska snížení titubace vyšetřované osoby bylo publikováno v [3]. Rostoucí stupeň fixace $A \rightarrow B \rightarrow C$ snižuje věcně i statisticky významně hodnotu standardní odchylky tituba-

ce v souřadnici x ($3,1 \rightarrow 1,8 \rightarrow 1,7$ mm) a v souřadnici y ($4,0 \rightarrow 2,5 \rightarrow 1,5$ mm). Ovlivnění hodnoty standardní odchylky v souřadnici z není významné ani věcně ani statisticky ($1,1 \rightarrow 1,1 \rightarrow 1,0$ mm).



Obr. 1 Diagnostika tvaru páteře systémem DTP-2

Legenda: x, y, z – souřadnicové osy, IV – ideální vertikála.



Obr. 2 Poloha A a navržené fixační polohy B a C

2. Rozbor problému

Hodnocení uvedených fixačních poloh z hlediska ovlivnění tvaru páteře s využitím tzv. normativu je předmětem tohoto příspěvku. Je-li k dispozici n záznamů tvaru páteře určitého souboru osob, lze vypracovat normativ tvaru páteře založený na základních statistických ukazatelích – aritmetickém průměru a standardní odchylce každého trnového výběžku. Velikost standardní odchylky je dána jednak rozdíly ve vzájemné poloze trnových výběžků a jednak rozdíly v postavení páteře v gravitační poli – různá vzdálenost páteře od ideální vertikály a různý náklon páteře. Nelze pak rozlišit malé rozdíly v polohách jednotlivých trnových výběžků. Proto je nutné provést standardizační proceduru, která provede separaci velikosti standardní odchylky na část způsobenou rozdílným postavením páteře v gravitačním poli a na část způsobenou rozdíly ve vzájemné poloze trnových výběžků.

3. Teoretické řešení

Máme-li již vypočteny aritmetické průměry souřadnic jednotlivých trnových výběžků $\bar{x}_i, \bar{y}_i, \bar{z}_i$ ze souboru vyšetřených osob, pak souřadnice i -tého trnového výběžku, $i = 1, 2, \dots, 22$, jedné vybrané osoby můžeme popsat rovnicemi

$$x_i = X + p\bar{x}_i + \Delta x_i, \quad y_i = Y + p\bar{y}_i + k\bar{z}_i + \Delta y_i, \quad z_i = Z + p\bar{z}_i + \Delta z_i, \quad (1)$$

kde normalizační parametry jsou: X, Y, Z – posunutí tvaru páteře vůči normativu, p – koeficient relativního zvětšení páteře, k – koeficient náklonu páteře, náklon páteře v úhlových jednotkách je $\alpha = \text{arctg}(k)$. Lokální odchylky $\Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i$ popisují odchylky poloh jednotlivých trnových výběžků od normativu a při výpočtu normalizačních parametrů jsou minimalizovány metodou nejmenších čtverců minimalizační kritéria

$$S = \sum_{i=1}^{22} [(\Delta x_i)^2 + (\Delta y_i)^2 + (\Delta z_i)^2] \rightarrow \min. \quad (2)$$

Standardizační proceduru lze slovně popsat tak, že se snažíme popsat tvar páteře vybrané osoby co nejvíce pomocí aritmetických průměrů $\bar{x}_i, \bar{y}_i, \bar{z}_i$ zvětšených p -krát, posunutých o

X , Y , Z a nakloněných pomocí koeficientu k . Lokální odchylky Δx_i , Δy_i , Δz_i popisují odchylky konkrétního tvaru páteře od aritmetických průměrů, které se nepodařilo popsat pomocí normalizačních parametrů X , Y , Z , p , k .

4. Experimenty

Byl změřen soubor $n = 60$ probandů, 26 mužů, 34 žen, věk $22,8 \pm 1,3$ roku (průměr \pm SD), hmotnost $67,4 \pm 9,6$ kg, tělesná výška $174,1 \pm 9,5$ cm. Jednalo se o studenty FTK UP Olomouc bez výrazných vertebrogenních potíží. Probandi byli podrobeni diagnostice tvaru páteře jak je popsáno v [1]. Měření tvaru páteře v každé fixační poloze bylo opakováno pětkrát a pro další hodnocení byl vypočítán průměrný tvar páteře. Měření jednoho záznamu trvalo průměrně 30 s.

5. Výsledky

Základní statistické údaje hodnocených parametrů jsou uvedeny v tab. 1 a v tab. 2 a zobrazeny na obr. 3. Průměrné hodnoty poloh trnových výběžků \bar{x}_i , \bar{y}_i , \bar{z}_i byly vypočteny z tvarů páteře v poloze A všech probandů. Proto průměrné hodnoty normalizačních parametrů vypočtené v poloze A jsou jednotkové, resp. nulové. Průměrné hodnoty normalizačních parametrů vypočtené v polohách B a C již nejsou jednotkové, resp. nulové, a popisují změny tvaru páteře z hlediska postavení v gravitačním poli. Změny ve vzájemných polohách trnových výběžků jsou popsány odchylkami Δx_i , Δy_i , Δz_i .

parametr	poloha A		poloha B		poloha C		porovnání B – A		porovnání C – A	
	M	SD	M	SD	M	SD	Δ	P	Δ	P
p	1,000	0,072	1,001	0,071	1,004	0,071	0,001	0,306	0,004	0,004*
X [mm]	0,0	11,8	-2,1	9,2	0,6	11,0	-2,1	0,065	0,6	0,678
Y [mm]	0,0	18,5	9,6	21,3	40,0	20,8	9,6	0,000*	40,0	0,000*
Z [mm]	0,0	11,6	0,5	11,5	-2,7	11,8	0,5	0,165	-2,7	0,000*
α [°]	0,0	2,2	1,0	2,4	-2,4	1,9	-1,0	0,000*	-2,4	0,000*

Tab. 1 Normalizační parametry tvaru páteře vypočítané ze souboru 60 probandů v polohách A, B, C
Legenda: M – aritmetický průměr, SD – standardní odchylka, Δ – rozdíl parametrů, P – signifikance párového t-testu, * – $P < 0,05$, p – koeficient relativního zvětšení páteře, X, Y, Z – posunutí páteře, α – náklon páteře.

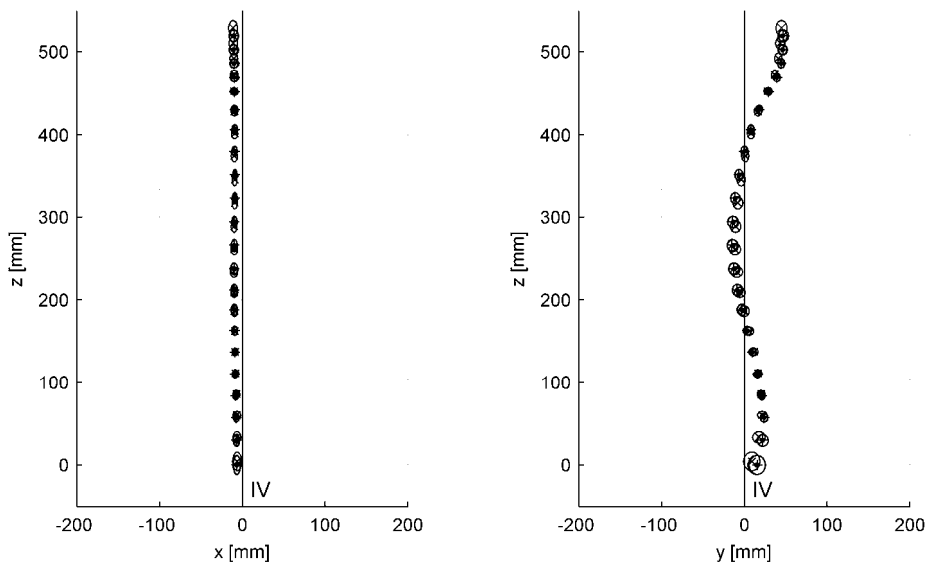
lokální odchylka	B – A		C – B	
	M	SV	M	SV
Δx [mm]	0,4	6	0,3	1
Δy [mm]	0,4	5	2,3	19
Δz [mm]	0,3	5	3,7	20

Tab. 2 Lokální odchylky tvaru páteře vypočítané ze souboru 60 probandů mezi polohami A a B a mezi polohami A a C

Legenda: M – aritmetický průměr, SV – počet statisticky významných rozdílů (párový t-test, $P < 0,05$), Δx , Δy , Δz – lokální odchylky v souřadnicích x, y, z.

V poloze B vůči poloze A došlo ke změně postavení páteře v gravitačním poli (viz statisticky významná změna parametrů Y a α v tab. 1), ale vzájemné polohy trnových výběžků se nemění. Podle tab. 2 je 6, resp. 5, z celkových 22 lokálních odchylek statisticky významných, ale tyto změny jsou v absolutních hodnotách menší než 1 mm, takže je považujeme za věcně nevýznamné.

Poloha C ovlivňuje tvar páteře podstatnějším způsobem než poloha B. V poloze C vůči poloze A došlo ke změně všech normalizačních parametrů kromě X (tab. 1). Podle tab. 2 je 19 lokálních odchylek v souřadnici y z celkových 22 statisticky významných a 20 lokálních odchylek v souřadnici z je statisticky významných. Tyto změny jsou v absolutních hodnotách řádově 3 mm, takže je považujeme za věcně významné.



Obr. 3 Zobrazení lokálních odchylek tvaru páteře ve fixačních polohách B a C od polohy A
 Legenda: ● – průměrné polohy trnových výběžků v poloze A, + – průměrné polohy trnových výběžků v poloze B, × – průměrné polohy trnových výběžků v poloze C, ○ – standardní odchylky lokálních odchylek Δx , Δy , Δz , IV – ideální vertikála.

6. Závěry

Vlastnosti a využití navržených poloh lze shrnout následovně: Poloha A nepoužívá žádný fixační postup a reprezentuje tvar páteře ve volném návykovém postoji, ale titubace je v této poloze největší. Nabízí se využití hodnot neomezené titubace vyšetřované osoby pro hodnocení posturální stability, s čímž může souviset problematika rovnováhy.

Fixační poloha B poskytuje částečné snížení titubace, použitý fixační postup způsobuje odchylky v postavení páteře v gravitačním poli, ale nezpůsobuje výrazné odchylky ve vzájemných polohách trnových výběžků.

Fixační poloha C poskytuje poměrně značné snížení titubace, ale použitý fixační postup způsobuje značné odchylky tvaru páteře jednak z hlediska postavení páteře v gravitačním poli a jednak z hlediska vzájemných poloh trnových výběžků. Protože stoj ve fixační poloze C je podobný postoji při RTG snímkování, lze tuto polohu doporučit při porovnávání výsledků vyšetření diagnostickým systémem DTP-2 s RTG diagnostikou.

7. Použitá literatura

- [1] Kolisko, P., Salinger, J., Krejčí, J., Novotný, J., Szotkowská, J.: Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1, 2. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, ISBN 80-244-0959-3.
- [2] Krejčí, J.: Systém pro diagnostiku tvaru páteře člověka. Disertační práce, Univerzita Palackého, Přírodovědecká fakulta, Olomouc, 2007.
- [3] Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P.: Posouzení specifík vybraných fixačních poloh při diagnostice držení těla, Česká antropologie, 56 (2006), pp. 78–80.
- [4] Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P., Novotný, J.: Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii, Tělesná kultura, 29 (2004), pp. 98–106.
- [5] Śliwa, W., Śliwa, K.: Wady postawy ciała i ich ocena. Wrocław: POSMED, 2002, ISBN 83-88214-32-2.

COMPUTER AID DESIGN OF BRACE FOR SCOLIOSIS TREATMENT

J. Čulík

Czech Technical University of Prague, Faculty of Biomedical Engineering Kladno
culik@fbmi.cvut.cz

Abstract:

Orthopaedists in the Czech Republic use corrective braces of type Cheneau or Cerny for conservative treatment of non skeletal scoliosis. The brace has force effects on a child spine and if it is used for enough long time the spine defect is corrected. The brace is made individually for each patient in this way: first, the negative plaster form of a child trunk and then the positive plaster form are made. The positive plaster form is deepened in the places where brace has to push on the patient trunk. The laminate brace made according to this plaster form pushes the child trunk like a tight shoe principle and on an apposite side of brace is a hole. The paper shows computer algorithm for solving of the stress state in vertebrae and inter-vertebrae discs and the spinal curve correction under brace force effects for a concrete child patient. The stress state at the spine and spine deformation correction are solved as a beam (spine). The algorithm solves the spine stress state and deformation under brace force effect given by the brace. The algorithm searches the ideal trunk load from brace to be the best correction of spine defect. The calculation algorithm and parameters were verified with treatment courses. The trunk surface load was checked by sensor plates which were put into braces to measure the load values between the brace and the child trunk surface.

1. Introduction

Spinal corrective braces (see fig. 1) are used for treatment of spine scoliosis of children (pathologic deformation of the chest curve). The X-ray of the patient without and with the brace is shown in fig. 2. The dynamic corrective braces of type Cheneau or according to Cerny's patent No. 281800CZ (see fig. 1) are usually used in the Czech Republic. The breast curve can be classified according to King. The brace of type Cheneau is recommended for the spinal curve of type King I, II, and IV and the brace of type Černy for the spinal curve of type King II, III a V.

If the brace pushes the child trunk and on an apposite side is a hole then it makes a stress state in the patient's spine and the spinal pathologic form is corrected. After a long-term use of the brace, the part of spinal correction is permanent.

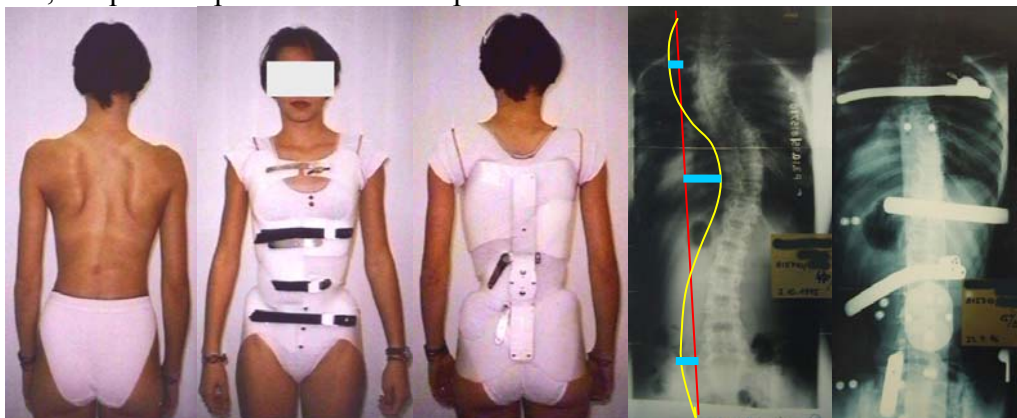


Fig. 1. Patient without and with the dynamic corrective brace according to Černy's patent No. 281800CZ and X-ray without and with brace.

The brace is made in the following manner: the first, a plaster negative form and then a positive form of the child trunk are made. The orthopaedist's assistant according to X-ray of spine deepens the plaster positive form in the place where the brace has to push on the child's trunk and labels on an apposite site the place for hole at the brace. The plastic brace is then

made according to this plaster form. After its application on the child trunk the brace pushes at the places where the form has been deepened (the tight shoe principle) and moves the trunk to the brace hole.

The brace force effect can be the result of the orthopaedist and his assistant's experience only. The paper shows a computer aid design of brace form and calculation algorithms for vertebrae and inter-vertebrae discs stress, deformation and trunk surface load for the concrete brace applications.

The remodelling of the spine pathologic curve depends on the type of spinal defect, spine stress state, time and manner of the brace application. The aim of the research is the determination of an ideal brace form and a computer prognosis of treatment course.

2. Spine stress state and deformation

The spinal curve at the frontal plane is stored in the computer as the function

$$y = y(x) \tag{1}$$

where x is axis linking spine start and end at X-ray, y is spine positions at frontal plane. The extreme values y are measured on the X-ray and the spinal curves (1) are constructed as polynomial approximation between the extremes. The approximation of the function (1) at the 1.segment, inner and last segments are

$$y = \frac{y_i}{l} \xi \left(2 - \frac{\xi}{l} \right), \quad y = y_{i-1} + \frac{(y_i - y_{i-1}) \xi^2}{l^2} \left(3 - 2 \frac{\xi}{l} \right), \quad y = y_{i-1} \left(1 - \frac{\xi^2}{l^2} \right)$$

where x_i, y_i are measured extremes and their positions and ξ is local coordinate. The functions are used for calculation values y at the vertebrae centers.

The load of patient trunk is at fig. 4, where L is observed length of spine, the plaster positive form was depended at place l_2, l_4 . The loads at these places are parabolic with given maximums f_2, f_4 at centers. The positions of the depending parts are chosen with center at spinal axis extremes (see coordinates L_1, L_2, L_3 at the fig. 4). The loads at parts l_1, l_3, l_5 are reaction patient trunk to the brace load.

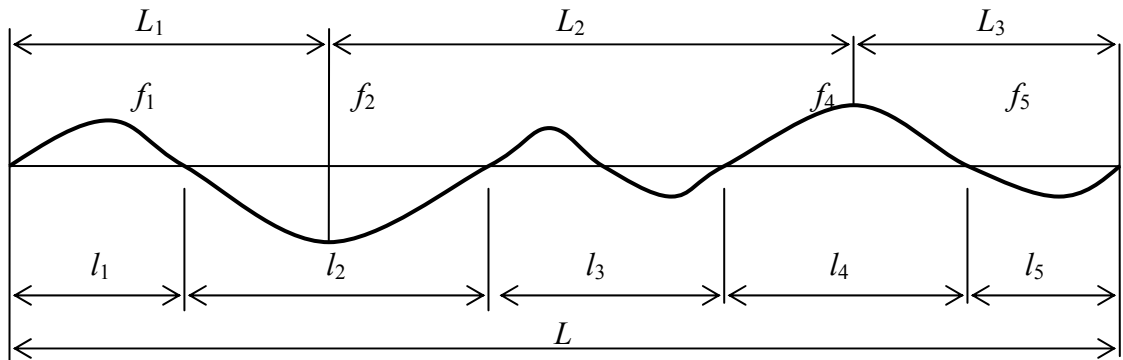


Fig. 2. Parabolic loads of parts of patient trunk.

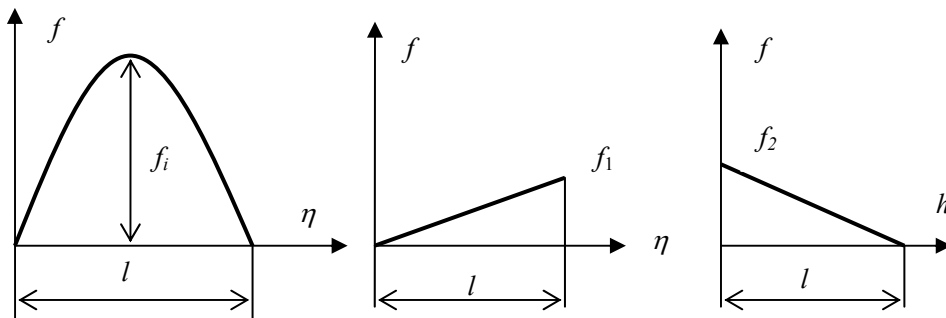


Fig. 3. Parabolic and linear load.

The parabolic load (fig. 3) is given by function

$$f = -\frac{p}{l}\eta^2 + p\eta, \text{ where } p = \frac{4f_i}{l} \quad (2)$$

Load schema at part l_3 is chosen to be at points a, b the same tangent at neighbouring parts l_2, l_4 .

The load at the interval ac consists from parabolic load (2) and linear load (see fig. 4).

The load f_1, f_5 can be determined from moment equilibrium equation to centres of parts l_1, l_5 according to fig. 4.

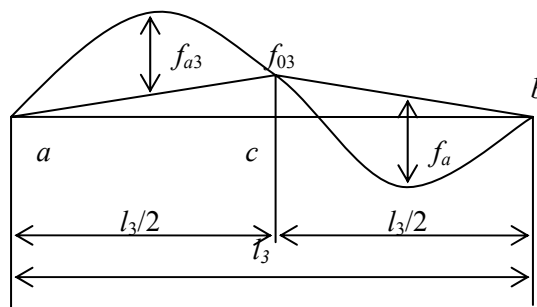


Fig. 4. Load schema at part l_3 .load

$$f_1 = \frac{f_2 l_2 \left(\frac{l_2}{2} + l_3 + l_4 + \frac{l_5}{2} \right) - f_{a3} \frac{l_3^2}{4} - \frac{3}{4} f_{03} l_3 \left(\frac{l_3}{2} + l_4 + \frac{l_5}{2} \right) - f_4 l_4 \left(\frac{l_4}{2} + \frac{l_5}{2} \right)}{l_1 \left(\frac{l_1}{2} + l_2 + l_3 + l_4 + \frac{l_5}{2} \right)} \quad (3)$$

$$f_4 = \frac{f_4 l_4 \left(\frac{l_4}{2} + l_3 + l_2 + \frac{l_1}{2} \right) - f_{a3} \frac{l_3^2}{4} + \frac{3}{4} f_{03} l_3 \left(\frac{l_3}{2} + l_2 + \frac{l_1}{2} \right) - f_2 l_2 \left(\frac{l_2}{2} + \frac{l_1}{2} \right)}{l_5 \left(\frac{l_1}{2} + l_2 + l_3 + l_4 + \frac{l_5}{2} \right)} \quad (4)$$

Shear force Q and bending moment M can be determined by integration of the differential equations

$$Q' = -f \text{ and } M' = Q$$

$$Q = Q_1 + \frac{p\eta^3}{3l} - \frac{p\eta^2}{2} - \frac{f_1\eta^2}{2l} - f_2\eta + \frac{f_2\eta^2}{2l} \quad (5)$$

$$M = M_1 + Q_1\eta + \frac{p\eta^4}{12l} - \frac{p\eta^3}{6} - \frac{f_1\eta^3}{6l} - \frac{f_2\eta^2}{2} + \frac{f_2\eta^3}{6l} \quad (6)$$

where Q_1, M_1 are values at beginning of parabolic load and η is coordinate according to fig. 3, f_1 is equal f_{03} at interval ac of part l_3 otherwise equal zero, f_2 equal f_{03} at interval cb of part l_3 otherwise zero.

The spine is considered stiff at vertebra places and elastic at inter-vertebrae parts. The moment of inertia I for cross section at inter-vertebrae parts (inter-vertebrae disc and ligaments) can be calculated if the area is divided to triangles. The spinal axis turning φ and horizontal displacement w are calculated from differential equations

$$EI\varphi' = M, \quad w' = \varphi$$

The turning φ and displacement w at vertebra place ($EI \rightarrow \infty$) are

$$\varphi = \varphi_0, \quad w = w_0 + \varphi_0\xi \quad (7)$$

where φ_0, w_0 are values at the beginning of solved interval and ξ is coordinate at the interval. The turning φ and displacement w at inter-vertebrae part are using (6)

$$\varphi = \varphi_0 - \frac{1}{EI} \left[M_1 a_1 + Q \frac{a_2}{2} + p \left(\frac{a_5}{60l} - \frac{a_4}{24} \right) - f_1 \frac{a_4}{24l} - f_2 \left(\frac{a_3}{6} - \frac{a_4}{24l} \right) \right] \quad (8)$$

$$w = w_0 + \varphi_0\xi - \frac{1}{EI} \left[M_1 \frac{a_2}{2} + Q_1 \frac{a_3}{6} + p \left(\frac{a_6}{360l} - \frac{a_5}{120} \right) - f_1 \frac{a_5}{120l} - f_2 \left(\frac{a_4}{24} - \frac{a_5}{120l} \right) \right] \quad (9)$$

$$a_i = \eta^i - \eta_0^i$$

where w_0, φ_0 are the values at beginning of solved interval, M_1, Q_1 are the values at beginning of parabolic load, ξ is a coordinate from the beginning of solved interval and η is a

coordinate from beginning of parabolic load. The moment of inertia I of inter-vertebrae cross section can be determined as sum of triangles. The values need not be determined for each patient but they can be calculated for one patient and for concrete patient recalculated according to a scale. Each inter-vertebrae part can be considered correctly with different cross section characteristic I or less correctly and easier by a constant values of I for all inter-vertebrae parts. The influence of the less thoracic vertebrae diameter is eliminated by bending resistance of ribs. The calculation starts with initial conditions $w_0 = 0$, $\varphi_0 = 0$, $M_0 = 0$, $Q_0 = 0$ and it is repeated at all vertebra and inter-vertebrae intervals. The results w_i , φ_i , M_i , Q_i at end of intervals are calculated according to formulas (5) to (9). The calculated values at the interval end are used as initial conditions at the next interval. The final value at the last interval is w_f . Now the initial condition φ_0 must be corrected to be the final value $w_f = 0$, $\varphi_0 = -w_f/L$.

The all calculation can be repeated with the new initial condition φ_0 or the values w_i , φ_i can be corrected in this way

$$w_{i,new} = w_i + \varphi_0 x, \quad \varphi_{i,new} = \varphi_i + \varphi_0$$

where x is distance from origin of the first interval.

3. Optimal value of load

The ideal correction at all centers of vertebrae $w_{i,ideal}$ are measured values with appositive sign. The load values f_2 , f_4 will be searched to be quadratic error of ideal correction at the vertebra centers $w_{i,ideal}$ and calculated values w_i for the values f_2 , f_4 minimal, it means to be

$$\text{minimal value} \quad \varepsilon = \sum_{i=1}^n (w_i - w_{i,ideal})^2 \quad (10)$$

The values f_2 , f_4 will be searched by method of maximal slope of error ε with numerical calculation of partial derivations. The step of numerical calculation will be halved if the error ε is not less then previous error. Each error is stored which was lesser the previous one. The calculation is finished if the steps $step_1$, $step_2$ of loads f_2 , f_4 (occurrence of loads) are less then the given value. Because the calculated spinal curve has not the same form as ideal correction curve the final error ε will not be zero.

4. Conclusion

The algorithms were verified with data base of cured patients at Ambulant Centre for Defects of Locomotor Aparatus (Ivo A. Mařík, M.D., Ph.D., F.A.B.I.) and ORTOTIKA a.s. (Eng. Pavel Černý).

5. References

- [1] Cheneau, J.: 'Bracing Scoliosis', Locomotor Systems, 1 + 2 (1998), pp. 60-73.
- [2] Čulík, J.: Computer Aid to Child Scoliosis Treatment. Locomotor Systéme, 1+2 (2007), pp. 103 – 111.
- [3] Čulík, J.: 'Spine Stress State under Brace Effect and Scoliosis Treatment Computer Simulation'. Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interaction, 2, ISMNI Greece, (2004) pp.214-215.
- [4] Čulík, J.: 'Simulation of Scoliosis Treatment by Brace'. Proc. of 'Advanced Engineering Design', Prague, Czech rep., (2003) pp. 49-50.
- [5] Čulík, J.: 'Biomechanics of Spine Scoliosis Treatment by Braces', 'Engineering Mechanics', 5, (2005) pp. 339-346.
- [6] King H.A., Moe J.H., Bradford D.S., Winter R.B.: 'The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis', JBone Joint Surg, 9, . (1985) pp. 1302 - 1313.

6. Acknowledgement

The research is supported by grant n. MSM – 6840770012 'Trans-disciplinary research at biomedical engineering area'.

VÝVOJ SOFISTIKOVANÝCH SLUŽIEB PRE PODPORU AUTONÓMIE STARÝCH A ZDRAVOTNE POSTIHNUTÝCH OSÔB

D. Šimšík, A. Galajdová

Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Strojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach
Dusan.Simsik@tuke.sk

Abstrakt:

Aktuálnym problémom v Európe sa stáva zvyšovanie veku populácie. S tým úzko súvisí aj zvyšovanie požiadaviek na starostlivosť o ľudí s obmedzenou autonómiou vyvolanou zdravotným stavom a špeciálnymi potrebami. Mnohé veľké spoločnosti v oblasti komunikačných a informačných technológií sa zaoberajú novými riešeniami, využívajúc princíp dizajnu pre všetkých a zásady budovania inkluzívnej spoločnosti. Sjf TUKÉ rozbieha výskumný program financovaný zo 6. rámcového programu EK v téme e-Inclusion pod akronymom MonAMI. Cieľom je otestovať vybrané technológie a služby v laboratórnych podmienkach, ale aj v reálnej praxi u koncových užívateľov so zameraním na telemedicínu, inteligentné prostredie pre ovládanie domácností (SmartHome), bezpečnosť a podporu každodenných aktivít užívateľov s obmedzenou mobilitou. Autori popisujú výsledky analýzy súčasného stavu prístupných služieb pre starých ľudí v EÚ a na Slovensku a návrhy riešení na báze internetu a ZigBee technológie.

1. Úvod

Informačné a komunikačné technológie hrajú čoraz významnejšiu úlohu z hľadiska plnenia potrieb užívateľov v dnešnej informačnej spoločnosti. Ponúkajú nové možnosti sebarealizácie, umožňujú vybrať si spomedzi ponúkaných možností podľa aktuálnej potreby, pomáhajú zdokonaľovať verejné služby a zjednodušujú komunikáciu medzi ľuďmi. Pre mnohých sú z hľadiska ich osobnej nezávislosti v živote priam nevyhnutné. Týka sa to významne aj dvoch veľkých skupín populácie, ktorých počet v posledných rokoch narastá. V tejto situácii sú často ľudia v pokročilom veku, ktorých fyzické alebo mentálne funkcie sa zhoršujú vekom a osoby so zdravotným postihnutím všetkých vekových kategórií.

Tomuto javu prispôsobuje EÚ svoju sociálnu politiku, ale aj podporu výskumu už niekoľko rokov. I keď nové členské štáty EÚ sú na tom horšie v štatistikách dožitia sa vysokého veku, nedávna správa Svetovej banky, predstavila prognózu, v ktorej sa tvrdí, že do roku 2025 bude obyvateľstvo v mnohých krajinách východnej Európy patriť medzi najstaršie na svete. Pritom bude čeliť aj relatívnej chudobe obyvateľstva a nedokončenému prechodu na vyspelú trhovú ekonomiku. V roku 2025 by malo byť v regióne (9 štátov východnej Európy), a teda aj na Slovensku 20-25 % obyvateľov starších ako 65 rokov.

2. Analýza problému a ciele

V Európe sa presadzuje trend prechodu od inštitucionálnej starostlivosti k starostlivosti v domácom prostredí, napr. so zdravotníckym, ošetrovateľským alebo pomocným personálom navštevujúcim osobu doma. Tento trend je založený na preferencii v požiadavkách ľudí v pokročilom veku a na fakte, že podpora bývania v domácom prostredí je komfortnejšia, ľahšie akceptovateľná pre človeka, ale i menej nákladná pre spoločnosť ako život v inštitúcii. Informačné technológie posunú hranice poskytovania služieb na vyššiu úroveň, a to pre všetkých, nielen pre zdravých občanov.

Predmetom projektu MonAMI je zabezpečiť prístupnosť v hlavnom prúde (mainstream accessibility) v oblasti tovarov a služieb pre užívateľov, vrátane verejných služieb, a to prostredníctvom aplikovaného výskumu a vývoja, zameraného na využívanie pokrokových technológií, ktoré pomáhajú zabezpečiť rovnaký prístup, nezávislý život a spoluúčasť pre všetkých ľudí v rámci informačnej spoločnosti.

Cieľom projektu MonAMI je dokázať, že prístupné, užitočné služby, založené na informačných a komunikačných technológiách, pre starých ľudí a ľudí so zdravotným postihnutím, ktorí trávajú čas prevažne doma, im môžu byť doručované v rámci hlavných, všeobecne ponúkaných bežných systémoch a programoch, tzv. (mainstream) systémoch hlavného prúdu.

3. Metódy a prostriedky pre zvyšovanie sebestačnosti a autonómie

Predmetom výskumu v tejto problematike je zabezpečiť prístupnosť v oblasti tovarov a služieb, vrátane verejných služieb, pre užívateľov bez ohľadu na obmedzenia vyplývajúce zo zdravotného stavu, veku, pohlavia, pozície v spoločnosti a pod. Prostredníctvom výsledkov aplikovaného výskumu a vývoja, budú navrhnuté, vyvinuté resp. inovované tie pokrokové technológie, ktoré pomáhajú zabezpečiť prístupnosť, autonómiu, nezávislý život a spoluúčasť v informačnej spoločnosti pre všetkých ľudí.

Viacere predchádzajúce európske projekty v tejto oblasti ukázali, že technická podpora životného priestoru môže pomôcť starým ľuďom a ľuďom so zdravotným postihnutím uskutočniť svoje potreby každodenného života, zlepšiť kvalitu života, a tak obmedziť rozsah požiadaviek na ústavnú pomoc, či iné formy sociálnej starostlivosti. Avšak výsledky týchto projektov často zostávajú len v laboratórnych podmienkach, na úrovni experimentov alebo sú aplikované do praxe len v malom rozsahu a na lokálnej úrovni. Z toho dôvodu je potrebné zamerať sa na aplikáciu v širokom rozsahu v rámci tovarov a služieb hlavného prúdu, pričom sa bude vychádzať z doposiaľ získaných skúseností a existujúceho trhu služieb. [1]

Teoretické aspekty

Cieľom projektu je dokázať, že prístupné, užitočné produkty a služby pre starých ľudí a ľudí so zdravotným postihnutím, ktorí trávajú čas prevažne doma, im môžu byť doručené v hlavných, všeobecne ponúkaných bežných systémoch a programoch, tzv. systémoch hlavného prúdu.

Základným teoretickým východiskom je uplatnenie metód systémovej analýzy vzhľadom na interdisciplinárny charakter riešenej úlohy. Základom pre analýzu súčasného stavu bola metóda „Dekompozície služieb“, kde bol použitý účinný softvérový nástroj MindMapping. Táto podrobná viacúrovňová analýza zohľadňuje všetky systémove funkcie a štruktúry, a to aj s ohľadom na zdroje a nositeľov funkcií. Boli definované kľúčové entity, ktoré tvoria úplnú štruktúru systému popisovaných služieb a charakterizujú postavenie jednotlivých entít v celom procese realizácie služby, vrátane jej dlhodobého udržiavania a pravidelného servisu.

Riešenia

Realizácia cieľov by sa mala uskutočniť v úzkej spolupráci s koncovými užívateľmi v reálnych podmienkach pri vykonávaní činností každodenného života. Vybraná skupina služieb a aplikácií bude vyvinutá a realizovaná s rešpektovaním princípov dizajnu pre všetkých v nasledujúcich oblastiach :

Ovládanie prostredia: Dodávka energie, klimatizácia, ohrev vody, osvetlenie, automatizácia otvárania a zatvárania okien, dverí.

Komunikácia a informácie: Telefónne linky, vnútorná komunikácia s video hovorom, prenosy dát (nemocnice, tele-medicína), prenosy dát (pre potreby zamestnania a vzdelávania), nové komunikačné a informačné služby pre voľný čas, zábavu (TV, rádio), poradenstvo, e-prístupnosť

Bezpečnosť: Ochrana proti nežiadúcemu vstupu, alarmy pre núdzové stavy a havárie, bezpečnostné kamery, protipožiarny alarm, alarm proti záplavám, detektor dymu a plynu, kamerový systém pre kontrolu návštev, ochranu pred narušiteľmi.

Technické zabezpečenie prostredia: Biela technika – domáce spotrebiče, elektrické zariadenia a príslušenstvo, zásielkové služby, telenákup, nákup cez internet.

Osobná starostlivosť: Zdravotnícke služby, opatrovatel'stvo, telemedicína, organizácia používania liekov, vzdelávanie

Pri identifikačných metódach hrá významnú úlohu využitie technológií na automatizované rozpoznávanie, napr. prostredníctvom rádiových frekvenčnej identifikácie (RFID), sieťový prenos dát (BAN, WAN, W-LAN, Bluetooth, PDA), mobilné zariadenia (i-Pod, elektronické diáre a pod.), interaktívne komunikačné zariadenia (interaktívne kamery, televízne zariadenia, internetové technológie), širokopásmové technológie (ADSL, prenos optickými vláknami - FTTH, FTTC). [6]

Služby budú sprostredkované pomocou bežne dostupných zariadení a služieb, ako digitálna televízia, mobilné telefóny tretej generácie a širokopásmový internet. Na podporu funkcie a interakcie s užívateľom, je potrebné vyvinúť inovatívne rozhranie, začlenením vnoreného, zabudovaného prvku - sprostredkovateľa, prostredníctvom ktorého bude užívateľ komunikovať so systémom.

Ako interaktívne rozhrania budú využívané systémy, ako sú GSM, GPS, GPRS, ktoré slúžia na využitie pri pohybe v interiéroch a exteriéroch, v priestore mimo bydliska, ich úlohou je pomáhať pri navigácii, koordinácii a orientácii. Ďalším typom sú mobilné zariadenia, ktoré kontaktujú asistenčnú službu v prípadoch nebezpečenstva, rizika, či úrazu, lokalizujú a sú privolaní užívateľom na miesto pobytu jednotlivca.

Experimenty

Vybrané služby budú najprv otestované v šiestich centrách (Feasibility and Usability centres) zameraných na testovanie realizovateľnosti, vhodnosti a použiteľnosti navrhovaných služieb a tovarov pomocou testov určených pre užívateľov, a to v laboratórnych podmienkach, ako aj na niekoľkých externých miestach.

4. Dosaiahnuté výsledky

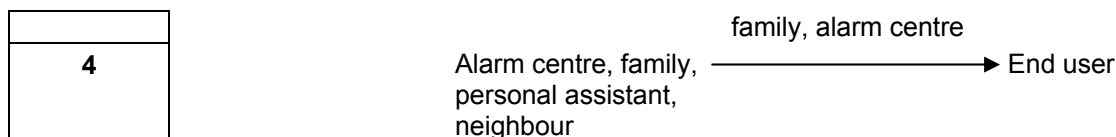
V prvej etape boli rozpracované návrhy viacerých služieb, ktoré vychádzajú z existujúcich služieb na trhu IKT, ale majú špecifický účel vo vzťahu na ciele projektu. Ako príklad uvádzame „Núdzovú asistenčnú službu“.

a) Popis služby

Názov	Home distress calling system
Stručný popis	The existing service enables the end user to inform four different people or professional alarm centre about risk situation
Detailný popis	Home distress calling centre enables with a simple push of an alarm button, calls neighbours, relatives, care personnel or professional alarm centres. The person receiving the alarm can then speak directly with the person sending the alarm and make sure that the needed help is arranged. The person can have connection and can contact four different places for help with one button.
Building Blocks	
Content Management	Content creator: Alarm Button, Base Unit Content: The alarm message sent by the end user
Service Management	Provided by the professional alarm centre, family, personal assistant, neighbour (alarm message can be send to four different places)
Network Management	Radio frequency, telephone link
Customer Management	End user, family, neighbour, professional alarm centre
Graphic	

b) Sekvenčný diagram

Interface	Content	Service	Network	Customer
1	Alarm button	←		End user
2	Alarm message	→	RF to Main unit	
3	Main Unit	→	Telephone lines to	



c) Interfejsy

Interface	Description	Parameters	Quality Type	Required Quality
1	End user to button	Button on the neck or wrist	QoI : Quality of Interaction	Easy access by hand, water resist can be used all time
2	Button to gateway	RF Gateway	QoC : Quality of RF signal	Satisfactory range of RF signal
3	Gateway to Main Unit	RF Gateway	QoC : Quality of RF signal	Satisfactory range of RF signal
4	Main Unit to Gateway	Telephone lines	QoS : Quality of telephone network	The phone link is always enabled in case request from main unit
5	Gateway to Alarm centre, family, personal assistant, neighbour	Event decision and action	QoS : Quality of Service	Quick answer, Capacity to answer incoming calls with alarm button

Tab. 1 Dekompozícia komponentov MonAMI služby

5. Závěry

Spoločenská požiadavka na starostlivosť o ľudí v pokročilom veku a so zdravotným postihnutím bude s prichádzajúcimi rokmi narastať. V Európe sa presadzuje trend prechodu od inštitucionálnej starostlivosti k starostlivosti v domácom prostredí. Tento trend je založený na predpoklade, že hlavný prúd služieb dostatočne pokryje aj potreby a požiadavky tejto skupiny obyvateľstva. Informačné technológie posunú hranice poskytovania služieb na vyššiu úroveň, a to pre všetkých, nielen pre zdravých občanov.

Testovanie viacerých súčasných i nových - inovovaných služieb na báze IKT hlavného prúdu, ako aj podporných technológií v laboratórnych podmienkach i priamo u užívateľov umožní spresniť potreby a požiadavky nášho trhu z hľadiska realizovateľnosti, vhodnosti a použiteľnosti týchto nových technológií.

V konečnom dôsledku by mali výstupy projektu prispieť aj k vytváraniu nových podnikateľských príležitostí, vo väzbe na služby poskytované cez mobilné technológie, digitálnu televíziu a internet.

6. Použitá literatúra

- [1] <http://www.monami.info/>
- [2] <https://doc.telin.nl/dscgi/ds.py/Get/File-39270>
- [3] http://www.hi.se/global/Dokument/MonAMI/Press%20release%20webb_Eng.pdf
- [4] <http://eunica.host.sk/index-explorer2.html>
- [5] <http://csidc.fiit.stuba.sk/2001/data/slovakia.pdf>
- [6] <http://ubicomp.lancs.ac.uk/workshops/sobs05/papers/01%20-%20Bajic,%20Eddy.pdf>
- [7] <http://jodi.ecs.soton.ac.uk/Articles/v05/i04/Raisinghani/>
- [8] <http://ercim-news.ercim.org/content/view/59/90/>

7. Pod'akovanie

Autori ďakujú konzorciu projektu MonAMI za spoluprácu a EK za finančnú podporu v rámci integrovaného projektu 6. rámcového programu EK – priority 2.3.2.10 e-Inclusion „Mainstreaming on Ambient Intelligence s označením MonAMI“ IST-5-0535147.

ANALÝZA E-SLUŽIEB PRE STARŠÍCH A ZDRAVOTNE POSTIHNUTÝCH UŽÍVATEĽOV

J. Andrejková, D. Šimšík, A. Galajdová

Technická univerzita v Košiciach, Strojnícka fakulta, Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Košice, Slovensko

Jana.Andrejkova@tuke.sk

Abstrakt:

Tento článok pojednáva o poskytovaní služieb pre ľudí starších príp. so zdravotným postihnutím. Ponúka zároveň prehľad o špeciálnych technológiách nevyhnutných pre prácu, každodennú činnosť a potreby tejto užívateľskej skupiny. Medzi typy zdravotného postihnutia, ktoré sú predmetom analýzy, patria: zrakové postihnutia, sluchové postihnutia, postihnutia pohybového aparátu a mentálne postihnutia. Článok postupne rozoberá jednotlivé typy zdravotného postihnutia v náväznosti na služby, ktoré im sú dostupné, ponúkané v rámci bežných služieb pre verejnosť a na tie, ktoré sú zároveň poskytované danými organizáciami pre ľudí so spomínanými typmi zdravotného postihnutia.

V článku sú vymenované aj technológie umiestnené v Bezbariérovom centre na Technickej univerzite v Košiciach, ktoré sú používané konkrétnymi užívateľmi, študentmi s rôznym zdravotným postihnutím. Uvedené technológie zahŕňajú nielen technické vybavenie, rôzne pomôcky, prispôbenie architektúry a pracovného prostredia Bezbariérového centra, ktoré slúži ako celoškolské pracovisko a spolupracuje aj s inými univerzitami v Košiciach, ale aj služby pre študentov a užívateľov so zdravotným postihnutím.

1. Úvod

Na Slovensku existujú rôzne organizácie, ktoré sa zameriavajú na poskytovanie pomoci a podpory ľuďom so zdravotným postihnutím. Pomoc a podpora je poskytovaná prostredníctvom rôznych služieb a rôznej technickej podpory. Technická podpora predstavuje pomôcky a iné technické vybavenie pre zabezpečenie alebo zlepšenie funkcie, možnosti pre sprostredkovanie informácií, uľahčenie práce pri vykonávaní činností, odstránenie prípadne kompenzovanie nedostatkov a zabezpečenie pohodlia pri práci alebo iných aktivitách. Služby poskytované organizáciami sa zameriavajú na rôzne aktivity sústredujúce sa na plnenie a presadzovanie požiadaviek zdravotne postihnutých ľudí. Spomenuté aktivity zahŕňajú rôzne poradenské služby, spoločenské a pracovné integrácie, sociálno - rehabilitačné, rekondično - integračné činnosti, aktivity súvisiace so vzdelávaním, športové aktivity, kultúrne a spoločenské podujatia a pod.

2. Zrakové postihnutie

Únia nevidiacich a slabozrakých Slovenska je organizácia, ktorá poskytuje rôzne služby a technickú podporu pre ľudí s postihnutím zraku. Medzi poskytované služby patria rôzne počítačové kurzy, učenie priestorovej orientácie, výučba Braillovho písma, vyučovanie sebaobsluhy a rôzne kultúrne a spoločenské podujatia. Organizované sú aj rôzne športové aktivity a súťaže. UNSS – Únia nevidiacich a slabozrakých Slovenska zabezpečuje aj zároveň predaj rôznych pomôcok pre nevidiacich a slabozrakých. Viaceré projekty riešia ako uľahčiť a sprístupniť nové informácie a možnosti tejto skupine občanov.

Jedným z projektov je projekt elektronický podpis "ajepodpis". Elektronický podpis umožňuje podpísať elektronickým podpisom dokumenty v domácom prostredí bez asistencie inej osoby. Čítanie dokumentu musí byť zabezpečené vhodnou formou pre daného užívateľa. Projekt "ajepodpis", je spolufinancovaný Ministerstvom dopravy, pôšt a telekomunikácií Slovenskej republiky.

Projekt Sizar má za úlohu zabezpečiť Integrované zamestnávanie pre ľudí s postihnutím zraku. Cieľom projektu je vytvoriť pracovné prostredie pre ľudí so zrakovým postihnutím, zabezpečiť počítačovú gramotnosť a zabezpečiť poradenské a tréningové programy.

Podporné centrum pre zrakovo postihnutých študentov pôsobí na Fakulte matematiky, fyziky a informatiky Univerzity Komenského v Bratislave. Jeho hlavným poslaním je zabezpečovať spracovanie študijnej literatúry do Braillovho písma a do digitálnej formy a vytvárať technické a organizačné podmienky pomáhajúce zrakovo postihnutým študentom absolvovať vysokoškolské štúdium bez obmedzenia rozsahu preberanej látky.

Audio description predstavuje hlasové komentovanie audiovizných diel pre nevidiacich a znamená doplnenie hovoreného popisu vizuálnych situácií, ktorých popis alebo vyjadrenie neobsahuje zvuková zložka audiovizného diela. Je to popis ne-verbálnych prejavov a činností účinkujúcich, popis scény, situácií, predmetov, odevov a ďalších vizuálnych prvkov podstatných pre primeranú úroveň porozumenia dielu a zámeru autora. Komentár je potrebné autorsky pripraviť tak, aby sa dal umiestniť do „tichých“ pasáží diela a umeleckou úrovňou obsahu i prednesu zodpovedal úrovni diela. Prednášaný je hlasom dobre odlíšeným od originálnych hlasov diela.

Slovenská knižnica pre nevidiacich v Levoči poskytuje beletristickú a faktografickú literatúru vo forme Braillových kníh, kníh nahraných na audiokazetách. Sprostredkovanie časopisov v elektronickej forme prípadne vo zväčšenej forme. Umožňuje zakúpenie si Braillových kníh, prípadne prepísanie požadovanej knihy do Braillového písma.

Pomôcky, ktoré slúžia pre potreby nevidiacich užívateľov: hlasový výstup JAWS alebo WINTALKER; hmatový výstup Braillovský riadok; špeciálne upravené počítače, napr.: PAC MATEe; pomôcky pre priestorovú orientáciu, napr.: systém GPS a iné. Slabozrakí užívatelia využívajú napr. zväčšovacie softvéry, televízne lupy a iné

3. Sluchové postihnutie

Effeta je organizácia, ktorá poskytuje rôzne služby pre ľudí s postihnutím sluchu. Služby sa venujú rôznym činnostiam súvisiacim napríklad so vzdelávaním a edukačnou činnosťou. Je vytvorený špeciálno-pedagogický program, ktorý je úzko zameraný na podporu kvality edukačného procesu postihnutých v podmienkach integrovaného vzdelávania. Umožňuje realizovať edukačné aktivity zamerané na mimoškolské vzdelávanie, voľný čas a osobnostný rozvoj sluchovo postihnutých detí a mládeže. Súčasťou realizácie konkrétnych aktivít je použitie posunkovej reči ako materinského a zákonom uznaného jazyka nepočujúcich. Obsah aktivít je prispôsobený a zostavený podľa špecifických potrieb mimoškolskej edukácie sluchovo postihnutých. Jednotlivé aktivity sú zamerané na bežné, ale aj na inováciu nových a vhodnejších foriem vzdelávania. Zdôrazňuje sa individuálny prístup ku každému dieťaťu podľa jeho schopností a daností. Ďalšou aktivitou organizácie, je sociálne poradenstvo. Sociálne poradenstvo je poskytované priamym kontaktom so sluchovo postihnutým občanom a odborným poradcom, prostredníctvom tlmočníka ovládajúceho posunkovú reč. Cieľom je, aby sa sluchovo postihnutí mohli aktívne zúčastňovať na riešení sociálnych, ekonomických a právnych problémov. Z toho dôvodu, organizácia zamestnáva tlmočníkov a zároveň poskytuje tlmočnicke služby. Zabezpečované sú aj kurzy posunkovej reči. Organizácia sa usiluje o vytváranie priestoru pre vzájomnú komunikáciu počujúcich a sluchovo postihnutých, čím sa zabezpečuje obojstranná integrácia oboch komunít. Zároveň vznikajú aktivity s cieľom vytvoriť pre ľudí so sluchovým postihnutím rovnaké pracovné príležitosti. Je poskytovaná aj opatrovateľská služba. Opatrovateľskú službu zabezpečujú sluchovo postihnutí dobrovoľníci, ktorí vykonávajú službu pre starších a nevládných nepočujúcich v ich domácnostiach. Aktivity organizácie súvisia aj s možnosťou zabezpečenia náhradného ubytovania. Organizácia sa venuje aj rôznym športovým a kultúrnym aktivitám. Organizované sú rôzne športové podujatia v rámci celého Slovenska. kultúrna činnosť je

sprostredkovaná prostredníctvom divadelnej činnosti – detský divadelný krúžok, Integračné divadlo Effeta.

Sluchovo postihnutí užívatelia využívajú pomôcky, ktoré slúžia na nácvik správnej artikulácie. Na tento účel sú určené Zviditeľňovače charakteristík reči. Používajú sa počítače, ktoré obsahujú zvukovú kartu a špeciálny softvér. Tieto umožňujú zobrazované charakteristiky programovo zjednodušiť tak, že žiak môže model pomerne ľahko napodobniť. Pre nácvik výslovnosti sa využívajú aj počítačové hry zvyšujúce motiváciu nepočujúcich detí k správnej artikulácii:

- Programy ilustrujúce správnu polohu hovoridiel. Počítač zobrazuje - sagitálne obrazy hovoridiel (bočný prierez hlavou - poloha zubov, jazyka, mäkkého podnebia, a tvar pier pri pohľade spredu.
- Systémy pre tréning odzerania. Tréningové systémy používajú interaktívny počítačom riadený videodisk, na ktorom je nahrané obrovské množstvo obrazových sekvencií (obrázky hovoriaceho). Nepočujúci si môže zvoliť: rôznych hovoriacich (muž, žena), pohľad na hovoriacich (spredu, z boku), vyslovovanie izolovaných slov alebo celých viet, rýchlosť vyslovovania a povedanie toho istého inými slovami.
- Systémy pre tréning znakového jazyka a prstovej abecedy. Znakové jazyky sú úplne rovnocenné s hovoreným (z hľadiska vyjadrovacích možností). Používa sa DVD-disk a počítačom riadená videokamera. Obrazovka je rozdelená na dve časti (v jednej časti je učiteľ a v druhej kamerou zosnímaný obraz študenta) a študent si môže porovnať seba s učiteľom.
- Simultánne titulkovanie televíznych programov. Z hľadiska čitateľa existujú dva spôsoby zobrazenia titulkov - skryté titulkovanie (titulky sa objavujú keď divák chce), teletext - titulky sú trvale obnovované na určitej strane teletextu.
- Pomôcky určené pre potreby sluchovo postihnutých užívatel'ov: písacie telefóny - TDD - Telephone Device for the Deaf - prenosné batériovo napájané zariadenia s obrazovkou alebo niekoľkoriadkovým displejom a pamäťou, umožňujúce dialógový rozhovor. Pre komunikáciu sa používajú aj pagere, mobilné telefóny (SMS a MMS správy) a internetové chaty a videokonferencie; načúvacie prístroje; indukčné slučky; Telefón so zosilňovačom; faxy - chápané ako kompenzačné pomôcky; mobilné telefóny s vibračným zvončením s možnosťou posielania správ SMS. Minicom (textový písací telefón - používa sa v spojení s normálnym telefónom). Komunikácia je priamo s iným užívatel'om Minicomu alebo cez ústredňu.
- Myvoice je program, ktorý slúži na vyučovanie jazyka resp. výslovnosti nepočujúcich užívatel'ov. Keďže u nepočujúcich nie je sprostredkovaná spätná väzba, akustický signál je prevedený na vizuálnu spätnú väzbu. Systém je navrhnutý tak, že vedľa seba sedia učiteľ a nepočujúci. Proces prebieha tak, že v počítači sú pripravené slová, ktoré sa nepočujúci učí. Najprv učiteľ povie slovo, ktoré sa zobrazí v prvom riadku. Potom dané slovo zopakuje nepočujúci, ktoré sa zobrazí v druhom riadku. Rozdiel je hneď viditeľný. Napríklad slovo, ktoré vyslovil nepočujúci je oveľa dlhšie. Týmto spôsobom je to možné ukázať a dá sa to rozlíšiť. Ďalej v treťom okne sa naznačí, ako sa dá dané slovo skrátiť. Potom sa môže nepočujúci pozrieť či sa zlepšil alebo nie. Je to systém, ktorý rozpoznáva hlásky a ukáže oblasti, kde sa nepočujúci najlepšie počuje.

4. Pohybové postihnutie

Existuje viacero organizácií, ktoré sa zaoberajú poskytovaním rôznych služieb pre ľudí s ťažkým telesným postihnutím.

Združenie Samaritán organizuje individuálne návštevy chorých a ťažko telesne postihnutých.

Služby, organizácie Aktívny vozík, sa sústreďujú na poskytovanie humanitárnej, ľudskej, poradnej a finančnej pomoci osobám so zdravotným postihnutím s orientáciou na osoby s paraplegickým postihnutím. Súčasťou činnosti organizácie je usporiadanie kultúrnych podujatí, besied, výletov a iných aktivít.

Organizácia ZTPM - Zväz telesne postihnutej mládeže sa zameriava na prípravu a organizovanie spoločenských a kultúrnych podujatí a športových aktivít, ktorých súčasťou je zároveň usporiadanie Abilympiád. Aktivity sú usporiadané pre telesne a mentálne postihnutú mládež. Činnosť organizácií sa zaoberá aj organizovaním výmenných pobytov, výletov do zahraničia, sprostredkovanie zahraničného pobytu pre dobrovoľníkov a realizácia hipoterapie. Súčasťou činnosti organizácie je poskytovanie servisu v oblasti služieb osobnej asistencie. Začleňovanie zdravotne postihnutej mládeže medzi zdravých ľudí, propagovať pracovné možnosti ľudí s postihnutím, Poskytovanie poradenstva pri získavaní pracovných miest a zároveň aj pri vytváraní chránených dielní a pracovísk.

Existuje aj spoločná športová organizácia pre ľudí s rôznymi typmi zdravotného postihnutia, ktorá ich zastupuje na domácom a medzinárodnom športovom poli a v športovej diplomacii- SPV. Je uznaným členom Medzinárodného paralympijského výboru (MPV) združujúceho 161 členských štátov sveta. SPV podporuje rozvoj paralympijských športov a disciplín, umožňujúc pritom výber športu podľa postihnutia a daností športovca.

Činnosť Centra sociálnej pomoci a sociálnych služieb SZPP sa sústreďuje na presadzovanie oprávnených požiadaviek zdravotne postihnutých občanov najmä v oblasti sociálnej pomoci, zdravotníctva, spoločenskej a pracovnej integrácie. Organizácia vykonáva aj sociálnu prevenciu, poskytuje sociálne poradenstvo a sociálne služby. Vykonáva programy zamerané na vyhľadávaciu, nápravnú, sociálno - rehabilitačnú, rekondično - integračnú činnosť a vzdelávaciu činnosť. Súčasťou činnosti je aj terénno-sociálna práca, práca s rodinou a spolupráca s ďalšími zainteresovanými subjektmi. Zameriava sa na vytváranie vhodných pracovných, spoločenských a kultúrnych podmienok života zdravotne postihnutých občanov. Podieľa sa aj pri vzdelávaní zdravotne postihnutých občanov a organizovanie rehabilitačných pobytov a poskytovaní zdravotných pomôcok.

Pomôcky, ktoré sú určené pre potreby ľudí s ťažkým telesným postihnutím: invalidné vozíky napr.: mechanické a elektrické; kočiare; antidekubitné pomôcky napr.: vzduchový matrac, pneumatická sedačka, penovo - gélová sedačka, rôzne typy matracov, antidekubitný systém; masážne pomôcky napr.: masážne polohovacie kreslá, masážne ležadlá, vodná masáž; postele a ležadlá napr.: polohovateľné postele, ležadlá, rehabilitačné stoly, elektrická posteľ, ošetrovacie lôžka; chodítka a barle; hygienické potreby; zdvíhacie zariadenia napr.: zdviháky, vzpriamovacie zariadenia.

5. Závěry

Uskutočnená analýza predstavuje vstupný krok pre analýzu existujúcich a vývoj odvodných e-služieb pre seniorov a osoby so zdravotným postihnutím na Slovensku. V zásade sme e-služby v danej oblasti nezaznamenali, až na fakt, že sa ich ponuka objavuje na internete. Následným krokom bude návrh nových služieb na báze moderných informačno-komunikačných technológií, využívajúc technologickú základňu spoločností France Telecom, Telefonica a Siemens, ako aj sensorových a vnorených systémov na európskom trhu.

6. Pod'akovanie

Autori by chceli poďakovať Európskej komisii za finančnú podporu v rámci medzinárodného grantu 6. rámcového programu EK – priority 2.3.2.10 e-Inclusion „Mainstreaming on Ambient Intelligence s označením MonAMI“ IST-5-0535147.

PŘÍSTROJOVÁ PODPORA PRO REHABILITACI STRABISMU

P. Novák, M. Fejtová

Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze
fejtovam@k333.felk.cvut.cz

Abstrakt:

Základem rehabilitace strabismu je řízený trénink okohybných svalů, které umožňují dokonalou souhru pohybů obou očí společně a vyváženě ve všech devíti pohledových směrech. Každému pacientovi je nejdříve lékařem diagnostikován ne zcela správně fungující okohybný sval a na základě jeho doporučení vybrán druh rehabilitace. Všechny měřicí přístroje zatím používané v tomto oboru lze rozdělit do dvou skupin podle toho, zda jejich výstup je z části závislý na subjektivním rozhodnutí pacienta nebo lékaře. První varianta využívá přístroje, které registrují určitou reakci pacienta (například stisk tlačítka, když již není pacient schopen zaostřit na stimulační objekt nebo pozorování zornic pacienta lékařem). Druhá možnost je zcela objektivní. Jedná se o přístroje, které měří určitou veličinu přímo snímáním pacienta (například pohyb zornice oka vhodnou kamerou).

1. Úvod

Strabismus jako nápadná vada v obličeji poutal zájem již od pradávna. Již Hippokrates svou známou větou, že šilhající pocházejí od šilhavých chtěl poukázat na dědičnost strabismu. Strabismus a jeho léčba je významnou součástí dětského očního lékařství, protože šilháním je postiženo 4 – 6% populace. Nejedná se tedy jen o kosmetickou vadu, ale je vždy spojeno i s poruchou jednoduchého binokulárního vidění (koordinovaná senzomotorická činnost obou očí zajišťující vytvoření jednoduchého obrazu pozorovaného předmětu) v prostoru. Komplexní léčba strabismu je dnes prováděna hlavně v předškolním věku. Vyžaduje dlouhodobou odbornou péči očního lékaře, spolupráci rodičů a hlavně trpělivou a svědomitou práci ortoptistky.

Strabismus je stav, kdy při fixaci určitého předmětu na blízko nebo do dálky se osy vidění neprotínají v témže bodě. U pacienta je vždy přítomna větší nebo menší porucha jednoduchého binokulárního vidění. Strabismus je porucha hlavně funkční, navenek provázena asymetrickým postavením očí. Jeho léčba je zdlouhavá a velmi náročná. Je tedy nutné hledat moderní podpurné nástroje pro diagnostiku a rehabilitaci.

2. Přístrojová podpora

Vyšetření a léčení strabismu je jednou z nejobtížnějších kapitol očního lékařství. Při vyšetřování je nutná výborná znalost průběhu a funkce jednotlivých zevních očních svalů a lékař vyšetřuje funkci svalů ve všech základních pohledových směrech. K vyšetření strabismu je nutné celkové vyšetření nemocného. Oční lékař může určit správnou diagnózu detekováním postiženého oka, svalu a nervu. Stanovení oční diagnózy je relativně snadné u čerstvé obrny při postižení jen jednoho svalu. Daleko obtížnější je při postižení více svalů současně, při dlouhotrvající obrně, kde již došlo k sekundárním změnám dalších svalů.

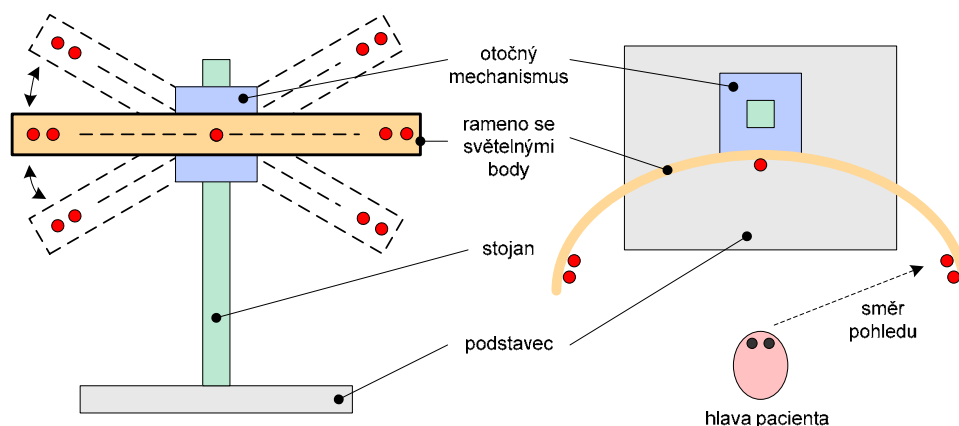
Aby bylo možno měření v oblasti oční motility dostatečně objektivizovat, je nutno některé stávající přístroje modifikovat (případně doplnit) a jiné zcela nově navrhnout. Všechny měřicí přístroje zatím používané v tomto oboru lze rozdělit do dvou skupin podle toho, zda jejich výstup je z části závislý na subjektivním rozhodnutí pacienta nebo lékaře. První varianta využívá přístroje, které registrují určitou reakci pacienta (například stisk tlačítka, když již není pacient schopen zaostřit na stimulační objekt nebo pozorování zornic pacienta lékařem). Druhá možnost je zcela objektivní. Jedná se o přístroje, které měří určitou veličinu přímo snímáním pacienta (například pohyb zornice oka vhodnou kamerou).

3. Přístroje využívající subjektivního stavu pacienta

Tento typ měřicího zařízení nelze navrhnout a sestavit tak, aby poskytoval zcela objektivní výstup, protože jejich skutečný výstup je složen ze dvou složek. První složku tvoří nastavení parametrů vlastního přístrojového vybavení (například nastavení polohy nebo rychlosti pohyblivých mechanických součástí). Tyto parametry mohou být nastavovány za pomoci výpočetní techniky. Druhou složku tvoří reakce pacienta. V mnoha případech tuto složku nelze dostatečně nebo dokonce vůbec automaticky změřit a tedy zcela objektivizovat. Například není možno objektivně změřit, zda je pacient schopen zaostřit na stimulační předmět či nikoli. Tuto informaci může poskytnout subjektivně pouze sám pacient a výstupem již tedy nemůže být zcela objektivní informace.

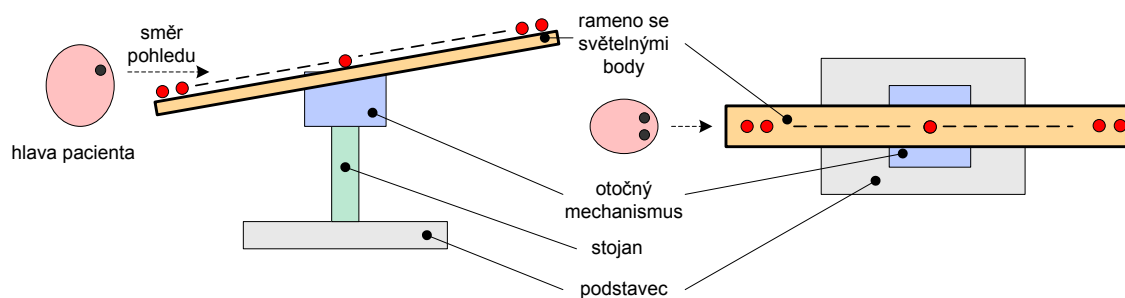
Měřicí zařízení pro detekci fixace pohledu pacienta v několika směrech pohledu již ve zjednodušeném provedení existuje. Obsahuje sadu světelných bodů umístěných v patričné vzdálenosti na kruhovém rameni kolem hlavy pacienta. Tyto světelné body jsou rozmístěny po 0.5 stupních po obvodu zmiňovaného ramene. Stávající měřicí zařízení však používá mechanické otočné součásti, pomocí nichž je manuálně nastaven požadovaný úhel sklonu tohoto ramene. Nově navržené měřicí zařízení musí pro nastavení úhlu kruhového ramene využívat vhodný krokový motor s dostatečně malým (úhlovým) krokem. Vystavení ramene bude tedy dostatečně přesné a hlavně zcela opakovatelné. Rovněž bude možno přesněji porovnávat měření mezi různými pacienty pro výběr následujícího léčebného postupu.

Toto zařízení vyšetřuje fixaci pohledu pacienta na konkrétní bod v určitém okolí jeho hlavy. Na zařízení se postupně rozsvěčují jednotlivé světelné body od středu do krajní polohy a pacient například stiskem tlačítka informuje o stavu, kdy již není schopen rozsvícený bod dobře fixovat pohledem. Měření se provádí jak směrem doleva, tak i směrem doprava. Výstupem je tedy subjektivní hodnota pacienta, který pomocí manuálního tlačítka poskytuje informaci, zda je schopen nebo není schopen zafixovat svůj pohled na konkrétní právě svítící bod.



Obr.1 Měřicí systém pro fixaci pohledu pacienta v prostoru

Předchozí uvedené měřicí zařízení je využíváno pro detekci správné fixace pohledu pacienta v kruhovém prostoru kolem jeho hlavy. Obdobné měřicí zařízení musí být navrženo a také vytvořeno pro detekci správné fixace pohledu pacienta na určitou vzdálenost.



Obr.2 Měřicí systém pro fixaci pohledu pacienta na vzdálenost

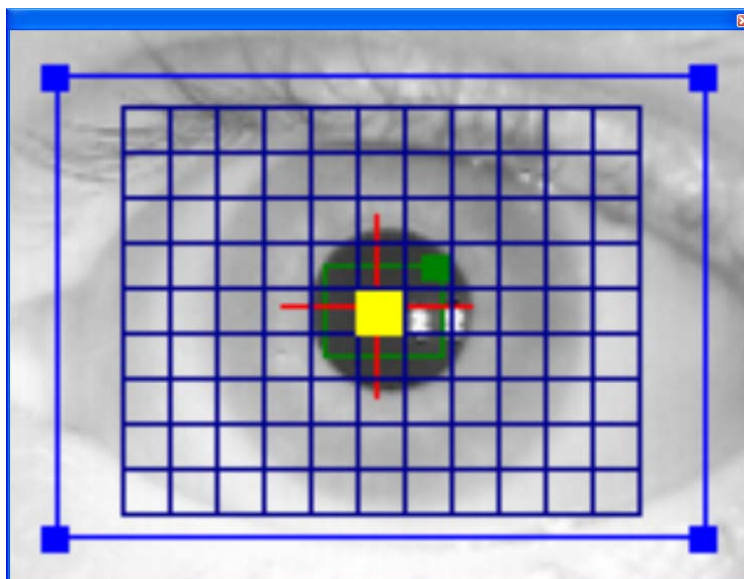
4. Přístroje poskytující objektivní výstup

Tento typ přístrojového vybavení je založen zcela na objektivním výstupu a opakovatelném měření parametrů. Výstup je rovněž složen ze dvou částí. První část tvoří (jako u přístrojů předešlého typu) nastavení parametrů vlastního přístrojového vybavení. Tyto parametry lze nastavit a zpětně přečíst s dostatečnou přesností danou návrhem a konstrukcí tohoto přístroje. Druhou část tvoří snímací systém, který na pacientovi měří příslušné parametry. Tyto hodnoty jsou měřeny pomocí elektronických zařízení s požadovanou nebo alespoň dostatečnou přesností (například poloha zornice pacienta snímaná velmi citlivou kamerou). Výstupy tohoto měření lze považovat za dostatečně objektivní a hlavně za zcela opakovatelné, protože nejsou závislé na subjektivním pozorování lékaře nebo dokonce na subjektivních reakcích pacienta.

V současné době existuje několik komerčních měřících zařízení pro absolutní detekci očních pohybů. Nevýhodou těchto zařízení je jejich cena (pro běžného lékaře jsou v podstatě cenově nedostupná) a fakt, že se jedná o uzavřené systémy pro konkrétní využití (poskytují pouze výstupy podporované výrobcem), do kterých nelze již zasahovat.

Tyto měřící přístroje jsou tvořeny velmi přesnou a cenově nákladnou snímací kamerou umístěnou v určité vzdálenosti před hlavou pacienta. Tato kamera je pomocí přesné optiky zaměřena za pacientovy oči a snímá jejich pohyby. Vzhledem ke skutečnosti, že jsou oči snímány z relativně velké vzdálenosti (zhruba 20 až 50cm), musí být optická část a rozlišovací schopnost použité kamery dostatečná.

Nově navrhované měřící zařízení nazývané pseudo-absolutní detekce očních pohybů tyto zmíněné nedostatky buď zcela nebo alespoň částečně odstraňuje. Pro detekci polohy zornice oka je využita méně přesná a tedy i cenově dostupnější snímací kamera s nižším rozlišením, která je umístěna přímo před okem pacienta, například na obroučce brýlí (systém I4Control[®]). Kamera tedy snímá oko pacienta z bezprostřední blízkosti (menší vzdálenost => menší požadované rozlišení, nižší nároky na optickou část kamery). Další odlišnost spočívá v přesnosti detekčního algoritmu. Použitý detekční algoritmus nezpracovává polohu oční zornice s přesností na jednotlivé body (pixely) použité kamery, ale celé zorné pole je rozděleno do vhodné mřížky.



Obr.3 Princip vytvoření pseudo-absolutní detekce zornice oka

Použitý detekční algoritmus s určitým relativně hrubým rozlišením pouze rozhoduje, do kterého políčka zmíněné mřížky spadá detekovaná poloha oční zornice. Tento algoritmus je mnohem méně náročný na svoji přesnost a tím i na hardwarové vybavení. Za použití méně přesné snímací kamery a méně výkonného hardware se celý měřicí přístroj stává mnohem levnějším a tedy dostupnějším širší skupině lékařů. Takovéto snížení přesnosti má v naprosté většině případů pouze zanedbatelný vliv na stanovení přesné diagnózy pacienta, neboť pacient stejně není schopen vystavit oko do konkrétní přesné polohy například podle požadavku lékaře. Zmíněnou mřížku detekčního algoritmu je možno samozřejmě upravovat podle potřeby. Například podle velikosti pacientova oka nebo podle stupně postižení pacienta.

5. Závěr

Pro vytvoření zcela objektivního výstupu při měření pacienta bude nutno snímat oční pohyby z obou očí současně. Z tohoto důvodu budou brýle pacienta vybaveny samostatnou kamerou pro každé oko. Tento systém ve spojení například s mechanickým měřicím systémem popsaným v kapitole 3, může poskytnout dostatečně objektivní výstup pro další zpracování, sledování vývoje poruchy u pacienta či porovnání výsledků mezi různými pacienty.

6. Použitá literatura

- [1] Divišová, G. a kol.: Strabismus. Avicentrum, 1979.
- [2] Fejtová, M. - Černý, R.: Therapy of Paresis n. Abducens by Means of Biological Feedback. In Workshop 2006 [CD-ROM]. Prague: CTU, 2006, ISBN 80-01-03439-9.
- [3] Černý, R. - Fejtová, M. - Fejt, J. - Jerábek, J. - Vyhnalek, M.: Use of Biofeedback in the Treatment of Strabismus. In 9th Congress of the European Federation of Neurological Societies [CD-ROM]. Athens: Hellenic Neurological Society, 2005.

7. Poděkování

Tato práce je částečně podporována grantem Ministerstva školství číslo NR8261 Léčba parezy n. abducens pomocí biologické zpětné vazby.

PROGRAMOVÁ PODPORA PRO REHABILITACI STRABISMU

M. Fejtová, P. Novák, M. Uller

Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze
fejtovam@k333.felk.cvut.cz

Abstrakt:

Základem rehabilitace strabismu je řízený trénink okohybných svalů, které umožňují dokonalou souhru pohybů obou očí společně a vyváženě ve všech devíti pohledových směrech. Každému pacientovi je nejdříve lékařem diagnostikován ne zcela správně fungující okohybný sval a na základě jeho doporučení vybrán druh rehabilitace. V nejjednodušší variantě pro pacientovu rehabilitaci může být použita speciální aplikace, která řízeně stimuluje probandův vjem. Při každém měření se vyhodnocuje úhel, při kterém pacient již nedokáže zaostřit na stimulační bod a na základě průměru takto změřených hodnot se stanovuje úspěšnost léčby. Rozšířenou variantou je možnost propojení stimulační aplikace se zařízením na sledování očních pohybů a následné získání většího počtu naměřených parametrů.

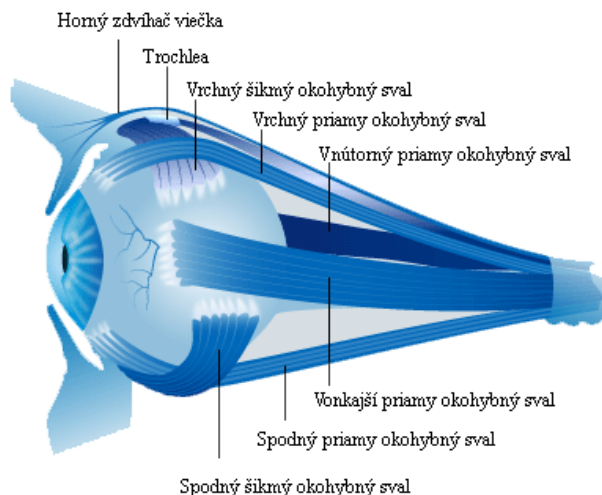
1. Úvod

Strabismus jako nápadná vada v obličeji poutal zájem již od pradávna. Již Hippokrates svou známou větou, že šilhající pocházejí od šilhavých chtěl poukázat na dědičnost strabismu. Strabismus a jeho léčba je významnou součástí dětského očního lékařství, protože šilháním je postiženo 4 – 6% populace. Nejedná se tedy jen o kosmetickou vadu, ale je vždy spojeno i s poruchou jednoduchého binokulárního vidění (koordinovaná senzomotorická činnost obou očí zajišťující vytvoření jednoduchého obrazu pozorovaného předmětu) v prostoru. Komplexní léčba strabismu je dnes prováděna hlavně v předškolním věku. Vyžaduje dlouhodobou odbornou péči očního lékaře, spolupráci rodičů a hlavně trpělivou a svědomitou práci ortoptistky.

Strabismus je stav, kdy při fixaci určitého předmětu na blízko nebo do dálky se osy vidění neprotínají v témže bodě. U pacienta je vždy přítomna větší nebo menší porucha jednoduchého binokulárního vidění. Strabismus je porucha hlavně funkční, navenek provázena asymetrickým postavením očí. Jeho léčba je zdlouhavá a velmi náročná. Je tedy nutné hledat moderní podpurné nástroje pro diagnostiku a rehabilitaci.

2. Okohybné svaly a strabismus

Okohybné svaly umožňují dokonalou souhru pohybů obou očí a společně a vyváženě ve všech devíti pohledových směrech (přímo vpřed, doprava, doleva, doprava nahoru, přímo nahoru, doleva nahoru, doprava dolů, přímo dolů, doleva dolů). Okohybných svalů je na každém oku šest (tři páry) – čtyři přímé a dva šikmé (horní přímý sval, vnitřní přímý sval, dolní přímý sval, zevní přímý sval, horní šikmý sval a dolní šikmý sval). Jsou příčně pruhované, avšak na rozdíl od ostatního kosterního svalstva jsou jejich vlákna jemnější a probíhají celou délkou svalu. Při akci se jednotlivá vlákna stahují vždy podle zákona „vše, nebo nic“. Tedy dosáhne-li stimulace prahové hodnoty, je síla vždy maximální, nikdy neodstupňovaná. Mohutnost kontrakce celého svalu se reguluje podle počtu svalových vláken, která se do akce postupně zapojují.



Obr.1 Okohebné svaly

Klinické formy strabismu jsou velice různotvárné, ale v podstatě můžeme zařadit většinu z nich do třech hlavních skupin podle jejich základních charakteristických znaků:

- strabismus dynamický – pacient má primárně neporušenou hybnost očí; podstata tkví ve vadné koordinaci obou základních sfér zrakového systému
- strabismus paralytický – příčina jeho vzniku může být přímo v poškození zevních očních svalů, nervosvalových spojení, okohebných nervů nebo jader těchto nervů
- strabismus smíšené či nejasné etiologie – do této skupiny se řadí takové formy šilhání, které mají některé znaky z každé z obou zmíněných skupin



Obr.2 Strabismus – asymetrické postavení očí

3. Aplikace pro rehabilitaci strabismu

Jak již bylo naznačeno v předchozím textu, šilhání je nejčastěji způsobeno špatnou funkcí okohebných svalů. Základem rehabilitace paralytického strabismu je tedy jejich řízený trénink. Každému pacientovi je nejdříve lékařem diagnostikován ne zcela správně fungující okohebný sval či svaly a na základě jeho doporučení vybrán druh rehabilitace.

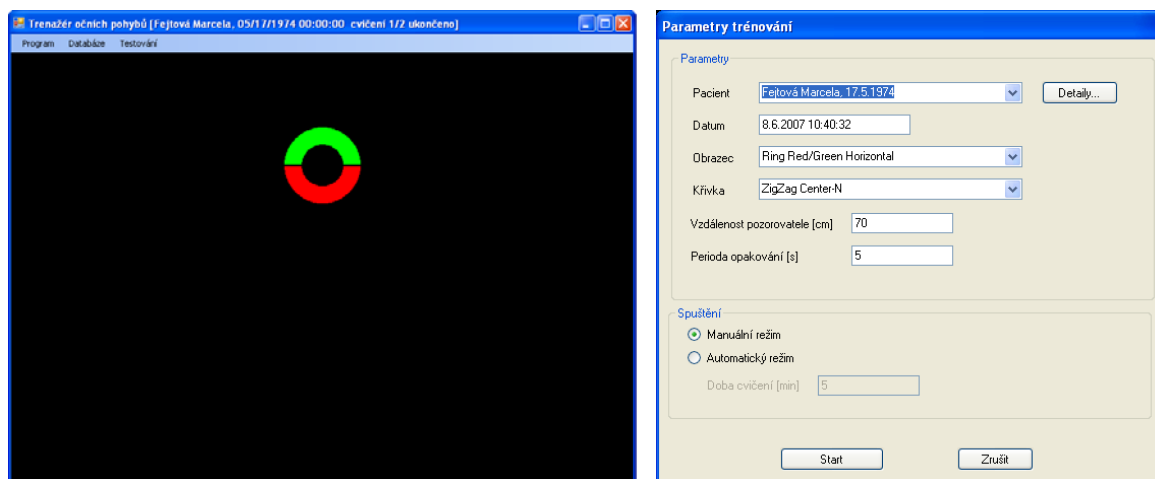
Na našem pracovišti byla v rámci spolupráce s Neurologickou klinikou a Oční klinikou dětí a dospělých fakultní nemocnice v Motole vytvořena aplikace, jejíž náplní je napomoci rehabilitaci paralytického strabismu. Ta se v současné době provádí pomocí tzv. Bangerterova přístroje. Základem zařízení je pohyblivé rameno na jehož konci je upevněn terčík s fixačním bodem. Krokový motorek pravidelně vychyluje rameno v úhlu nastavitelném na stupnici. Úkolem pacienta je sledovat pravidelně se pohybující fixační bod, což umožní rovnoměrnou rehabilitaci okohebných svalů. Problémem tohoto přístupu ovšem je nedostatečná atraktivnost

zejména pro dětské pacienty – uvědomíte-li si, že jsou nuceni fixační bod sledovat určitý časový interval. Další nevýhodou je, že ani pacient či lékař nedokáže rozpoznat, zda rehabilitace probíhá správně – jestli pacient dostatečně sleduje vychylující se fixační bod.



Obr.3 Bangerterův přístroj

Částečně tyto problémy odstraňuje treňažér očních pohybů. Jedná se o aplikaci, jejíž cílem je zajistit obrazovou stimulaci pacienta. Lékař zvolí ze seznamu předdefinovanou dráhu stimulačního fixačního bodu odpovídající svalovému poškození a pacientovým úkolem je sledovat tento podnět očima při fixované hlavě. Jakmile pacient začne podnět vidět dvojitě, stiskne klávesu, vypočítá se úhel výchylky oka a podnět se vrátí zpět do počátku. Celý cyklus se pravidelně opakuje po celou dobu sezení. Tímto způsobem probíhá trénink paretického svalu na hranici jeho výkonnosti a je plně řízen pacientem. Dalším módem této aplikace je varianta pro binokulární vidění. V tomto případě je podnětem čtverec na bílém pozadí nebo při úpravě pro vidění s barevnými skly je podnětem červený kruh v zeleném čtverci. Při pozorování brýlemi s červeným a zeleným sklem dojde k izolaci vjemů pravého a levého oka. Paréza svalu je detekována v okamžiku, kdy se kruh a čtverec nepřekrývají. Tato skutečnost (úhel) je opět detekována stiskem klávesy. Aplikace průběžně zaznamenává naměřená data pro následné vyhodnocení úspěšnosti léčby. Tato vlastnost umožní sledování vývoje léčby u pacienta, ale také k zajištění porovnatelnosti výsledků mezi různými pacienty. Přispěje tedy k částečné objektivizaci léčby pacientů.



Obr.4 Ukázka aplikace

Aby bylo měření při trénování okohybných svalů zcela objektivní, je nutné vyřadit subjektivní hodnocení pacienta. To lze zajistit doplněním aplikace o zařízení pro sledování očních pohybů, které namísto pacienta vyhodnotí sledování fixačního bodu. Za tímto účelem je možno využít princip systému I4Control®.

4. Závěr

Pokud využijeme princip systému I4Control® a pacienti budou místo sledování komíhajícího se fixačního bodu hrát nějakou interaktivní hru, předpokládáme, že to bude pro ně daleko atraktivnější průběh rehabilitace. Velkou výhodou také spatřujeme v možnosti objektivizace léčby – pacient i jeho lékař budou mít k dispozici informaci o aktuálním směru pohledu pacienta a budou moci sledovat úspěšnost léčby.

5. Použitá literatura

- [1] Divišová, G. a kol.: Strabismus. Avicentrum, 1979.
- [2] Fejtová, M. - Černý, R.: Therapy of Paresis n. Abducens by Means of Biological Feedback. In Workshop 2006 [CD-ROM]. Prague: CTU, 2006, ISBN 80-01-03439-9.
- [3] Cerny, R. - Fejtová, M. - Fejt, J. - Jerabek, J. - Vyhnalek, M.: Use of Biofeedback in the Treatment of Strabismus. In 9th Congress of the European Federation of Neurological Societies [CD-ROM]. Athens: Hellenic Neurological Society, 2005.

6. Poděkování

Tato práce je částečně podporována grantem Ministerstva školství číslo NR8261 Léčba parezy n. abducens pomocí biologické zpětné vazby.

TECHNOLÓGIA FDM V OBLASTI VÝVOJA IMPLANTÁTOV

M. Ďurajová

Žilinská univerzita, Elektrotechnická fakulta, Univerzitná 1, 010 26 Žilina
durajova@fel.uniza.sk

FDM (Fused Deposition Modelling) je jednou z mnohých technológií, ktoré označujeme spoločným názvom technológie Rapid Prototyping. Jej základným princípom je tvorba objektu postupným nanášaním vrstiev, pričom sa jedná o počítačovo riadený proces (CAD). Využitie technológie je obmedzené presnosťou a použitými materiálmi. Prvotným aspektom pre tvorbu objektu je trojrozmerný digitálny model, ktorého realizácia je v súčasnosti možná prostredníctvom viacerých systémov, ako napríklad 3D skenovanie, počítačová tomografia, magnetická rezonancia alebo softvérové modelovanie. Po vytvorení požadovaného trojrozmerného modelu je nutné generovať platný STL súbor, z ktorého je následne realizovaný hmotný objekt. FDM využíva princíp postupného vrstvenia termoplastického materiálu, ktorý vychádza z výhrevnej trysky. Výhrevná tryska je vedená 2D plotrovacím mechanizmom, čím zabezpečuje nanášanie vrstvy do požadovaného tvaru, až kým nie je vytvorený celý model.

Tvorba modelu opísaným spôsobom je vhodná najmä pri produkcii prototypov. Oblasť využitia danej technológie je však omnoho širšia. Zámerom príspevku je zistiť vhodnosť aplikácie FDM pri tvorbe implantátov.

CO ŘÍKÁ TRAJEKTORIE AUTOMOBILU O PSYCHOFYZIOLOGICKÉM STAVU ŘIDIČE

P. Vysoký, O. Sýkora

Ústav řídicí techniky a telematiky, Fakulta dopravní, ČVUT v Praze
vysoky@fd.cvut.cz

Abstrakt:

Příspěvek ukazuje, že trajektorie automobilu nese informaci o psychofyziologickém stavu řidiče, zejména o jeho únavě. Příspěvek dokumentuje jak vznikají náhodné fluktuace na trajektorii automobilu pohybujícího se po rovné silnici. Záznam polohy či příčné rychlosti lze považovat za nestacionární náhodný proces, který je nestacionární zejména v disperzi. Vývoj parametrů realizace procesu velmi úzce souvisí s vývojem únavy lidského operátora. Dá se předpokládat, že zjištěných poznatků půjde využít pro včasné varování řidiče před možností nastání mikrospánku.

1. Úvod

Únava a pokles pozornosti lidského operátora – řidiče je velmi častou příčinou dopravních nehod. Odhaduje se, že 10% - 30% dopravních nehod je způsobeno únavou a poklesem pozornosti. Nehody způsobené mikrospánky mají většinou fatální následky. Proto se hledají metody, které by včas rozeznaly kritický stupeň řidičovy únavy a včas jej varovaly před další jízdou. Většina těchto metod je založena na analýze fyziologických signálů měřených na osobě řidiče. (EEG, EKG, EMG, okohybné pohyby apod.). V tomto směru příspěvek navazuje na práce prováděné v Centru biomedicínského inženýrství ČVUT.

Nevýhodou použití zmíněných fyziologických signálů je nutnost připojování různých speciálních elektrod apod. Praktické použití vyžaduje, aby nebylo třeba nic takového na řidiče připojovat. Z tohoto hlediska se zatím nejvíce využívá analýzy očních pohybů snímaných kamerou. Předkládaná analýza trajektorie pohybu automobilu nese další informace o stavu řidiče, které bude možno pro tento problém využít.

2. Jak psychofyziologický stav řidiče ovlivňuje průběh trajektorie automobilu.

Řidič udržuje automobil přibližně ve středu dopravního pruhu a orientuje směr jeho rychlosti, tak, aby byl ve směru zatáčející silnice. Přesněji orientuje směr vozidla tak, aby tento směr tvořil tečnu k vnitřnímu oblouku silnice, pokud silnice zatáčí. Řidič tedy funguje jako regulátor ve dvou regulačních smyčkách, regulační smyčky pro směr a pro polohu, pomíneme-li podélné řízení rychlosti a zrychlení.

Sledujeme-li časový průběh trajektorie automobilu, zjistíme, že se zde vyskytují dva druhy dynamického chování, charakterizované pohyby ve dvou frekvenčních pásmech. Pomalejší složka trajektorie ve frekvenčním pásmu zhruba 0-0,3Hz odpovídá změnám směru automobilu a je dána průběhem silnice. Mění-li řidič směr jinak než jak odpovídá průběhu silnice, vyjede ze silnice. Druhá rychlejší složka pohybující se v rozsahu 0,3 – 2 Hz je dána v převážné míře dynamickými vlastnostmi automobilu a dynamickými vlastnostmi řidiče.

Předpokládejme dále, že řidič pojedje po rovné silnici (kde je také pravděpodobnost upadnutí do mikrospánku největší), tím vyloučíme činnost regulační smyčky. Řidič bude pouze udržovat polohu v dopravním pruhu pomocí volantu. Automobil sám při řízení pomocí volantu má poměrně složité dynamické chování. Charakteristickou vlastností je ale jeho astatismus druhého řádu. To znamená, že poloha automobilu v dopravním pruhu je druhým integrálem natočení volantu. Dynamické chování řidiče můžeme velmi přibližně aproximovat jako soustavu druhého řádu s dopravním zpožděním, použijeme-li velmi zjednodušený lineární model. Ve skutečnosti ale chování řidiče lineární není. Řidič neprovádí korekční pohyby volantu okamžitě, jakmile se objeví sebemenší odchylka od požadované polohy, ale

teprve, když odchylka dosáhne určité hodnoty. Je tam tedy jistě přítomný nelineární člen typu pásma necitlivosti.

Díky tomuto nelineárnímu chování i na přímé silnici nedojde k ustálenému stavu, ale řidič neustále provádí (byť podvědomě) drobné korekční pohyby. Kdyby je neprováděl (např. dojde-li k mikrospánku) při rychlosti 100 km/hod opustí nejvýše do 2- 3 vteřin silnici. Díky těmto korekčním pohybům se na trajektorii automobilu objevují drobné fluktuace, jejichž vlastnosti velmi silně závisí na stavu řidiče a umožňují jeho stav odhadnout a použít pro včasnou výstrahu. S rostoucí únavou se mění mnohé parametry řidiče, především jeho reakční doba (dopravní zpoždění), samotná rychlost reakce, ale také práh, při kterém řidič reaguje na velikost odchylky, tedy velikost pásma necitlivosti.

Pro získání dostatečného množství dat je nutno provádět experimenty s řidičem na prahu usnutí což je v normálním provozu dosti nebezpečné. Dostatek dat, který umožnil dojít k zajímavým výsledkům umožnilo až použití simulátoru, na kterém bylo možno se soustředit na podmínky vlastního měření a nezabývat se otázkami bezpečnostními.

3. Výsledky experimentů

Předkládané výsledky vznikly na základě souboru cca 60 měření vlivu únavy na řidiče. Měření probíhala během 24 hodin, během dne ve dvouhodinových intervalech a v kritických nočních hodinách 00 – 06 hod. v hodinových intervalech. Každý řidič nejprve během asi 10 minut sledoval volantem náhodné pohyby bodu na obrazovce (skoky o náhodné amplitudě v náhodných intervalech). Tím byly získány přechodové charakteristiky operátora, z kterých bylo možno zjistit změny v parametrech přenosu řidiče. Dále přešel testovaný řidič na simulátor, kde projížděl okruh s mírnými zatáčkami a převahou rovných úseků. Charakter trajektorie zjištěné na simulátoru byl porovnáván (u čerstvého řidiče) s charakterem trajektorie reálného automobilu na silnici. Ukázalo se, že charakter kmitů se v obou případech nijak významně neliší a že lze experimenty s usínajícím řidičem provádět na simulátoru. Byla měřena vzdálenost automobilu od pravého okraje vozovky.

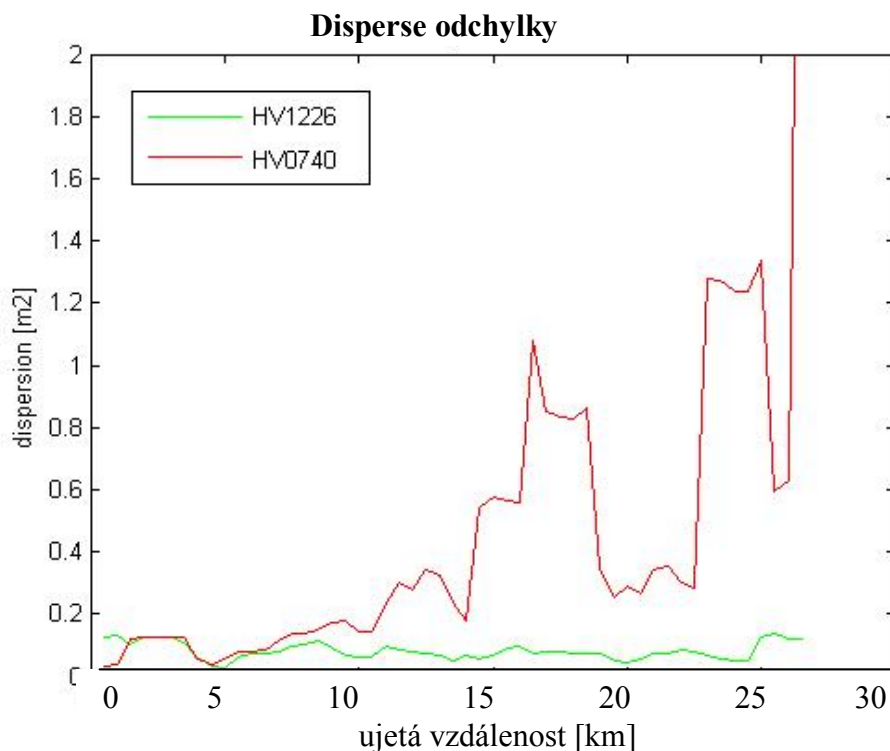
Při počátečních experimentech bylo trvání jedné jízdy na simulátoru kolem 10 min. změny statistických parametrů trajektorie jako realizace náhodného procesu byly mnohem méně výrazné, než byly změny zjištěné pomocí měření přechodových charakteristik.

Při prodloužení trvání jízdy na dvojnásobek (kolem 20 min.) se ukázaly mnohem zajímavější změny. Především:

- U čerstvého řidiče lze považovat průběh polohy za realizaci náhodného procesu, který je stacionární v disperzi. (střední hodnotu většinou nedrží ani čerstvý řidič)
- U unaveného řidiče jde o proces nestacionární v disperzi, před usnutím (před vyjetím z dopravního pruhu či ze silnice) velmi výrazně narůstá disperze.
- Vzhledem k nestacionárnosti realizace dostaneme mnohem výraznější změny použijeme-li klouzavého okna pro odhad disperze, než průměrováním přes celou realizaci.

Z těchto důvodů bylo pro vyhodnocování takového nestacionárního náhodného procesu použito klouzavého okna o šířce 2,5 km, které bylo posouváno s krokem 500m. Pro srovnání projetá dráha reprezentuje přibližně 30km a při dodržování požadované rychlosti 80 km/h trvá její projetí přibližně 22 min.

Nestacionarita procesu v disperzi je znázorněna na obr. 1., kde je porovnán vývoj disperze u čerstvého řidiče (HV1226) a řidiče na prahu usnutí (HV0740). Disperze s únavou zvolna narůstá, po větších nárůstech disperze dochází k částečnému probuzení, až v závěru řidič vyjede z dopravního pruhu. Další důležité zjištění je, že když řidič přichází a usazuje se v simulátoru, tak jej tato činnost natolik „probudí“, že prvních několik kilometrů ujede s disperzí srovnatelnou s disperzí čerstvého řidiče. To je důležité pro stanovení referenční úrovně pro případný alarm.



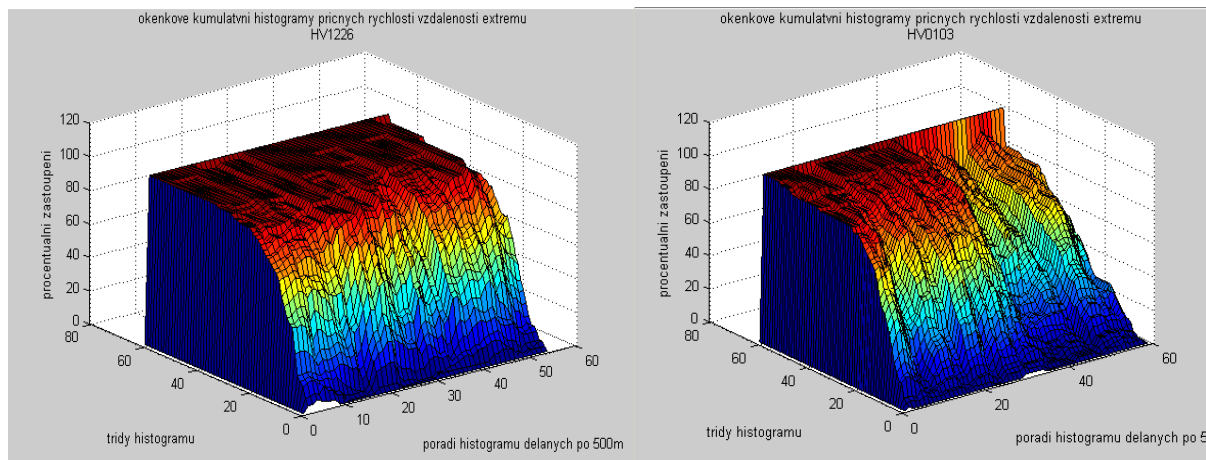
Obr. 1. Závislost disperze odchylyky měřené od pravého okraje silnice na ujeté vzdálenosti (době jízdy) pro čerstvého a silně ospalého řidiče.

Další zajímavé informace o psychofyziologickém stavu řidiče (o stupni jeho únavy) přináší příčná rychlost. V našem případě nebyla počítána příčná rychlost pro každý vzorek, ale byla zjišťována střední příčná rychlost mezi dvěma extrémy. Mezi dvěma korekčními pohyby volantu. Při rostoucí únavě se zvětšuje dopravní zpoždění a patrně i pásmo necitlivosti. To má za následek, že dochází k větším odchyilkám, které vyžadují rychlejší kompenzaci, tedy rychlejší pohyby volantu a tedy i větší změny příčné rychlosti. Prodlevy a následující rychlé zákroky mají za následek, častější výskyt odlehlých hodnot (velmi malých příčných rychlostí a velmi velkých příčných rychlostí). To se projeví jako vzrůst disperze, tedy zploštění histogramu. Vývoj histogramů v čase jde lépe graficky znázornit pomocí kumulativních histogramů, kde větší disperze znamená pomalejší nárůst histogramu. Na následujících dvou kumulativních histogramech jsou demonstrovány změny vyvolané růstem únavy.

Rostoucí únava způsobuje nárůst disperze, což se projevuje mnohem pozvolnějším růstem histogramů čemuž odpovídají hluboká „údolí“. Jak je zřejmé, řidič se z nějakého důvodu opět částečně vzpamatoval, ale po chvíli opět spadl do dalšího „údolí“.

Podobnou závislost vykazuje i amplituda jednotlivých extrémů. Kumulativní histogramy extrémů amplitudy odchylyky jsou pro stejného řidiče a stejné jízdy na dalších dvou obrázcích. Překvapující je, že frekvence extrémů se s únavou mění jen velmi málo. To souvisí zřejmě se skutečností, že lineární model řidiče použitý pro objasnění vzniku kompenzačních pohybů je jen velmi hrubou aproximací. Ve skutečnosti řidič funguje jako nelineární regulátor a přepíná dva typy činnosti. Část pohybu volantu je předem naučený reflexivní pohyb (tzv. balistická složka), kterým se řidič přiblíží k žádané poloze a pak teprve přepíná na zpětnovazební řízení, kterým kompenzační pohyb dokončí. Tyto dvě fáze lze poměrně dobře rozlišit na přechodové charakteristice, při prostém sledování bodu na obrazovce pomocí volantu. Do dosažení inflexního bodu na přechodové charakteristice převládá balistická složka a od něho dále převládá zpětnovazební složka. Obě složky jsou založeny zřejmě na jiných mechanismech. V případě, že by šlo o lineární systém měly by být obě složky vázány deterministickým

funkčním vztahem. Při měření se ukazuje, že jsou téměř statisticky nezávislé. Dále tomu nasvědčuje také to, že se balistická složka mění s únavou mnohem méně než složka zpětnovazební. Disperze amplitudy odchylky a příčná rychlost jsou veličiny poměrně málo statisticky závislé, takže poskytují více informace o únavě řidiče než každá zvlášť.



Obr. 2. Porovnání souborů kumulativních histogramů příčné rychlosti pro čerstvého řidiče (HV1226) a ospalého řidiče (HV0103).

4. Závěry

Uvedené změny vlastností trajektorie řidiče vlivem únavy byly zatím zachyceny jen u pěti řidičů, u kterých byl dostatečně dlouhý záznam trajektorie a u všech pěti byly tyto změny ve větší nebo menší míře potvrzeny.

Také nejsme schopni odlišit vliv dopravního zpoždění řidiče a vliv velikosti pásma necitlivosti. Možná, ale že to nebude nutné a prokáže-li se že zjištěné chování je společné převládající většině řidičů, mohlo by to být další zdrojem informace o únavě řidiče v kombinaci s dosud užívanými fyziologickými signály odvozenými převážně z očních pohybů.

5. Použitá literatura

- [1] Bittner R., Smrčka P., Vysoký P., Hána K., Poušek L., Schreib P.: Detecting of Fatigue States of a Car Driver. In: Medical Data Analysis. Lecture notes in computer sci. Brause R. W., Hanisch E. Eds., Springer, 2000.
- [2] Rajamani R., Zhu C., and Alexander L.: Lateral Control of a Backward Driven Front-steering Vehicle. *Control engineering practice*, vol. 11, pp. 531-540, 2003.
- [3] McRuer D.: Human Dynamics in Man - machine Systems. *Automatica*, vol. 16, pp. 237-253, 1980.

STUDENTSKÁ SEKCE – POSTERY

BEZKONTAKTNÍ MĚŘENÍ SÁLAVÉHO TEPLA V LÉKAŘSTVÍ

J. Březina*, K. Hána**, R. Fiala **

* ČVUT FBMI, Kladno

** Společné pracoviště ČVUT a UK, Albertov

jaroslav.brezina@datacollect.cz

Tato studie se zabývá bezkontaktním měřením sálavého tepla z vybraných částí lidského těla. Je součástí projektu, který má za úkol zjistit zda lze diagnostikovat disfunkci štítné žlázy pomocí sálavého tepla a určit nejefektivnější metodu. Součástí je sestavení, kalibrace a odzkoušení měřicího zařízení využívající infračervený senzor ST60R firmy Dexter Research Center, Inc.

V projektu bylo využito vlastnosti infračervených senzorů pro měření sálavého tepla. Emisivita byla zde nastavována automaticky na hodnotu 0,95. Za účelem přesné kalibrace přístroje byl vytvořen program pomocí Microsoft Excel. Vlastní měření probíhala vždy v místnosti za běžné pokojové teploty. Postup zde byl nastaven tak, že jsme nejprve aplikovali chladící medium a zaznamenávali kontinuálně průběh teploty při relaxaci. Poté byl přidán k měřicímu modulu zdroj proudícího vzduchu, který měl za úkol zvýraznit vliv chladícího media na teplotu části lidského těla, která byla měřena. Takto naměřená data měla vypovídající hodnotu větší než při prvním měření bez zdroje proudícího vzduchu. Jako vhodná místa na lidském těle byl zvolen hřbet ruky, předloktí, podbřišek a oblast mezi lopatkami. Jako nevhodnější část byl vyhodnocen hřbet ruky.

Předpilotní měření proběhlo ve třech různých vzdálenostech od měřeného objektu 3, 15 a 30 cm. Pro porovnání bylo provedeno i orientační kontaktní měření. Zde, stejně tak jako v ostatních měření, bylo použito již vyvinutého modulu a k dispozici byl údaj z A/D převodníku. Z takto získaných hodnot jsem vypočetl výstupní napětí odpovídající dané teplotě. U dotykového měření jsem z níže uvedeného schématu zapojení vypočetl měnící se odpor R. Z nám známé závislosti mezi odporem a teplotou u daného kontaktního snímače jsem vypočetl danou teplotu. U bezkontaktního měření jsem provedl ze známé charakteristiky výstupního napětí námi použitého senzoru ST60R na teplotě regresí výpočet funkce a následným dosazením jsem dopočetl odpovídající teplotu.

Pro pilotní měření byl navíc použit větráček umístěný u sondy, který měl za úkol vysušovat ethanol a tím zvýraznit ochlazování pokožky, respektive prodloužit čas, kdy je pokožka ochlazená. V této části projektu jsme správnost kalibrace, kterou jsem učinil na základě dostupných informací od firmy Dexter Reaserch Copany Inc. a zapojení, kterých jsme pro realizaci bezkontaktního měření užili, kontrolovali ještě pomocí infrakamery. Stejně tak jako v předpilotním měření jsme sledovali teplotu na několika bodech ruky a na bříše. Měření bylo ve všech případech prováděno přiložením měřicí aparatury. (vzdálenost senzoru 1,5cm).

Jak je vidět z naměřených hodnot, při použití větráčku dochází k intenzivnějšímu odpařování ethanolu a tím ke výraznějšímu poklesu teploty.

Naměřené výsledky včetně jejich interpretace budou popsány na posteru.

Tento výzkum byl podpořen Výzkumným záměrem MSM6840770012 Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II.

ANALÝZA POŽADAVKŮ NA MOBILNÍ DOHLEDOVÝ SYSTÉM PRO ZÁSAHOVÉ JEDNOTKY

V. Caithaml*, R. Fiala**, J. Kašpar**

* student 3. ročníku 1. lékařské fakulty UK v Praze, obor Zdravotnická technika

** Clever Technologies, s.r.o. Spin-Off firma Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze a 1. lékařské fakulty UK v Praze
vit.caithaml@centrum.cz

Ve své práci se zabývám analýzou požadavků na mobilní dohledový systém. Jedná se o mobilní telemetrický systém, který díky svým funkcím umožňuje monitorovat členy prvosledových týmů při zásahu. Smyslem dohledu je u tohoto systému prevence úrazů vzniklých při zásahu. K monitorování se používají biologické a obecně technické veličiny, které jsou bezdrátově přenášeny do PDA nebo notebooku. Celý systém je koncipován modulárně a lze jej tedy přizpůsobit konkrétním požadavkům. Mezi základní monitorované parametry patří tepová frekvence, teplota, poloha vůči zemi (stojí, leží, poklek) a pohybová aktivita. Systém dokáže rozpoznat např. nadměrnou fyzickou zátěž, stres způsobený zásahem, přehřátí organismu nebo kolapsové stavy. Získaná data se dají analyzovat a dále využít při zásazích nebo při výcviku, kde dohledový systém může fungovat jako výcvikový monitor.

Ačkoliv v názvu práce je analýza požadavků pro zásahové jednotky, detailně jsem se zaměřil pouze na jednu skupinu – hasičský záchranný sbor. U ostatních zásahových jednotek uvádím jen stručně možnosti využití tohoto systému. V první části své práce se zabývám typickými úrazy, které se stávají u hasičského záchranného sboru při zásahu. Uvádím konkrétní čísla ohledně úrazovosti z minulých let a také výčet všech zranění, která se stala v roce 2006 při zásahu na území hl. m. Prahy. Úrazy jsem rozdělil do skupin a analyzoval možnosti prevence těchto úrazů pomocí mobilního dohledového systému. Podařilo se mi najít konkrétní situace, při kterých by se dohledový systém z hlediska prevence osvědčil, např. prevence pádů při přetížení organismu, prevence popálenin, opařenin, prevence přehřátí atd. Stanovil jsem také základní technické požadavky na dohledový systém jako je výdrž baterií, odolnost použitého hardware a dosah signálu. Předkládám také vlastní návrh na vybavení hasičských stanic dohledovým systémem a hierarchické uspořádání systému dohledu. V další části popisují návrhy na vylepšení dohledového systému, jsou zde mé vlastní nápady, ale také nápady samotných hasičů, kteří se k dohledovému systému vyjadřovali pomocí dotazníků. Ze zajímavých nápadů bych alespoň uvedl implementaci hrudního pásu do speciálního spodního prádla nebo modul při použití dýchací techniky snímající dechovou frekvenci a tlak dýchacího média v zásobní lahvi. Krátce se také zabývám metodickými pokyny pro používání dohledového systému a na dvou konkrétních příkladech uvádím možnosti využití dohledového systému. Zde jsem vycházel z konkrétního případu, který se stal v roce 2006 v Praze – požár podzemní garáže poslanecké sněmovny Parlamentu ČR. V druhém příkladu uvádím použití dohledového systému jako výcvikového monitoru. Díky ochotě vedení Odborného učiliště požární ochrany Brno jsem mohl provést praktická měření k ověření analyzovaných požadavků z teoretické části a k ověření funkčnosti a použitelnosti dohledového systému v terénu.

Dohledový systém se právě nachází ve fázi testování, odlaďování a hledání finální formy pro konkrétní využití. Má práce byla zaměřena na hasičský záchranný sbor, u kterého se mi podařilo najít konkrétní a smysluplné využití mobilního dohledového systému. Má práce shrnuje základní požadavky na mobilní dohledový systém a také ukazuje směr, kudy by měla vést další cesta k nasazení dohledového systému v praxi.

POČÍTAČOVÁ VIZUALIZACE TROJROZMĚRNÝCH BIOMEDICÍNSKÝCH DAT

M. Gavalec*, M. Čapek* **

* Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, Kladno

** Fyziologický ústav AV ČR, v.v.i., Praha

michal.gavalec@fbmi.cvut.cz

Cílem této práce je vytvoření programu, který by umožňoval zobrazení skalárních trojrozměrných biomedicínských dat na běžném počítači. Takováto objemová data se dají získat prostřednictvím moderních zobrazovacích technik, jako je počítačová tomografie, magnetická rezonance, ultrazvuk, pozitronová emisní tomografie nebo laserová konfokální mikroskopie, které dnes mají v biomedicině nezastupitelnou úlohu.

Pro zobrazení trojrozměrných dat lze využít několik různých technik, různě výpočetně náročných. Předmětem našeho zájmu jsou tzv. objemové algoritmy (*direct volume rendering*), mezi které patří například metoda vrhání paprsku (*ray-casting*). Protože chceme použít běžný počítač se standardní grafickou kartou, jsou pro náš účel nejvýhodnější techniky založené na texturách. Grafické karty jsou dnes navrženy tak, aby urychlovaly vykreslování náročných scén v trojrozměrných počítačových hrách. Tyto scény jsou složeny z trojúhelníků pokrytých texturami.

K využití hardwarového urychlování na grafické kartě proto vytvoříme pomocnou geometrii a ze skalárních objemových dat vytvoříme trojrozměrnou texturu. Pomocná geometrie, tzv. *proxy* geometrie, je složena z trojúhelníků uspořádaných do jednotlivých řezů pomyslné krychle. Na řezy této krychle se s využitím trilineární interpolace napočítají obrazové řezy z trojrozměrné textury.

Zpracování dat na grafické kartě je realizováno v tzv. zobrazovacím řetězci (*rendering pipeline*), u dnešních karet s programovatelnými částmi - shadery (*vertex and pixel shaders*). Díky programování těchto částí je možné lépe ovládat konečný grafický výstup a dosáhnout tak např. mnoha zajímavých grafických efektů. Do vertex shaderu vstupuje poloha vrcholu trojúhelníku, souřadnice textury a transformační matice udávající směr pohledu. Pomocí těchto dat vertex shader vytvoří tzv. fragment, který už má danou polohu ve výsledném obraze, tak jako pixel, ale nemá přiřazenu žádnou barvu, pouze souřadnici odpovídajícího elementu trojrozměrné textury. Podle hodnoty tohoto elementu se fragmentu přiřadí barva v pixel shaderu a výsledkem je pixel konečného obrazu. Přiřazení barvy lze provést pouhým předáním hodnoty z elementu textury (jelikož jsou objemové textury zpravidla šedotónové, výsledkem pak bude zobrazení ve stupních šedi), nebo lze použít barevnou jednodimenzionální texturu jako převodní tabulku (*transfer function*) a přiřadit tak jednotlivým hodnotám různé barvy dle barevné škály převodní textury. Lze také ovlivňovat průhlednost každého pixelu a tím určovat, které úrovně objektu se zobrazí.

Vertex a pixel shadery se programují prostřednictvím tzv. efektového souboru (*effect file*) který je napsán ve speciálním programovacím jazyce HLSL. Vlastní program je potom napsán v jazyce C# s využitím technologie DirectX a vývojového prostředí Microsoft XNA. Výsledný program tedy umí zobrazovat objemová data jako trojrozměrný objekt, který lze otáčet, přibližovat a oddalovat pomocí myši či klávesnice. Je možné také měnit průhlednost a přepínat mezi zobrazením ve stupních šedi nebo ve dvou různých barevných škálách. Přímou v programu jsou na ukázkou nastavena pro zobrazení některá objemová data, která jsou volně k dispozici na internetu.

VYUŽITÍ TERMovIZE PŘI STUDIU LÉČEBNÝCH METOD KOMPLEXNÍHO REGIONÁLNÍHO BOLESTIVÉHO SYNDROMU

Z. Horáková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno
zuzana.horakova@fbmi.cvut.cz

Mezi časté zdravotní problémy, která trápí současnou populaci jsou onemocnění pohybového aparátu, ať už následkem rozličných úrazů nebo následkem obecně špatného držení těla. Ke specifickým onemocněním postihujícím pohybový aparát, zejména pak končetin, patří komplexní regionální bolestivý syndrom, dříve označovaný jako Sudeckův syndrom, který se projevuje především atrofií karpálních a tarzálních kostí a také postižením senzomotorických nervů, což prakticky znemožňuje léčbu postižených končetin. Jednou z možných léčebných metod je fyzikální terapie. K fyzikální terapii se využívají mimo jiné moderní termoplastické materiály. S pokrokem v oblasti termografie se stává termografické vyšetření jednou z perspektivních metod k objektivnímu hodnocení efektivity různých metod tohoto druhu léčby.

Jako základní zobrazovací vyšetření se nyní používá elektromyografie, která prokazuje postižení periferních nervů. Další zobrazovací vyšetření se používají ke stanovení strukturálních změn a etiologie onemocnění. Nejzásadnější význam má nukleární magnetická rezonance. Tato neinvazivní metoda umožňuje dokonalé anatomické zobrazení jak mozku a míchy, tak i periferních orgánů. V neposlední řadě se stále používá radioizotopová scintigrafie skeletu, prokazující zvýšený obrát kostního minerálu zejména v případech komplexního regionálního bolestivého syndromu.

Cílem tohoto projektu je klinická aplikace termovyšetření u specifických onemocnění postihující pohybový aparát a sudomotorických jevů, zejména končetin. Jedná se především o Sudeckův syndrom, problematiku Trigger points a aplikaci termoplastických ortéz a dlah).

Termografické vyšetření spočívá v měření elektromagnetického vlnění v infračervené oblasti z povrchu těla pacienta. Na měření má vliv především teplota v místnosti. Optimální teplota pro měření je 20°C. Plocha místnosti by neměla přesahovat 20m². Důležitým faktorem je také zajištění minimálního proudění vzduchu, odclonění vyšetřované osoby od zdrojů záření a v neposlední řadě nízká hodnota vlhkosti vzduchu. Před začátkem měření je důležité měřenou osobu nechat dostatečně dlouho zadaptovat na teplotu v místnosti ve které se bude vyšetřovat.

V rámci tohoto projektu budou pacienti podstupující jednotlivé léčebné metody měření pomocí termokamery E300 firmy FLIR. Získané údaje z termokamery budou podrobeny detailní analýze s cílem zhodnotit jednotlivé metody fyzikální terapie, které by měly napomoci léčbě komplexního bolestivého regionálního syndromu. K digitálnímu zpracování termogramu bude použit software firmy FLIR. Pro vyhodnocení bude použita desetibarevná vyhodnocovací paleta typu Medical s barevným rozlišením po 0,5°C.

KOMPLEXNÍ SYSTÉM ZÁSOBOVÁNÍ NEMOCNIC

M. Houdek

Krajská nemocnice Pardubice, Kyjevská 44, PARDUBICE
martin.houdek@fbmi.cvut.cz

V současné době je hospodaření nemocnic s finančními prostředky velmi špatné. Jedná se hlavně o státní sféru, nemocnice zprivatizované mají hospodaření daleko lepší a celkově je v nich s financemi lépe nakládáno. Je možné to změnit?

Současná metodika, jak zjistit ztrátová místa v celém systému nemocnice a mít jistotu, že tato zjištění skutečně povedou k úspoře financí, je najmutí auditorské firmy. Jejím úkolem je najít, kde všude se dá ušetřit ale v žádném případě to nesmí být na úkor kvality zdravotnické péče. Proto hledáme vhodnější alternativy pro nákupy, kalkulujeme náklady na logistiku, práci lidí, pronájem, energii a mnohé další. Ve výsledku po zvážení všech těchto položek můžeme najít jejich efektivnější způsoby realizace a navrhnout jejich následnou implementaci do procesu nemocnice bez omezení stávajících služeb.

V mnohých nemocnicích v České republice je již tento proces v průběhu, jiné se na něj připravují. Auditorské firmy:

- zanalyzují veškeré toky v nemocnicích
- provedou návrhy změn
- a vypočtou konečnou úsporu peněz

Celý tento proces je sice napsán třemi body, ale jeho realizace je mnohdy i několik let. Závisí to na mnoha faktorech:

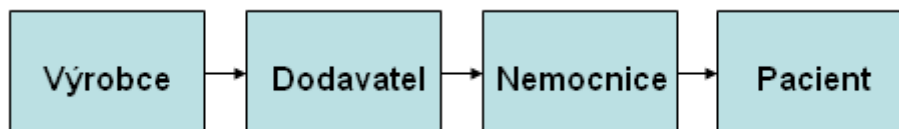
První je, že řešení nejsou vždy standardní pro všechny nemocnice. Každá z nemocnic jako celek potřebuje individuální přístup. To znamená, že i pro stejný problém ve dvou nemocnicích může být řešení a proces nápravy naprosto odlišný.

Druhým problémem je změna již zaběhnutého systému. Zvyk je železná košile a případné změny by se dotkly všech lidí uvnitř nemocnice.

Třetí problém je fakt, že auditorská firma musí ve svých analýzách dostat možnost nahlédnout a pracovat s číselnými údaji o hospodaření nemocnice a tyto informace jsou nejen velmi citlivé, ale i snadno zneužitelné.

Jak vidíme, celý proces s sebou přináší velká úskalí, ale v jeho závěru je nemocnice či zdravotnické středisko odměněno formou úspor, které se pohybují mnohdy i v milionech korun.

Nyní dostávám možnost se tohoto procesu sám zúčastnit a být jeho součástí. Mám prostor pro průzkum terénu a sám můžu navrhnout efektivní vylepšení. Abych mohl celkově popsat v diplomové práci toky v nemocnicích, půjdu cestou zdravotnického prostředku (ZP) od výrobce a distributora přes celou nemocnici až k pacientovi. Tím se dostanu na všechna místa a v každém popíšu a zhodnotím stávající situaci.



Cesta ZP

ROZHRANÍ HEALTH LEVEL 7

E. Hrbáčková*, J. Holčík*, J. Potůček**

* Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické, Kladno

** Winvet spol. s r.o., Praha

eva.hrbackova@fbmi.cvut.cz

Práce se věnuje mezinárodnímu standardu Health Level 7 (HL7) vytvořenému pro výměnu, správu a integraci dat v oblasti zdravotnictví. Po stručném nahlédnutí do historie HL7 je pozornost zaměřena na jeho základní komponenty a na strukturu relevantních HL7 zpráv (zprávy pro administraci pacientů, zadávání žádanek a hlášení výsledků).

Následuje přehled programů vyvinutých pro implementaci HL7 s důrazem na australský HL7Connect. Dále je podrobně popsáno, jak lze právě pomocí tohoto nástroje vytvořit skripty pro výměnu dat mezi dvěma různými informačními systémy, přesněji řečeno mezi jejich databázemi tak, aby byly splněny podmínky standardu.

Aplikace HL7Connect je samozřejmě také demonstrována na konkrétním případě – napojení holandského programu MwPharm (nástroj pro optimalizaci dávky léčiv u dialyzovaných pacientů) na stávající nemocniční informační systémy některých nemocnic v České republice (MEDICUS a AMEDIS).

NÁVRH A KONSTRUKCE SPECIALIZOVANÝCH BRÝLÍ PRO VYŠETŘENÍ V NEUROLOGII

J. Charfreitag

ČVUT FBMI

jaroslav.charfreitag@fbmi.cvut.cz

Příspěvek se zabývá návrhem a konstrukcí specializovaných brýlí pro sledování očních pohybů. Je dílčí součástí projektu, realizovaného ve spolupráci s neurologickou klinikou dospělých ve FN v Motole.

Základem práce je rozbor a návrh specializovaných brýlí za použití běžně dostupných součástí a doplňků s cílem vytvořit experimentální zařízení pro stimulaci a snímání očních pohybů. Motivem práce je realizace nového systému s využitím projekce za pomoci specializovaných 3D projekčních brýlí. Návrh specializovaných brýlí byl v první fázi realizován za pomoci programu SolidWorks a následně zhotoven z nejvhodnějších a cenově dostupných komponent.

Výsledkem práce je experimentální verze specializovaných brýlí, který umožňuje ověřit navrženou metodiku vyšetřování očních pohybů. Pro ověření funkce bylo realizováno několik testovacích měření. V současné chvíli je řešen problém ovládání těchto brýlí, měření aktuální polohy hlavy pomocí vestavěného akcelerometru s cílem vytvoření aplikace pro toto vyhodnocování. Současně je i cílem provedení základních lékařských měření a optimalizace navržené konstrukce z hlediska ergonomie.

VYUŽITÍ TERMovIZE V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE

B. Kaňková

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství,
Společné pracoviště biomedicínského inženýrství ČVUT a UK, Praha
barbora.kankova@fbmi.cvut.cz

Termovize, neboli infračervená kvantitativní termografie, je měřicí metoda pro bezkontaktní zjišťování dynamických teplotních polí na povrchu zkoumané oblasti. Je založena na detekci infračerveného záření vyzařovaného povrchem tělesa, v oblasti biomedicínského inženýrství se zajímáme především o živé organismy. Teplota, jako veličina určující tepelný stav biologické tkáně, poskytuje důležitou informaci o procesu, kterému je tkáň podrobována, proto je teplota jednou z nejčastěji vyšetřovaných veličin a jedním z nejdůležitějších parametrů při popisování fyziologických dějů. Infračervená kvantitativní termografie představuje zásadní skok v možnostech analýzy fyziologických funkcí v organismu přechodem od lokálního měření teploty k měření teplotních polí a to neinvazivně a bezkontaktně, proto tato metoda nachází uplatnění v řadě klinických aplikací.

Přes to, že jsou termovizní systémy v oblasti medicínského výzkumu poměrně hojně využívány, neexistuje žádná mezinárodní databáze standardů, která by mohla být výchozí pro výzkumnou činnost jak v medicínské tak v technické oblasti. Neexistuje jednotná metodika snímání, ani přesně definované podmínky měření. Výsledky řady publikovaných studií se proto značně liší. Dokonalý přehled o vlivech okolního prostředí a metodice snímání termogramů patří k základnímu know-how používání termovize.

Poster prezentuje současný význam termovize pro lékařskou diagnostiku, základní možnosti použití bezkontaktního snímání teplotních polí v oblasti biomedicínského inženýrství a jeho možné klinické aplikace. Představuje různé měřicí systémy, popisuje jejich typické uspořádání a uvádí jejich výhody a nevýhody pro použití v lékařské diagnostice. Věnována je pozornost možným zdrojům chyb, jejich eliminaci a způsobům řešení problémů emisivity při měření na živých objektech. Dále je podán přehled vlivu okolních podmínek pro úspěšné použití metody v diagnostické praxi i pro výzkumné účely v oblasti biomedicínského inženýrství. Zkoumána je vhodná teplota a vlhkost vzduchu v laboratoři v průběhu měření a způsoby monitorování a regulace těchto parametrů, vliv přítomnosti světelných zdrojů v laboratoři, vliv medikace a stavu pacienta na výsledky měření, doba potřebná pro aklimatizaci pacienta, atd.

Na základě výsledků těchto experimentů je navržena podrobná metodika pro vytvoření databáze norem nejčastěji analyzovaných oblastí zájmu při popisování fyziologických dějů probíhajících v lidském organismu. Tato databáze bude sloužit jako výchozí pro výzkumnou činnost společného interdisciplinárního pracoviště Českého vysokého učení technického v Praze, fakulty biomedicínského inženýrství a Karlovy univerzity v Praze, 1. lékařské fakulty. Prostřednictvím internetu však bude zpřístupněna i odborné veřejnosti. Řešeny jsou i možnosti zpracování a softwarové analýzy termogramů a to v obecné rovině i s přihlédnutím k možnostem publikování termogramů prostřednictvím internetové databáze. Navržen je způsob softwarového vyhodnocování statistických údajů ze sekvencí termosnímků pro potřeby databáze norem.

DETECTION OF BRAIN DISORDERS IN INFANTS

M. Tatiček, V. Řezáčová, V. Petrák, M. Kuchařová, K. Kánská, M. Jiřina

CTU Faculty of Biomedical Engineering, Kladno
katerina.kanska@fbmi.cvut.cz

Our goal was to create a classification framework (CF) as seen in Figure 1. to aide to diagnose the cerebral palsy. The input to our CF is data either from the video recording (2D data) or from a capturing device (3D data), the output of our CF is a real value number between 0 and 1. The value of 1 indicates that the infant is healthy, while the value of 0 indicates possibility of the brain disorder.

The input vector consists of six sensors, each with x, y, z-axis value. The sensors are placed on the head, the chest and on all extremities. An XML structure was used in order to store the history of the entire process. The structure contains the data from all blocks, including error reports and the additional information about the infant, such as date of birth, birth weight, height and others like the doctor in charge.

The CF consists of two phases. The training & testing phase (TTP) and the classification/recall phase (CRP). The purpose of the TTP is to prepare the training data. In order to increase the process speed, the training data is saved in an internal format. The CRP is the classification phase of the single infant, itself. Figure 1. shows the exact structure of the classification framework.

The input data consists of five recordings.

The three of them were from healthy infants and the two of them from the infants with detected brain disorders. The original data was sampled by the frequency of 25Hz. The original data was multiplied to 274 samples with the length of 1000 samples (40sec).

The feature generation module generated 13 parameters, some of them were related to only one sensor and others related to more. To sum up, we received 144 features. The feature selection finally selected 12 of them by the use of the forward selection method.

We used a k-nearest neighbors classifier for the classification. Its efficiency was 88%, specificity was 94% and sensitivity 73% on the testing data.

The result can be improved by generating more features, using additional methods of feature selection such as backward selection or genetic algorithms and by using more classification methods such as neural network classifier. This provides us with more results to work with.

The main disadvantage of the CF is that it is very demanding on computing time (dozens of hours). The classification phase itself is then short (matter of minutes). The main reason of this lag is the k-nearest neighbor classifier that is very demanding on the number of training data. It also requires more or less balanced data. It will be dealt with in the future.

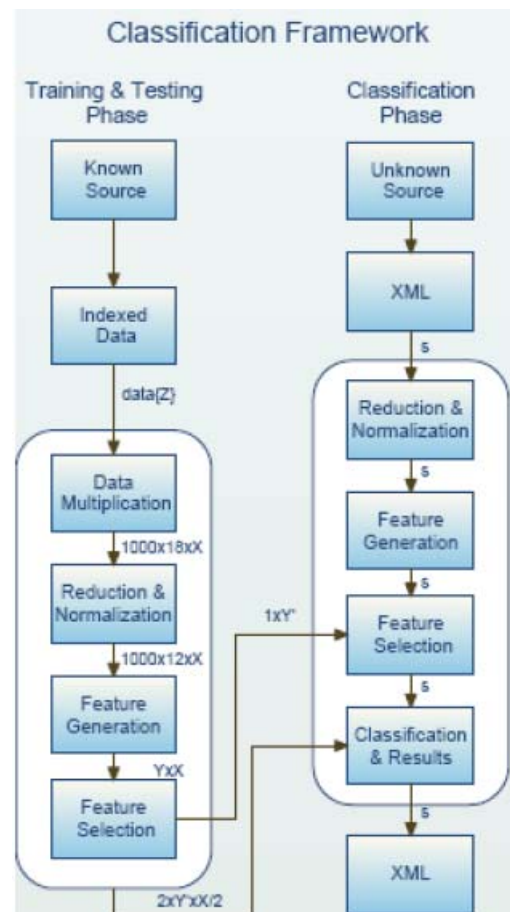


Figure 1. The structure of CF

SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ, MĚŘENÍ A ZOBRAZENÍ VEKTORKARDIOGRAMU PODLE FRANKA

M. Kohout, M. Podžorský, J. Chaloupka

ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství Kladno

michael.kohout@fbmi.cvut.cz

Cílem projektu je navrhnout systém pro snímání a měření vektorkardiogramu (VKG) se zobrazením VKG smyček na monitoru osobního počítače (PC).

Blokové schéma měřicího a zobrazovacího systému je na Obr. 1. Z těla pacienta se snímá celkem 7 biopotenciálů, které se následně váhují na Frankově odporové síti. Z odporové sítě se odebírají 3 kanály ortogonálních svodů U_x , U_y a U_z pro zobrazení VKG. K zajištění vysokého vstupního odporu jsou na vstupech odporové sítě zapojeny nízkoodběrové operační zesilovače AD822 ve funkci napěťového sledovače s vysokým vstupním odporem.



Obr. 1.: Blokové schéma systému pro měření vektorkardiogramu

Pro zesílení signálu a galvanické oddělení pacienta od síťového napětí slouží 3 izolační zesilovače typu AD202. Obvody mezi pacientem a izolačním zesilovačem se napájejí z akumulátorů, obvodová část mezi izolačním zesilovačem a PC je napájena ze síťového usměrňovače. K odfiltrování rušivého brumu 50 Hz se zvolila pásmová zádrž (notch filtr) v podobě integrovaného obvodu UAF42.

Přenos dat do počítače probíhá přes sériový port (COM). Z tohoto důvodu se pro digitalizaci signálu zvolil integrovaný 8-bitový sériový analogově/číslicový převodník (AČP), typ TLC549. Obvod má zabudovanou funkci Sample & Hold, která zajistí odebrání vzorku napětí a jeho neměnnost po celou dobu digitalizace. Digitální napětí uložené ve vnitřním registru obvodu se asynchronně načte do počítače před potvrzovací linky sériového portu. Nejedná se tedy o „klasický“ sériový přenos dat. Princip přenosu napětí v digitální podobě je podobný funkci posuvného registru. Počítač také řídí vzorkování signálu, které lze programově zvolit. Toto řešení má výhodu ve své jednoduchosti, není zde použit žádný mikrokontrolér. Maximální dosažená vzorkovací frekvence činí 2,4 kHz.

VKG smyčky, ale i 3 ortogonální svody U_x , U_y a U_z v čase se zobrazují na PC. Obslužný a zobrazovací program „Vektorkardiogram (VKG)“ je napsán ve vývojovém prostředí Borland Delphi 6 Personal. Měření ortogonálních svodů je možné v reálném čase, zobrazení smyček probíhá po doběhnutí měření. V programu se též volí vzorkovací frekvence. Program dále zobrazuje VKG smyčky ve 3 rovinách – horizontální, sagitální a frontální. Naměřená data je možné uložit do souboru a zpětně znova zobrazovat. Z programu je možné vytisknout zprávu obsahující VKG smyčky, jméno lékaře, pacienta, datum a čas.

Systém je dále ve vývoji. Naší prioritou je zvýšení rozlišovací schopnosti na 12-bitů, dále pak vyřešení přenosu dat přes rozhraní USB a vylepšení programového vybavení (jasová modulace VKG smyček, výběr určitého úseku signálu v čase, 3D zobrazení atd.).

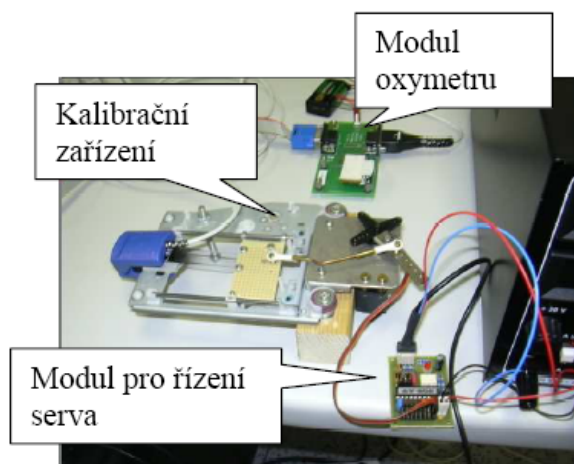
NÁVRH STANDARDU PRO KALIBRACI OXYMETRU

A. Král, P. Fitl

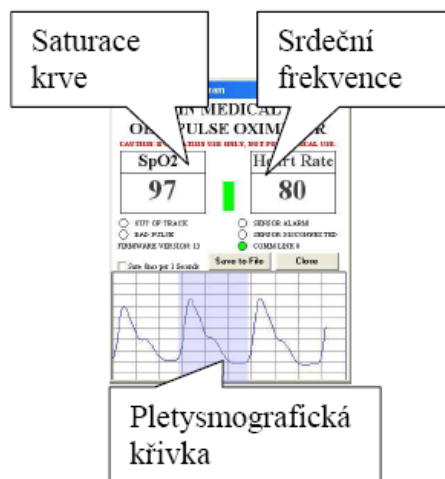
Katedra přírodovědných oborů, Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT
adam.kral@fbmi.cvut.cz

V současné době se klade poměrně veliký důraz na možnost prověřit správnou funkci seriově vyráběných lékářských přístrojů, jakým je například oxymetr.

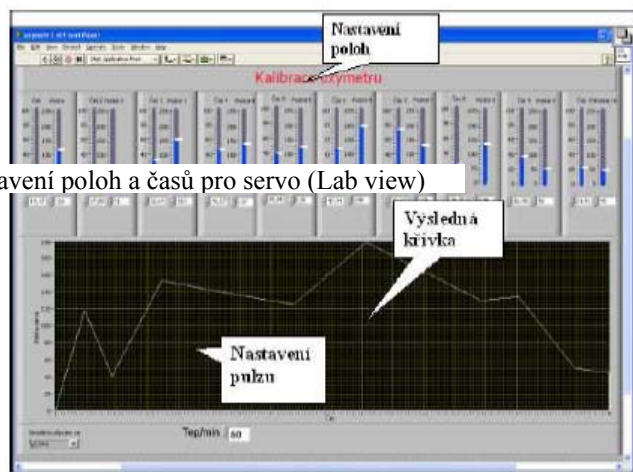
Zadavatel projektu firma EPSIMED s.r.o nám poskytla pro řešení projektu modul oxymetru s příslušným software a kalibrační zařízení vyrobené na strojní fakultě. Toto zařízení nemělo správné parametry pro potřeby kalibrace. Úkolem práce bylo v prostředí specializovaného programu FilmWizard navrhnout optické filtry simulující absorpci krve o různých hodnotách saturace kyslíkem a upravit kalibrační zařízení tzv. umělý prst tak, aby jeho parametry byly použitelné pro kalibraci seriově vyráběných oxymetrů.



obrázek: experimentální uspořádání



obrázek: zobrazování dat z měření oxymetru



obrázek: nastavení poloh a časů pro servo (Lab view)

Původní kalibrační zařízení bylo tvořené stejnosměrným elektromotorem, který jsme nahradily servomotorem. Servomotor je mechanicky propojen se speciálním gradientním filtrem. Poloha gradientního filtru je řízena programem vytvořeným v prostředí NI LabView 8.2. V programu můžeme nastavit 10 poloh serva a dobu, po které servo v daných polohách setrvá. V průběhu řešení bylo nutné měnit nastavení programu tak, aby oxymetr byl schopen parametry umělého prstu změřit. Povedlo se nastavit takové polohy, že

připojený oxymetr začal ukazovat platné hodnoty saturace a tepu. V průběhu dalšího řešení bude nutné dále posoudit, zda námi navržený standard je použitelný pro praxi.

ELEKTRONICKÝ DYNAMOMETR

P. Kudrna, J. Chaloupka

Department of Biomedical Instrumentation, Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University, Nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno, Czech Republic
petr.kudrna@fbmi.cvut.cz

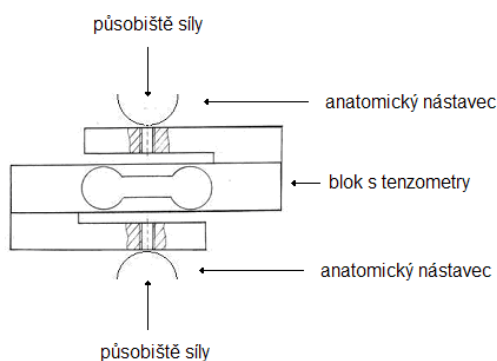
Dynamometr je zařízení schopné zaznamenávat průběh příčiny pohybu – průběh síly. Díky časové závislosti síly $F=f(t)$ lze zkoumat pohyb i z hlediska dynamiky a na základě této závislosti zjišťovat účinnost rehabilitačních technik a postupů.

Elektronický dynamometr navržený a zkonstruovaný na katedře biomedicínské techniky FBMI je určen pro snímání sil mezi palcem a ukazovákem, po snadné výměně anatomicky tvarované rukojeti je možné dynamometr využívat pro měření stisku celé ruky.

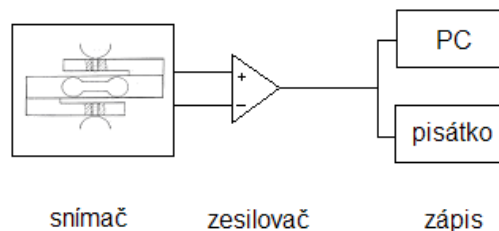
Základem dynamometru je tenzometrický siloměr LUKAS S-39, určený pro přesné měření tahových a tlakových sil do velikosti 500 N.

Průběh síly $F=f(t)$ je možné zapisovat např. pomocí pisátek využívaných u starších modelů EKG přístrojů nebo pak ve spojení s PC zobrazovat na monitoru. Využití PC naskýtá mnohem více výhod, ať se již jedná o dlouhodobé uchování dat jednotlivých pacientů, tak možnost pohodlného porovnávání jednotlivých výsledků měření.

Pro měřicí zařízení je předpokládáno uplatnění v rehabilitačních centrech.



Uspořádání snímače



Soustava elektronického dynamometru

LÉČENÍ VAROZITY A VALGOZITY POMOCÍ ORTÉZ

T. Lesňák*, J. Čulík*, I. Mařík**

* České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

** Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu v Praze

tomas.lesnak@fbmi.cvut.cz

Léčení varozity a valgozity ortézami s ohybovým předpětím se týká růstového období. Při řešení této práce byl kladen cíl na zjištění hodnoty síly, která startuje léčebný proces, tedy remodelaci kosti. Pozorováno bylo devět pacientů po celou dobu jejich léčby.

Varozita či valgozita je deformita dolních končetin v oblasti articulationis genu. Jedná se o odchylku mechanické osy dolní končetiny mediálně či laterálně od středu kolenního kloubu. U valgozity tato osa prochází laterálně od středu kolenního kloubu, u varozity mediálně.

Ortézy, využívající ohybové předpětí pro korekci těchto vad navrhl Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc. z Ambulantního centra pro vady pohybového aparátu v Praze. Ortézy se individuálně zhotovují z termoplastických hmot ve firmě Ortotika s.r.o. v Praze Motole. Ortéza se skládá ze dvou dílů spojených kloubem a pružinovým fixátorem, který slouží pro nastavení požadované korekční síly. Ortézy se nasazují na noc, doporučená doba působení pro dosažení remodelačního léčebného účinku je 10 hodin denně.

U pozorovaných devíti pacientů bylo v průběhu celého léčebného procesu zaznamenáváno několik potřebných údajů k výpočtu. Hodnoty byly měřeny na RTG snímcích (délka femuru, délka tibie, průměr femuru v distální fýze, průměr tibie v proximální fýze, střed kolene od země, délka ligamentum collaterale fibulare et tibiale). Velice důležitým údajem byla intermaleolární vzdálenost ve stoje a v leže pacienta. Hodnocena byla i základní antropologická a antropometrická data a údaje o ortézách (doba působení, začátek a konec léčení).

Do navrženého výpočtu bylo předpokládáno, že stlačením měkké tkáně končetiny působení ortézy způsobí 40% z celkové změny tibiofemorálního úhlu (TF úhlu). 10% změny TF úhlu způsobí deformace ortézy a zbylých 50% změny TF úhlu připadá na deformaci resp. protažení postranních kolenních vazů.

Navrženými vzorci pro výpočet byly zjištěny výsledky stavu napětí v zevním postranním vazů a hodnoty napětí v růstové epifýze femuru. Pro klinickou praxi je nutné znát tyto hodnoty, při kterých dochází v tažené části k rychlejšímu růstu kosti a tím se eliminuje defekt kosti. Přehled vypočteného stavu napětí a silových účinků ortéz, které modelaci kosti s úspěchem nastarovali je v tabulce.

Pacient číslo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
σ_v [MPa]	13,538	12,491	7,249	12,143	12,434	14,318	9,703	12,627	12,888
σ_{F-max} [MPa]	0,0878	0,2097	0,0221	0,388	0,1771	0,2984	0,4025	0,2874	0,565

Přehled výsledných napětí ve vazů a v růstové zóně femuru pro devět pozorovaných pacientů.

Průměrná hodnota v ligament collaterale fibulare je $\sigma_v = 11,93267$ MPa.

Průměrná hodnota stavu napětí v růstové zóně resp. fýze femuru, při které došlo u pozorovaných pacientů k nastartování remodelaci kosti byla $\sigma_{F-max} = 0,2709$ MPa.

MONITOROVACÍ A VYHODNOCOVACÍ SYSTÉM PRO KONVENČNÍ A VYSOKOFREKVENČNÍ UMĚLOU PLICNÍ VENTILACI

R. Matějka

ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského Inženýrství, Kladno
roman.matejka@fbmi.cvut.cz

Konvenční umělá plicní ventilace (CV) bývá i přes svůj léčebný účinek mnohdy příčinou závažného plicního poškození a často i oběhových a dalších komplikací. Hledání ventilačních režimů, které minimalizují tyto negativní efekty a dokáží zajistit dostatečnou výměnu plynů i v případě selhání CV, vede k zavádění nekonvenčních ventilačních režimů.

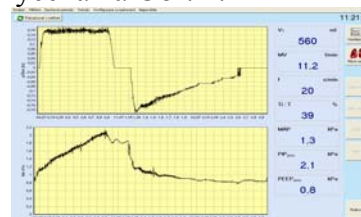
Cílem práce je navrhnout a zrealizovat monitorovací systém umělé plicní ventilace, který bude schopen monitorovat proximální tlak a průtok a dále měřit oesofageální a intrabdominální tlaky. Systém musí v reálném čase z těchto hodnot vyhodnocovat ventilační parametry a mechanické parametry respirační soustavy. Důraz je kladen na dlouhodobou stabilitu systému, bezpečnost pro pacienta a možnost jeho využití pro CV i pro vysokofrekvenční ventilaci (HFV).

Navržený systém se skládá hardwarové měřicí části (HW) a originálního vyhodnocovacího software (SW). Měření průtoku a proximálního tlaku je realizováno na clonece, jež je vřazena mezi výstup ventilátoru a endotracheální kanylu. Dále je možno k systému připojit senzor pro měření tlaku v oesofageálním balónkovém katétru, Foleyův transuretrální katétr, případně ještě další 2 senzory (např. arteriální tlakový senzor apod.). Všechny měřené signály jsou HW filtrovány, vzorkovány frekvencí 1600 Hz a přenášeny do počítače pomocí protokolu TCP/IP. Bezpečnost systému byla vyřešena bezdrátovým připojením k PC pomocí WiFi a oddělením napájecího napětí oddělovacím transformátorem. HW část je zachycena na Obr. 1.



Obr. 1 – HW měřicí část s připojenou clonkou.

SW vyhodnocení ventilačních a plicních parametrů probíhá v několika fázích. Data jsou nejprve načtena z měřicího zařízení a filtrována digitálními filtry (metoda Savitzkého a Golaye, mediánový filtr a klouzavý průměr). Digitální filtry jsou vybírány podle ventilačního režimu a jejich parametry se dynamicky mění podle dechové frekvence. Z těchto vyfiltrovaných dat je pomocí detekčního algoritmu nalezen počátek a konec dechové periody. Následně dochází k vyhodnocení ventilačních a plicních parametrů – zejména průběhu alveolárního tlaku a hodnot mechanických parametrů respirační soustavy. Algoritmy pro výpočet alveolárních parametrů jsou převzaty z [1]. Změřená i vypočítaná data jsou ukládána do databázového systému, ve kterém je následně možné procházet jednotlivé průběhy, zobrazit trendy, ventilační křivky apod. Obrazovka vyhodnocovacího SW je zachycena na Obr. 2.



Obr. 2 – vyhodnocovací SW

Systém byl testován experimentálně při animálních experimentech (laboratorní králíci) a pilotně i v klinické praxi. K ověření přesnosti byl použit komerčně dostupný monitorovací systém Florian (Acutronic Medical Systems, Zug, Švýcarsko).

Práce byla podporována VZ MŠMT ČR č. MSM 6840770012.

Literatura: [1] Roubík, K., Zábrodský, V., Krejzl, J.: *Elektrická analogie respirační soustavy pro vysokofrekvenční umělou plicní ventilaci*. Lékař a technika. 2002, roč. 33, č. 4, s. 105–111. ISSN 0301-5491.

NOVÉ MATERIÁLY PRO IMPLANTÁTY

J. Nápravník

ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství
jakub.naprvnik@fbmi.cvut.cz

Tato práce se zabývá novými materiály používanými pro bioimplantáty. Cílem práce je popsat mechanické, fyzikální, chemické a biologické vlastnosti materiálu Medpor[®] a porovnat je s jinými běžně dostupnými materiály, jako např. silikon.

Použití nových materiálů v plastické a rekonstrukční chirurgii zaznamenalo velký nárůst v souvislosti s rozvojem chirurgických technik na opravu poškození, nárůst tkáně a stabilizaci kostí. Ideální materiál pro toto použití by měl být non-alergenní, nekarcinogenní, sterilizovatelný, snadno tvarovatelný a neměl by být odmítán hostitelskou tkání. Materiály určené pro nárůst tkání by měly mít nízký stupeň resorpce a distorze.

Biomateriál Medpor je vysokomolekulární porézní polyetylén s provázanou strukturou pórů, které umožňují vrůst hostitelské tkáně. Využívá se především v oftalmologii a na implantáty pro chirurgii obličeje a hlavy. Pro stejné účely se používá i materiál Turkish Delight[®]. Při porovnání těchto materiálů nevykazuje Medpor žádnou resorpci ani distorzi a je dobře stabilizován okolní tkání. Turkish Delight také umožňuje vrůst tkáně, ale v porovnání s Medporem vykazuje mnohem větší míru resorpce a volnější spojení s okolní tkání.

V porovnání s hladkými materiály, jako je např. silikon, má Medpor lepší výsledky v procesu přijímání organismem. Hladké materiály jsou předurčeny k zapouzdření a pohybu v tkáni, což je jednou z hlavních příčin pozdějších komplikací.

MĚŘENÍ BIOIMPEDANCE U KONÍ

L. Nešvera, K. Hána, R. Fiala, J. Holčík, P. Smrčka, J. Kašpar

ČVUT FBMI v Praze, Společné pracoviště biomedicínckého inženýrství 1. LF UK a FBMI
ČVUT v Praze, Praha
cz Leon@seznam.cz

Práce se zabývá problematikou bioimpedance, měřením průtoku krve cévním řečištěm koňského těla neinvazivní metodou. Hlavním cílem zde bylo navržení míst pro snímání požadovaných biosignálů a pořízení dostatečného množství záznamů pro další zpracování.

V období od srpna 2006 do března 2007 bylo pořízeno a následně zpracováno 146 záznamů z devíti koní. Z těchto koní jsou čtyři v soukromém vlastnictví, dva jsou „majetkem“ Fakulty veterinárního lékařství, Katedry chorob koní v Brně a tři koně ve vlastnictví Městské policie Kladno.

Po základním zpracování získaných dat z měření byla navržena místa vhodná pro opakovatelné snímání signálů bioimpedančním měřením.

Měření bioimpedance by mělo pomáhat veterinárním lékařům při vážných operacích koní předcházet potenciálním komplikacím. Lékaři tak budou moci včas a popřípadě přesněji reagovat na situace způsobené neznámými aspekty. Další možnosti využití bioimpedance jsou například v diagnostice kardiovaskulárního systému.

Na základě výsledků tohoto a dalších dvou projektů byl podán a Úřadem průmyslového vlastnictví udělen užitečný vzor č. 17353 autorů Hána, Smrčka, Nešvera, Holčík, Fiala, Hanák, Kašpar: *Zařízení pro snímání a/nebo monitorování a/nebo analýzu fyziologických signálů z povrchu těla koně*, po provedené patentové rešerši byla podána i stejnojmenná přihláška k vynálezu PV2007-19 *Zařízení pro snímání a/nebo monitorování a/nebo analýzu fyziologických signálů z povrchu těla koně*, která je v tuto chvíli v patentovém řízení.

Tento výzkum byl podpořen Výzkumným záměrem MSM6840770012 Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínckého inženýrství II.

VYUŽITÍ KOMPLEXNÍ DEMODULACE PRO ČASOVĚ FREKVENČNÍ ANALÝZU VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU

V. Petrák, P. Kozelek

Fakulta biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze
vaclav.petrak@fbmi.cvut.cz

Komplexní demodulace je jedna z metod, které je možno využít pro časově frekvenční analýzu signálů. Cílem této práce bylo vyzkoušet její vlastnosti na uměle generovaných a reálných signálech a porovnat ji s metodou založenou na krátké Fourierově transformaci.

Metoda komplexní demodulace spočívá v posunutí frekvenčního spektra signálu tak, aby se frekvence, která nás zajímá, byla posunuta na nulový kmitočet. Zbylé nenulové frekvence se odstraní filtrací dolní propusti. Zbude tak pouze daná frekvenční složka. Takto postupně získáme všechny frekvenční složky obsažené v signálu. Metoda je limitována vlastnostmi filtru.

K testování metody byly použity uměle generované signály, například chirp signál: lineárně, kvadraticky či logaritmicky rostoucí chirp signál, křížový chirp signál či paralelně rostoucí chirp signál. Délka uměle generovaných signálů, jejich frekvenční rozsah a vzorkovací frekvence odpovídaly reálným signálům určeným k analýze. Časově-frekvenční spektrum získané komplexní demodulací poskytovalo lepší rozlišení v časové i frekvenční oblasti než metoda založená na krátké Fourierově transformaci.

Reálné signály určené k analýze byly posloupnosti délek RR a QT intervalů z EKG signálu koní. Původní signály, které již z principu byly vzorkovány s nekonstantní vzorkovací periodou, byly převzorkovány na 10 Hz. Před aplikací metody komplexní demodulace byly ze signálů odstraněny nejnižší frekvenční složky (trendy) filtrací horní propusti. Odstraněním trendů byla z posloupností RR intervalů získána variabilita srdečního rytmu (HRV). Předpokládalo se, že by se v časově frekvenčním spektru měly objevit frekvenční složky odpovídající funkci sympatiku a parasympatiku.

Při analýze reálných signálů vykazovala metoda komplexní demodulace lepší rozlišení v časové i frekvenční oblasti. Přesto se výsledné spektrum z reálných signálů jeví jako směs různých komponent, ve které nebylo možné jednoznačně určit komponenty odpovídající funkci sympatiku a parasympatiku.

SLEDOVÁNÍ POHYBU RUKY U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU CHOROUBOU

O. Rozinek, V. Hudák, Z. Szabó

Katedra biomedicínské informatiky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

ondrej.rozinek@fbmi.cvut.cz

Příspěvek se zabývá technickým řešením snímání pohybu ruky u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Pohyb ruky pacientů, kteří trpí motorickou poruchou pohybu, je nahráván pomocí dvou kamer. Jedná se o takzvané stereo snímání obrazu, kde dvě kamery snímají pohybující se ruku ze dvou různých pohledů. Pro usnadnění sledování pohybu ruky jsou na ní umístěny čtyři značky, kontrastní vůči pozadí. Záznam pohybu ruky je následně zpracován a na jeho základě vytvořena simulace pohybu ruky s ohledem na rychlost, délku a tvar trajektorie pohybu. Tato data by měla pomoci lékaři s určením účinnosti podaných medikamentů, jenž mají zlepšit motoriku pacienta.

Samotný proces snímání a vyhodnocení pohybu ruky můžeme rozdělit na několik částí. Na kalibraci kamer, snímání a vyhodnocení polohy jednotlivých značek, rekonstrukci pohybu a jeho následnou analýzu.

Kalibraci kamer provádíme v programovém prostředí MATLAB. Pro její provedení je třeba na začátku snímání umístit do zorného pole obou kamer kalibrační obrazec s černobílou šachovnicí o známé délce hran jednotlivých čtverců. Výstupem kalibrace jsou vnitřní a vnější parametry kamer, které popisují, jakým způsobem se promítá snímaná scéna do jednotlivých pohledů kamer. Tyto parametry nám poté umožňují 3D rekonstrukci sledovaných objektů (značek). Značky jsou umístěny na pacientovu ruku následovně: První značka se přilepí na objekt, který pacient rytmicky přemísťuje, druhá na kloub ukazováčku, třetí těsně před zápěstí a čtvrtá na předloktí. Toto rozložení je výhodné vzhledem k analýze pohybu zápěstí, při kterém dochází ke změně úhlu trojúhelníka, tvořeným souřadnicemi těžišť druhé, třetí a čtvrté značky. Zkoumaný úhel je při vrcholu souřadnice těžiště třetí značky trojúhelníka. Pacient má za úkol uchopit rukou předmět a co nejrychleji jej přemístit na označený cíl. Tento postup je několikrát opakován. Pohyb ruky je snímán kamerami a poté vyhodnocován off-line v MATLABu.

Při detekci značek jsou využity rozdílové snímky, které určují oblast v rámci obrazu, kde se pohybuje ruka. Pomocí segmentace RGB složek jsou určeny pozice jednotlivých značek a následně jejich těžiště. Algoritmus též rozpozná, zda se jedná o snímání z bokorysu nebo z půdorysu. Těžiště v dalších snímcích definují střed čtverce pro predikci pohybu značek. Oblasti pro detekci se zmenší a výpočet se tak zrychlí. V predikovaných oblastech se kromě segmentace RGB složek využívá také Houghova transformace. Výstupem jsou těžiště značek v posloupnosti snímků. Z nich se určuje trajektorie, rychlost a zrychlení pohybu ruky. Data z časově synchronizovaných videosekvencí z bokorysu a půdorysu jsou rekonstruované v 3D prostoru.

Prezentovaná práce je součástí týmového projektu KaSyRe (Kamerový systém pro rehabilitaci motorických poruch) na Fakultě biomedicínského inženýrství, ČVUT v Praze a byla částečně podporována grantovým projektem MSM6840770012 Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky.

VYHODNOCOVÁNÍ OKAMŽITÉ POLOHY HLAVY A TĚLA

V. Chadima, L. Chaloupka, M. Smolaga

Studenti bakalářského studia Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze
smolaga@seznam.cz

Příspěvek se zabývá bezkontaktní metodou měření polohy hlavy založenou na vyhodnocení digitálních snímků a kraniokorpografii využívající videotechniku. Popisovaná metoda je určena k využití především v oboru neurologie.

Byl navržen a realizován univerzální stojan, který je lehký a přenosný. Současně se jedná o řešení, které umožňuje integraci uvedených metod a ještě také plošiny měřicí posturografie. Na stojanu mohou být připevněny digitální fotoaparáty, černobílé miniaturní kamery a nebo specializovaný videosystém pro snímání velkého zorného pole. Digitální fotoaparáty, videokamera a popř. zpracování videosignálu jsou obsluhou ovládány pomocí programového vybavení, jehož vývoj byl také součástí této práce. V rámci experimentů na neurologické klinice dospělých ve FN Motol bylo realizováno několik měření.

V současné době se práce soustředí na optimalizaci snímacích podmínek, justáž systému, kalibrační postupy a též na systém bezdrátového přenosu signálu a obrazu.

Velmi důležitým se jeví kalibrační zařízením, které sestává z krokového motoru a planetové převodovky s převodem 1:80. Toto zařízení je schopno reprodukovatelně nastavit setiny až tisíce stupně. Vzhledem k požadované přesnosti vlastního zařízení 0,1 až 0,2 stupně je to ve vhodné relaci. Nicméně toto zařízení dokáže realizovat kalibraci pouze při rotaci. Z hlediska extenze, flexe a inklinace byl navržen speciální úhloměr. Počáteční experimenty naznačují, že uvedená přesnost je zachována a dosahuje právě desetin stupně.

Pro nastavení totožnosti obou optických os fotoaparátu, nebo videokamer byl navržen speciální justážní přípravek, který umožní aby obě optické osy obou fotoaparátů, nebo videokamer byly opravdu totožné. Celý justážní mechanismus bude možné ustavit do rovnováhy pomocí minutové vodováhy. Justážní přípravek bude sestávat z: kolimačních objektivů, záměrných značek, světelného zdroje a společného tubusu.

Podrobně lze justážní zařízení popsat následovně. Kolimační objektivy se nastaví na nekonečno axiálním posuvem v tubusu. Rovnoběžnost optických os se najastuje příčným posuvem jedné se záměrných značek. Vzhledem k požadavku, aby byly optické osy rovnoběžné s mechanickou osou tubusu, je nutné provést justáž obou záměrných značek. Tento tubus by se pak vložil mezi obě kamery a ty by se úhlově nastavily tak, aby se záměrné značky zobrazily do středu zorného pole na monitoru, který slouží k zobrazování aktuálního videosignálu pro případy nastavení systému z hlediska výšky pacienta. Při tomto ustavení je třeba, aby obě kamery byly zaostřeny na nekonečno. Protože při snímání hlavy jsou kamery zaostřeny na konečnou vzdálenost, je nutné, aby optické osy obou kamer byly nejen rovnoběžné, ale musí být totožné. Ve vertikálním směru bude tento požadavek zajištěn mechanickou konstrukcí. Vzhledem k tomu, že tuto justáž je třeba provést i v horizontálním směru, bylo by možné použít ještě jeden velmi podobný přípravek, který by se lišil jen tím, že by neobsahoval kolimační objektivy, kamery by se zaostřily přímo na značky a příčným posuvem kamer by se opět dosáhlo ztotožnění obrazu záměrné značky se středem zorného pole kamery. V posledním kroku by se pak pomocí dvojitého kolimátoru ještě ověřilo, že příčný posuv nezpůsobil úhlové natočení kamer. Tímto postupem by se dosáhlo ztotožnění optických os obou kamer.

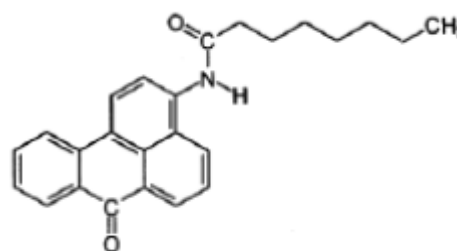
Práce byla podpořena z VZ Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II., MSM6840770012 realizovaného na FBMI ČVUT.

TIME-RESOLVED FLUORESCENCE SPECTROSCOPY OF MOLECULAR PROBES FOR BIOMEMBRANE STUDIES

T. Staněk

Dept. of Physical Electronics, Faculty of Nuclear Sciences & Physical Engineering, Czech Technical University, V Holešovičkách 2, 180 00 Prague 8, Czech Republic
stanekt1@troja.fjfi.cvut.cz

This contribution presents some results of our recent research of new fluorescent probes for biomembrane studies. A fluorescent molecule, when localized at a well-defined spot within a biological or synthetic membrane reports not only on local properties, but also on the dynamics of its microenvironment. Solvation dynamics of the probe's microsurrrounding is monitored via ps/ns time-resolved fluorescence spectroscopy. To measure and reconstruct timeresolved fluorescence emission spectra, laser pulse excitation and Time-correlated Single Photon Counting (TCSPC) fluorescence detection technique were used. Home-developed software allowed for the solvation dynamics analysis. We followed an advanced method, as developed by Hof et.al.(see e.g. Hof, Hutterer, Fidler (Eds.): *Fluorescence Spectroscopy in Biology*, Springer 2005).



Electronic excitation of a probe molecule from its ground to higher electronic excited states is usually connected with a change of the permanent dipole moment of this molecule. At such a moment, solvent molecules in the closest vicinity of just newly excited probe are forced to gradually rearrange themselves into positions energetically more favorable with respect to the excited probe new dipole moment. This process is called solvent relaxation. During this process the fluorescence emission maximum frequency continuously shifts towards the red part of the spectrum.

In the study reported here, ABaC-7 (N-capryloyl-3-aminobenzanthrone), ABaC-15 (N-palmitoyl-3-aminobenzanthrone), ABaC-19 (N-nonadecanoyl-3-aminobenzanthrone) in DPPC (1,2-dipalmitoyl-sn-glycero-3-phosphocholine) small unilamellar vesicles at 49 °C were investigated. It was expected that the probes would be embedded near the membranewater interface. The results indicate different localization of ABaC15 and ABaC19 in DPPC bilayer. The molecules of ABaC-15 sense more water molecules in the vicinity and thus are localised closer to the membranewater interface, whereas ABaC-7 molecules proved to be spread aminy environments with different properties that are even closer to the membranewater interface. We show that ABaC-15 and ABaC-19 are useful tools as new probes for membrane dynamics studies.

Acknowledgement:

This work was carried out in M. Hof's laboratory at J.Heyrovský Institute of Physical Chemistry, AS CR, and V. Fidler's laboratory at the Dept. of Physical Electronics, CTU, both in Prague. New compounds for this study were synthesized by M. Nepraš's group at TU Pardubice, CR.

FANTOMY PRO SLEDOVÁNÍ TEXTURÁLNÍCH PARAMETRŮ SNÍMKŮ NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÉ REZONANCE

A. Strnadová

Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno
strnadovaadela@centrum.cz

Každý přístroj nukleární magnetické rezonance (NMR) je z hlediska výsledných texturálních parametrů obrazu originální individuum. Z tohoto důvodu nejsou obrazy téhož objektu pořízené dvěma různými přístroji NMR identické. Při současném stavu informačních technologií, kdy je možno snímky uložené v databázi prohlížet na různých pracovištích, případně porovnávat vývoj onemocnění na snímcích z jiného pracoviště, je nezbytné vyloučit individuální zobrazovací vlastnosti jednotlivých přístrojů.

Klíčem k vyřešení tohoto problému je vytvoření systému, který by zajistil normalizaci jednotlivých obrázků tak, aby se stejná tkáň zobrazovala se stejnými výslednými parametry.

Obecně existují dva přístupy, kdy první přístup je založen na myšlence, aby všechny NMR přístroje byly identické. Tuto podmínku nelze splnit, neboť by všechny NMR přístroje musely být v identických podmínkách (zvláště z hlediska elektromagnetického pole). Druhým přístupem je vytvoření „normálů“ (fantomů), které by měly přesně definovanou strukturu, jejichž zobrazením v NMR by byl zajištěn identický objekt a tím by bylo možné „přepočítat“ parametry obrazu tak, aby všechny „normály“ byly zobrazeny stejně.

Pomocí fantomů lze měřit parametry jako je např. tloušťka řezu, orientace řezu, homogenita magnetického pole a radiofrekvenční signál. Fantomy pro sledování texturálních parametrů NMR snímků jsou směsí dvou a více materiálů o různých hodnotách daného parametru pro dosažení rozdílné intenzity signálu.

Naším úkolem je vyrobit fantomy, které generují texturální parametry, jež jsou srovnatelné s texturálními parametry NMR obrazu mozkové tkáně. Fantom se skládá ze dvou částí, z porézního materiálu a roztoku. Tyto části jsou umístěny do plastové zkumavky o průměru minimálně 23mm a délce 80mm. Pro dosažení vhodných výsledků používáme „středně hrubé“ a „hrubé“ porézní materiály. Důležitá je velikost samotných pórů a vzdálenost mezi nimi. Porézní materiál je ponořen do vodného roztoku „magnevistu“, který je naředěn v poměru 1:4000.

Hlavním problémem fantomů jsou bubliny, které se při výrobě dostanou do roztoku. Tyto bubliny pak způsobují artefakty na NMR snímcích. Proto je potřeba tyto bubliny odstranit kombinací mechanických, chemických a fyzikálních metod.

Po zvládnutí výroby fantomů je naším dalším úkolem zmapování NMR přístrojů v některých zdravotnických zařízeních a zjištění rozptylu základních parametrů sledovaných přístrojů.

VYSOKOFREKVENČNÍ POVELY POUŽITÉ PŘI CANISTERAPII

K. Šoršová

ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno
Katerina.sorsova@fbmi.cvut.cz

K výběru tohoto tématu diplomové práce mne motivovala možnost práce pro děti, s dětmi a se psy, a jejich úzký kontakt mezi sebou. Dále tato práce využívá poznatků ze zdravotního, technického a ekonomického oboru, ale i z čistě lidského hlediska. Zejména oceňuji tuto širokou škálu působnosti. A v neposlední řadě možnost použití poznatků a výsledků této práce v praxi.

Canisterapie je terapie využívající pozitivní působení psa na zdraví člověka. Uplatňuje se zejména jako pomocná psychoterapeutická metoda při řešení různých situací v případě, že jiné metody nejsou účinné nebo použitelné. Jedná se např. o navazování kontaktu s pacienty, kteří obtížně komunikují a při práci s citově deprivovanými dětmi, autistickými dětmi, mentálně postiženými, v logopedické a rehabilitační praxi, při výskytu apatie, u dlouhodobě nemocných dětí nebo jako součást komplexní terapie v geriatrii apod. Při práci, hlavně s dětmi, je nutné psa ovládat, pomocí povelů. A děti reagují mnohdy velmi negativně na hlasité a evidentní usměrnění pomocí povelu vydaného canisterapeutem psovi.

Proto v práci chci uplatnit použití vydávaných povelů pro lidské vnímání nepostřehnutelné. Pes bude mít na obojku malý přijímač, který bude ovládán dálkově – pro děti nepostřehnutelně. Vydávání povelu bude pomocí vysokofrekvenčního zvuku, který pes uslyší, ale okolí ne. Povelů bude přibližně dvacet, jednotlivé povelů budou kódovány do jednotlivých impulzů, které bude mít pes naučen a bude je umět rozlišovat a správně reagovat. Nejprve provedu studii o nejdůležitějších a nejpoužívanějších povelích, které následně převedu do série zvukových povelů, každý povel bude mít svou jedinečnou podobu. Studii provedu pomocí ankety přímo při terapeutickém výkonu, společně s ošetřujícím personálem, rodiči i s canisterapeuty. Následně zhotovím přijímač, který bude umožňovat přijímat a vysílat dálkově vysokofrekvenční zvukový signál.

Vše bych chtěla ověřit v praxi. Svého psa připravuji na již vytipované povelů, nejdříve se ale musí naučit samotný povel provádět, později se ke slyšitelným pokynům – od psovoda, přidává i vysokofrekvenční signál. Slyšitelný povel se později úplně vypouští. Takto lze psa snadno ovládat aniž by si jeho okolí všimlo zásahu canisterapeuta.

MECHANICKÝ MODEL SILOVÝCH POMĚRŮ NA DOLNÍ A HORNÍ KONČETINĚ, V MEZIOBRATLOVÉ PLOTÉNCE, V RAMENÍM KLOUBU A V IMPEDANČNÍM TRANSFORMÁTORU STŘEDNÍHO UCHA

J. Vomela, L. Poušek

FBMI Kladno

vomelaj@centrum.cz

V mé diplomové práci budu vytvářet mechanický model silových poměrů na dolní končetině, horní končetině, v meziobratlové ploténce, v ramenním kloubu a v impedančním transformátoru středního ucha.

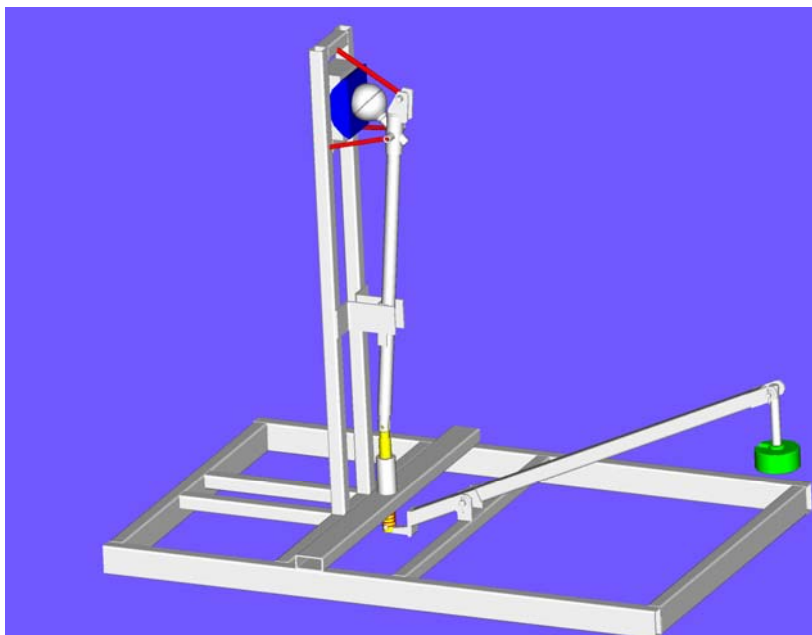
Cílem projektu je objasnění mechanických a zvláště pak silových poměrů v muskuuloskeletálním systému člověka a pochopení základních principů některých smyslů a orgánů prostřednictvím jejich mechanických modelů.

V první fázi se budu zabývat analýzou anatomických poměrů ve všech pěti zmíněných částech lidského těla.

V dalším kroku budu analyzovat silové poměry ve všech studovaných částech a tyto znalosti dále použiji při konstrukci fyzických modelů.

Jelikož má práce bude používána jako učební pomůcka na Fakultě biomedicínského inženýrství, je zapotřebí pro všechny modely vytvořit také manuály a návody na cvičení.

V poslední fázi mého projektu bude nutné vytvořit model všech silových poměrů v prostředí Matlab R2006a.



Model pro demonstraci luxace ramenního kloubu.

VYUŽITÍ EKG A HRV V BIOLOGICKÉ ZPĚTNÉ VAZBĚ

K. Vospálková, K. Hána, T. Funda, J. Kašpar, R. Fiala

Společné biomedicínké pracoviště FBMI ČVUT a 1. LF UK v Praze, Praha
kamila.vospalkova@fbmi.cvut.cz

Cílem práce na konkrétním případě ilustruje současný stav problematiky a informuje o používaných algoritmech analýzy variability srdečního rytmu.

Biologická zpětná vazba je metoda určena pro vědomé ovládání a změnu tělesných a duševních funkcí, které si člověk za normálních okolností neuvědomuje. Jako příklad lze uvést dýchání, srdeční rytmus, krevní tlak apod. Tyto signály jsou snímány a zpracovány pomocí moderní speciální přístrojové techniky. Tato metoda je poměrně mladá, ale oficiálně uznávána a používána po celém světě v oblastech jak tréninkových tak i léčebných. Rozvoj je především způsoben vzrůstajícím výkonem dnešních počítačů a vývojem nových metod přesného měření a zpracování biologických signálů. Výhodou těchto metod je neinvazivnost a především nezatažování organismu pacienta různými medikamenty. Přístroje pro biologickou zpětnou vazbu jsou cenově dostupné nejen pro jakékoli zdravotní zařízení, ale i pro běžného spotřebitele. Terapie využívající BZV nemusí být jen důležitou součástí léčení různých chorob. Poměrně rozšířený a používaný jsou zejména v preventivních antistresových programech, ale i při léčbě poruch pozornosti, poruch učení, snižování stresu nebo zvyšování výkonnosti u sportovců a pilotů. Mimo technických zařízení je důležitý především vývoj nových algoritmů pro BZV využívající nejnovější vědecké poznatky.

Byly sestaveny dva měřicí řetězce. První pro možnost snímání, vyhodnocování a vizualizace biologické zpětné vazby v reálném čase, jehož největší výhodou je plná kontrola nad všemi probíhajícími výpočty v relativně přístupném prostředí Matlab/Simulink s možností snadné vizualizace. Druhý řetězec pak umožňuje bezpečné snímání EKG signálu s frekvencí 500Hz a rozlišením 16 bitů v klinických podmínkách a jeho velký výpočetní výkon (100MIPS) nabízí implementaci odladěných algoritmů v prvním řetězci přímo do HW v jazyce C a jeho nasazení pro výzkum ve druhé etapě.

Mimo výše uvedených dvou měřících řetězců se bude k vyhodnocování naměřených signálů používat vizuální rekurentní analýzu (Visual Recurrence Analysis), což je nová metoda pro komplexní charakterizaci časových řad. Tato metoda je založena na výpočtu fraktálové dimenze dvourozměrného rekurentního obrazce. Metoda je používána pro popis rozdílů mezi normálními a chaotickými systémy a lze ji také použít např. pro analýzu EKG záznamu. Z výsledků VRA analýzy lze určit dynamické vlastnosti systému a případné změny v čase např. při podávání léků, fyzické či psychické námaze, nebo také úspěšnost tréninkových metod používající biologickou zpětnou vazbu.

Pro ověření správné funkčnosti a spolehlivosti výše popsaných měřících řetězců bylo naměřeno několik pilotních měření a navázána spolupráce s lékařským pracovištěm ve FN v Motole. Na základě této spolupráce byla předběžně navržena studie s ohledem na využití údajů pro specifčnost biologické zpětné vazby.

Na základě získaných poznatků a naměřených dat z pilotní studie je dalším cílem této práce získat dostatek dat ke zjištění variability parametrů v populaci a využití dalších parametrů popisujících HRV a následně tyto data standardizovat.

Průběžné výsledky tohoto projektu byli shrnuty v příspěvku na vědecký seminář pořádaný ČVUT – Workshop 2006.

Tento výzkum byl podpořen Výzkumným záměrem MSM6840770012 Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínkého inženýrství II.

MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ Z TERMOBRONCHOSKOPIE

J. Žáček*, K. Hána*, J. Kašpar*, R. Fiala*, J. Votruba**, T. Brůha**

* Společné biomedicínkové pracoviště 1. LF UK a FBMI ČVUT v Praze, Praha

** Nemocnice na Homolce, Praha

jaroslav.zacek@fbmi.cvut.cz

V roce 2003 oslovil MUDr. Votruba vedení FBMI, zda by bylo možné spolupracovat na vývoji nové metody ve screeningu plicní rakoviny, kterou ověřil na pilotním experimentu.

Cílem této spolupráce je vývoj metody a experimentálních technických prostředků pro materiálově nenáročnou diagnostickou metodu endobronchiálně rostoucího plicního karcinomu, schopnou zachytit plicní rakovinu ve velmi časném stadiu. Principem metody je klinicky ověřený fakt, že nádorová tkáň je oproti nenádorové tkáni teplejší. Teplotní rozdíl mezi bronchiální sliznicí postiženou nádorem a sliznicí normální byl zjišťován studií, která byla publikována v Journal of Bronchology v roce 2005. Z výsledků této studie vyplývá, že teplota tkáně nádorově změněné je významně vyšší, než teplota tkáně tumorem nepostižené.

V bronchoskopii se u nás ani ve světě teplotní rozdíly mezi nádorovou a nenádorovou tkání dosud diagnosticky nevyužívají.

Měření jsou prováděna pomocí modulu Advanced PDA s interním Bluetooth rozhraním pro přenos dat do Pocket PC - PDA vyvinutým ve Společném biomedicínkové pracovišti 1. LF UK a FBMI ČVUT v Praze. Teplota tkáně v plicích je měřena speciálním termistorem firmy Betatherm, určeným pro aplikace v medicíně. Termistor se zavádí do pracovního kanálu bronchoskopu, který obsahuje mikrokameru a ta poskytuje lékaři v reálném čase obrazovou informaci z vyšetřovaného místa. Lékař se bronchoskopem pohybuje po stanovených 17 klíčových bodech bronchiálního stromu. Záznam měření teploty se společně s identifikačními údaji pacienta ukládají do PDA pomocí programu. Po ukončení měření je ihned možné zobrazit výsledek měření v podobě bronchiálního stromu.

Měření se realizují při standardních bronchoskopických vyšetřeních, před kterými pacienti podepisují informovaný souhlas. Vyšetření vykonává MUDr. Votruba v plné nebo lokální anestezii na bronchoskopickém pracovišti Nemocnice na Homolce. V současné době se počet pacientů vyšetřených touto metodou pohybuje kolem 120. Vyšetřovaní pacienti jsou od zdravých jedinců přes pacienty se záněty až po pacienty s plicním karcinomem.

Na základě získaných zkušeností se v současné době pracuje na nové generaci měřícího zařízení se zobrazením všech údajů a možností ovládání na standardním dotykovém monitoru schváleném pro lékařské použití, aby bylo možné jednoduché ergonomické ovládání přímo lékařem, provádějícím vyšetření. S tímto je spojeno i začlenění teplotní interaktivní mapy plic, která byla vytvořena v univerzálním prostředí Matlab. Další technickou inovací je příprava vícebodového snímání teploty, které by popsalo teplotní mapu ještě přesněji.

Z dosavadních výsledků byl stanoven přirozený teplotní gradient sedmi základních lokací a také byli určeny důležité diference mezi pravou a levou stranou plicního stromu.

Termobronchoskopie by ve své finální podobě měla být schopná za pomoci kontaktního určení teplotní diference diagnostikovat metabolicky aktivní uzlinu. Souhrn těchto informací by tedy mohl poskytnout podobný výstup jako např. PET/CT, ovšem v podmínkách reálného času a s možností cílené biopsie. Metoda by měla být výrazně levnější než stávající postupy (autofluorescenční a fluorescenční bronchoskopie a endobronchiální ultrasonografie) při předpokládaném zachování vysoké sensitivity.

Průběžné výsledky tohoto projektu byli shrnuti v příspěvku na vědecký seminář pořádaný ČVUT – Workshop 2006, dále byl prezentován na výstavě Pragomedika 2006.

Tento výzkum byl podpořen Výzkumným záměrem MSM6840770012 Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínkého inženýrství II.