

Sborník 9. česko – slovenské konference

**Setkání vysokoškolských pracovišť
v rámci konference
Trendy v biomedicínském inženýrství
2011**

21. – 23. září 2011
Rožnov pod Radhoštěm

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

ISBN 978-80-248-2479-6

Trendy v biomedicínském inženýrství

Zaměření konference je diskuze o současném trendu vývoje vědy a výuky biomedicínského inženýrství v České a Slovenské republice. Je organizována pravidelně ve dvouletém cyklu při příležitosti setkání pedagogických a vědeckých pracovníků z oboru.

Organizátor

- Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a informatiky, VŠB – Technická univerzita Ostrava

ve spolupráci se

- Společností biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky České lékařské společnosti J.E.Purkyně,
- Spoločnosťou biomedicínskeho inžinierstva a medicínskej informatiky Slovenskej lekárskej spoločnosti,
- Českou společností pro zdravotnickou techniku,
- Časopisem Advances in Electrical and Electronic Engineering,
- Časopisem Lékař a technika

Sponzoři

Hlavní sponzor konference:

Další sponzoři konference:

OBSAH

Sekce – Výuka biomedicínského inženýrství

Lhotská, L., Štěpánková, O.	13
BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ A INFORMATIKA NA ČVUT FEL PRAHA	
Holčík, J.	17
PROJECT TEMPUS IV “CURRICULA REFORMATION AND HARMONISATION IN THE FIELD OF BIOMEDICAL ENGINEERING”	
Grošpic, A.	21
STUDIJNÍ PROGRAMY A OBORY BMT/BMI Z HLEDISKA POTŘEB POSKYTOVATELŮ ZDRAVOTNÍ PÉČE	
Holčík, J.	25
VÍCEOBOROVÁ INOVACE STUDIA MATEMATICKÉ BIOLOGIE	
Živčák, J., Hudák, R., Michalíková, M., Tóth, T., Bednarčíková, L.	28
VÝUKA PROTETIKY A ORTOTIKY NA STROJNÍCKEJ FAKULTE TECHNICKEJ UNIVERZITY V KOŠICIACH	

Sekce – Aplikace biomedicínského inženýrství ve výuce

Černý, M., Prauzek, M.	33
INOVACE PŘEDMĚTU BIOTELEMETRIE, LABORATORNÍ ÚLOHA LOW POWER RF	
Suchomel, J., Rožánek, M., Kudrna, P., Žižka, A., Hozman, J.	36
INTERAKTIVNÍ VÝUKOVÝ SYSTÉM PRO NÁCVIK AKUTNÍHO POUŽITÍ MANUÁLNÍHO DEFIBRILÁTORU	
Kužilek, J., Spilka, J., Křemen, V., Lhotská, L.	39
MULTIMEDIÁLNÍ PODPORA VÝUKY ANALÝZY EKG SIGNÁLŮ	
Švagr, O., Moravec, P., Svoboda, J., Ondráček, V., Dunaj Jurčo, J.	42
SIMULÁTOR ZDRAVOTNICKÉHO ELEKTRICKÉHO PŘÍSTROJE PRO VÝUKU BIOMEDICÍNSKÝCH TECHNIKŮ A INŽENÝRŮ	
Havlík, J., Dvořák, J., Parák, J., Lhotská, L.	46
TELEMEDICÍNA JAKO SOUČÁST VÝUKY LÉKAŘSKÉ ELEKTRONIKY	
Janoušek, O., Čmiel, V., Kolářová, J.	49
TERAPEUTICKÉ ÚLOHY VYUŽÍVAJÍCÍ BIOLOGICKOU ZPĚTNOU VAZBU	
Škutková, H., Maděránková, D., Provazník, I.	52
VÝUKA MOLEKULÁRNÍ FYLOGENETIKY V BIOINFORMATICKÝCH PŘEDMĚTECH	
Maděránková, D., Škutková, H., Provazník, I.	56
VÝUKOVÉ APLIKACE PRO ZPRACOVÁNÍ GENOMICKÝCH DAT V BIOINFORMATICKÝCH PŘEDMĚTECH	

Sekce – Biomedicínské aplikace

Korpas, D. HISTORY OF CZECHOSLOVAK PACEMAKER INDUSTRY	61
Macků, D. IMPLANTACE MECHANICKÝCH SRDEČNÍCH PODPOR JAKO TOTÁLNÍ SRDEČNÍ NÁHRADA: DŮVOD K OBDIVU NEBO ODSOUZENÍ?	64
Siman, D., Andrášová, M., Novák, M., Šimšík, D., Galajdová, A. INCREASING OF THE QUALITY OF LIFE OF SENIORS BY AUTOMATION OF HOUSEHOLDS AND APPLICATION OF THE SERVICES BASED ON ICT IN SLOVAKIA	67
Prauzek, M., Stankuš, M., Adamec, O., Peterek, T., Penhaker, M., Černý, M., Kašík, V., Augustynek, M. MODULÁRNÍ DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM PRO EXPERIMENTÁLNÍ LÉKAŘSKÉ ÚČELY	70
Eck, V., Lhotská, L., Slavíček, T. NETRADIČNÍ ZOBRAZENÍ REAKCE ČLOVĚKA PŘI PSYCHICKÉM ZATĚŽOVÁNÍ	74
Szerdiiová, L., Al-Rabbei, S. A., Gorlický, M., Šimšík, D. POSÚDENIE ÚČINKU REHABILITÁCIE MECHATRONICKOU TOPÁNKOU SMILING NA POSTURÁLNU STABILITU SENIOROV	80
Ložek, M., Zahradník, P., Havlík, J. REGULACE BLDC POHONŮ PRO ASISTIVNÍ TECHNOLOGIE	84
Ivlev, I., Kneppo, P. THE DEVELOPMENT OF MEDICAL EQUIPMENT CHOICE SYSTEM	88
Prauzek, M., Stankuš, M., Černý, M. UNIVERSÁLNÍ WI-FI SYSTÉM PRO TELEMEDICÍNSKÉ APLIKACE	91
Půčík, J., Šalíng, M., Ondráček, O., Lovás, S., Cocherová, E. VISUAL STIMULATION SYSTEM FOR POSTUROGRAPHY RESEARCH	94
Grill, P., Tučková, J. VYUŽITÍ FORMANTŮ K DIAGNOSTIKOVÁNÍ VÝVOJOVÉ DYSFÁZIE U DĚTÍ	98
Kudrna, P., Vrbová, J., Suchomel, J., Rožánek, M., Záhorová, K. VYUŽITÍ INTERAKTIVNÍHO NOVOROZENECKÉHO SIMULÁTORU NA KLINICKÉM PRACOVIŠTI	102
Parák, J., Dvořák, J., Havlík, J. ZARIADENIE PRE DLHODOBÝ ZÁZNAM SRDEČNEJ TEPOVEJ FREKVENCIE	105
Huptych, M., Mlček, M., Lhotská, L. ZÁZNAM A INTEGRACE DAT A UDÁLOSTÍ V EXPERIMENTÁLNÍM PROSTŘEDÍ	108

Sekce – Měření v biomedicínském inženýrství

Lekscha, T., Durackova, D., Kukucka, M., Krajcuskova, Z.	113
DETERMINATION OF THE POWER OUTPUT OF ULTRASONIC THERAPY TRANSDUCERS BY PIEZOCERAMIC SENSORS	
Kal'avský, P., Rosík, V., Karas, S., Tyšler, M.	115
MERACÍ SYSTÉM NA MERANIA A VYHODNOCOVANIE BIOSIGNÁLOV Z IZOLOVANÝCH SRDC MALÝCH ZVIERAT	
Krištof, M., Živčák, J., Hudák, R.	119
MERANIE PÔSOBENIA TLAKOV V KORZETOCH POMOCOOU TENKÝCH MECHANICKÝCH TLAKOVÝCH FILMOV (TMTF).	
Slávik, V., Kolář, R.	123
MĚŘENÍ ODRAZU ULTRAZVUKOVÝCH KONTRASTNÍCH LÁTEK	
Darebníková, M., Vašíčková, Z., Penhaker, M., Černý, M.	126
MĚŘENÍ SPRÁVNOSTI ČINNOSTI TŘEPAČEK KREVŇÍCH DERIVÁTŮ	
Vožda, M., Sekora, J.	130
MIKROPROCESOREM ŘÍZENÉ MĚŘENÍ A REGULACE TEPLoty	
Tóth, T., Michalíková, M., Tkáčová, M., Živčák, J.	134
OVERENIE SNÍMACIEHO SYSTÉMU NA MERANIE INTRAABDOMINÁLNEHO TLAKU.	
Radil, R., Barabáš, J.	138
POSSIBILITY OF CELLS' BIOELECTRIC PROPERTIES EVALUATION USING EDDY CURRENTS	
Barabáš, J., Čáp, I.	141
S. CEREVISIAE GROWTH REGULATION VIA EXOGENOUS LOW FREQUENCY ELECTROMAGNETIC FIELDS	
Tkáčová, M., Hudák, R., Živčák, J., Tóth, T.	145
SIGNIFIKANTNOST' MEDICÍNSKEJ TERMOGRAFIE PŘI DIAGNOSTIKE SYNDRÓMU KARPÁLNEHO TUNELA	
Kukučka, M., Krajčušková, Z.	149
THE FREQUENCY INFLUENCE IN MEASUREMENT OF THE ACTIVE POINTS ON HUMAN SKIN	
Hlúbik, J., Lhotská, L.	154
VLIV PODMÍNEK PŘI MĚŘENÍ NA HODNOTY TĚLESNÉHO SLOŽENÍ	

Sekce – Biomedicínská informatika

Strapáčová, T., Smetana, M., Čápová, K.	159
A NEW APPROACH TO INVESTIGATION OF THE ARTIFICIAL HEART VALVES USING EDDY CURRENT TESTING METHOD	
Cocherova, E., Kupec, P., Stofanik, V., Pucik, J.	163
AN ANALYSIS OF THE RF FIELD ABSORPTION IN THE HUMAN BODY MODELS	
Vydra, T., Havelka, D., Víšek, L., Vrba, J.	167
AN OVERVIEW OF MICROWAVE SYSTEMS USED FOR SAR EVALUATION AND INSPECTING EFFECTS IN BIOLOGICAL TISSUE	
Opršalová, K., Holčík, J.	170
ANALÝZA PŘEŽITÍ S VYUŽITÍM TRANSFORMOVANÉHO EXPONENCIÁLNÍHO ROZDĚLENÍ	
Čáp, I., Čápová, K., Gombárska, D., Borik, Š.	174
BLOOD FLOW AND PRESSURE WAVES IN ARTERIES	
Michalíková, M., Tóth, T., Živčák, J., Staško, I.	177
COXAM – SOFTVÉR NA PREDOPERAČNÉ PLÁNOVANIE	
Vavrečka, M., Štěpánová, K., Lhotská, L.	180
ELIMINACE INTERINDIVIDUÁLNÍCH ROZDÍLŮ V OBLASTI ZPRACOVÁNÍ EEG	
Lamoš, M., Mikl, M., Jan, J.	183
HEMODYNAMICKÝ MODEL V ANALÝZE EFEKTIVNÍ MOZKOVÉ KONEKTIVITY POMOCÍ FMRI	
Isteníková, K., Faktorová, D.	187
INFLUENCE OF BIOLOGICAL TISSUE STRUCTURE ON ABSORPTION OF ELECTROMAGNETIC FIELD IN HUMAN BODY MODEL	
Švendová, V., Holčík, J.	191
INVESTIGATION OF THE NATURE OF EPIDEMIOLOGICAL CANCER DATA USING SURROGATE DATA TESTS	
Tučková, J., Sikora, J.	194
KOHONENOVY SAMOORGANIZUJÍCÍ SE MAPY A MOŽNOSTI JEJICH APLIKACE V REHABILITAČNÍM PROCESU	
Kuna, Z., Kolář, R.	198
MODELOVÁNÍ AXIÁLNÍHO A LATERÁLNÍHO ROZLIŠENÍ U OPTICKÉ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE	
Babušiak, B., Gála, M.	202
NÁSTROJ NA ANALÝZU A 3D REKONŠTRUKCIU MEDICÍNSKÝCH OBRAZOV V PROSTREDÍ MATLAB	

Huňka, P.	206
OPTIMALIZAČNÍ POSTUPY V USPOŘÁDÁNÍ VA ECMO	
Havelka, D., Cifra, M., Vydra, T., Vrba, J.	210
PŘEHLED PRÁCE V OBLASTI BUNĚČNÉHO ELEKTROMAGNETICKÉHO POLE	
Lenková, J., Švehlíková, J., Tyšler, M.	214
SOLUTION OF THE INVERSE PROBLEM OF ELECTROCARDIOGRAPHY USING INFORMATION ABOUT PATIENT TORSO GEOMETRY	
Walek, P., Ouředníček, P., Jan, J.	218
ŠUMOVÁ ANALÝZA NÍZKODÁVKOVÝCH CT SNÍMKŮ ZÍSKANÝCH HYBRIDNÍ ITERATIVNÍ REKONSTRUKCÍ	
Burša, M., Lhotská, L., Chudáček, V., Huptych, M., Spilka, J.	222
THE USE OF ANT INSPIRED METHODS IN HOSPITAL INFORMATION SYSTEM TEXT MINING	
Bičíšťová, P.	224
TRENDY V OBLASTI NEMOCNIČNÍCH INFORMAČNÍCH SYSTÉMŮ	

Sekce:

Výuka biomedicínského inženýrství

Biomedicínské inženýrství a informatika na ČVUT FEL Praha

Lenka LHOTSKÁ, Olga ŠTĚPÁNKOVÁ

Katedra kybernetiky FEL ČVUT Praha, Technická 2, 166 27 Praha, Česká republika, lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt. Příspěvek představuje magisterský studijní program Biomedicínské inženýrství a informatika, který je v nové podobě otevřen na ČVUT FEL Praha od školního roku 2010/2011. Nejprve přiblížíme začlenění programu do kontextu ostatních nově akreditovaných studijních programů na ČVUT FEL Praha. Následně popíšeme základní charakteristiky celého programu a jeho oborů. Jedním oborem je Biomedicínské inženýrství, které vychází ze zkušeností s výukou v předchozím oboru, akreditovaném v rámci studijního programu Elektrotechnika a informatika. Vedle něj byl připraven nový studijní obor Biomedicínská informatika, který je zaměřen na aktuální problematiku softwarových aplikací jak ve zdravotnické praxi, tak ve výzkumu a v oblastech zaměřených na začleňování osob s různými hendikepy. Obor Biomedicínské inženýrství splňuje platné právní podmínky, které Ministerstvo zdravotnictví požaduje pro získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání, a má zdravotnickou akreditaci.

Keywords. Biomedical engineering, biomedical informatics, education, graduate profile.

I. ÚVOD

V uplynulých dvou letech proběhl na Fakultě elektrotechnické České vysoké učení technického v Praze proces reakreditace, resp. akreditace v bakalářském a magisterském studiu. Původní programy Elektrotechnika a informatika jak v bakalářském, tak magisterském studiu byly nahrazeny strukturou programů a oborů popsanou v části II tohoto příspěvku. Hlavní motivací pro tuto restrukturalizaci byla větší flexibilita, horizontální dostupnost a transparentnost jednotlivých oborů. Dalším neméně důležitým důvodem bylo zavedení vhodnější struktury povinných předmětů programů, povinných předmětů oborů a volitelných předmětů s definovanými ECTS kredity.

II. STUDIJNÍ PROGRAMY NA FEL ČVUT

Bakalářský studijní program **Elektrotechnika, energetika a management** pokrývá oblast, elektrotechnické výroby, elektrických strojů, přístrojů a pohonů, oblast elektroenergetiky a oblast managementu v elektrotechnické výrobě a energetice. Obory tohoto programu jsou: **Aplikovaná elektrotechnika;**

Elektrotechnika a management.

Bakalářský studijní program **Komunikace, multimedia a elektronika** pokrývá rozsáhlou oblast moderních elektronických technologií zpracování informace, a to jak z hlediska hardwaru, tak i softwaru. Obory tohoto programu jsou: **Síťové a informační technologie; Multimediální technika; Komunikační technika; Aplikovaná elektronika.**

Bakalářský studijní program **Kybernetika a robotika** pokrývá rozsáhlou oblast moderních kybernetických technologií zpracování informace, a to jak z hlediska softwarového, tak i hardwarového. Obory tohoto programu jsou: **Systémy a řízení; Senzory a přístrojová technika; Robotika.**

Cíle studijního programu **Otevřená informatika** jsou vychovávat velmi kvalitní absolventy školené v široké oblasti základů informatiky ve smyslu spojitě a diskrétní matematiky, hardwarových systémů, softwarových systémů a základů počítačových věd. Obory tohoto programu jsou: **Softwarové systémy; Počítačové systémy; Informatika a počítačové vědy.**

Bakalářský program **Softwarové technologie a management** nabízí na trhu velmi žádanou kombinaci manažerského a informatického vzdělání, stejně jako vyváženou koncepci teoretických i praktických znalostí, které absolventům programu umožňují buď pokračovat ve studiu v dalších magisterských programech FEL nebo okamžitě zúročit získané vzdělání v praxi. Obory programu jsou: **Inteligentní systémy; Manažerská informatika; Softwarové inženýrství; Web a multimedia.**

Magisterský studijní program **Elektrotechnika, energetika a management** pokrývá oblast, elektrotechnické výroby, elektrických strojů, přístrojů a pohonů, oblast elektroenergetiky a oblast managementu v elektrotechnické výrobě a energetice. Obory tohoto programu jsou: **Technologické systémy; Elektrické stroje, přístroje a pohony; Elektroenergetika; Ekonomika a řízení energetiky; Ekonomika a řízení elektrotechniky.**

Navazující magisterský studijní program **Komunikace, multimedia a elektronika** pokrývá rozsáhlou oblast moderních elektronických technologií zpracování informace. Studium tohoto interdisciplinárního programu přináší absolventům kompetitivní výhodu a univerzalitu na pracovním trhu s ohledem na synergetické působení jednotlivých částí. Obory tohoto programu jsou: **Sítě**

elektronických komunikací; Multimediální technika; Elektronika; Bezdrátové komunikace.

Navazující magisterský studijní program **Kybernetika a robotika** pokrývá rozsáhlou oblast moderních kybernetických technologií zpracování informace. Obory tohoto programu jsou: **Systémy a řízení; Senzory a přístrojová technika; Robotika; Letecké a kosmické systémy.**

Základním cílem studijního programu **Otevřená informatika** je interdisciplinarita znalostí a schopnost absolventa týmové spolupráce při řešení problémů v oblasti informatiky jak na průmyslově-aplikační bázi, tak na bázi výzkumné. Obory tohoto programu jsou: **Umělá inteligence; Softwarové inženýrství; Počítačové vidění a digitální obraz; Počítačové inženýrství; Počítačová grafika a interakce.**

Magisterský program **Inteligentní budovy** připravuje odborníky pro návrh, realizaci a řízení moderních budov a vývoj a výrobu prvků pro inteligentní budovy.

Magisterský program **Biomedicínské inženýrství a informatika** je podrobněji popsán v následujících odstavcích. Obory tohoto programu jsou: **Biomedicínské inženýrství; Biomedicínská informatika.**

Koncepce všech programů a oborů je podobná a vychází z dobře definovaných povinných předmětů každého programu. Na ně navazují povinné předměty jednotlivých oborů, které umožňují studentům se užití zaměřit na zvolenou problematiku. Poslední skupinu předmětů tvoří volitelné předměty, kde si studenti mohou vybírat z celofakultní nabídky, včetně povinných předmětů z jiných programů a oborů.

III. BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ A INFORMATIKA

Magisterský studijní program **Biomedicínské inženýrství a informatika** [1] vychází z tradice výzkumu a výuky v oblasti biomedicínské inženýrství na FEL. Program zahrnuje 2 magisterské obory, a to Biomedicínské inženýrství a Biomedicínská informatika. Cílem je vychovávat absolventy v atraktivních a perspektivních interdisciplinárních oblastech, kde se technické vědy propojují s biologií a medicínou. V těchto oblastech má fakulta mezinárodní renomé ve vědeckovýzkumné činnosti a tradici ve spolupráci s lékařskými pracovišti a výrobci zdravotnických prostředků i ve výuce.

Na elektrotechnické fakultě ČVUT Praha má výuka předmětů s biomedicínskou tematikou dlouholetou tradici. První přednášky z oboru biokybernetiky a lékařských přístrojů byly zahájeny na katedře řídicí techniky již v říjnu 1971, kdy byl ve spolupráci s Kybernetickým oddělením Fyziologického ústavu FVL UK (nyní 1. LF UK) uspořádán postgraduální kurs "Biokybernetika a lékařské přístroje". Zkušenosti z tohoto kursu byly pak využity při zavedení volitelného zaměření Biokybernetika v r. 1976. Na katedře radioelektroniky byla výuka zahájena nejprve jedním předmětem a začátkem 80. let se rozšířila a vzniklo zaměření Lékařská elektronika v rámci oboru

Radioelektronika.

V roce 1999 se nosnou katedrou mezioborového zaměření Biomedicínské inženýrství stala katedra kybernetiky, která vznikla po rozdělení katedry řídicí techniky na dvě katedry, a to kybernetiky a řídicí techniky. Samozřejmě jak do výuky, tak do výzkumu přispívají i další katedry (fyziky, elektromagnetického pole, teorie obvodů, mikroelektroniky, měření) vzhledem k tomu, že biomedicínské inženýrství má silně interdisciplinární charakter.

ČVUT FEL vycházela při návrhu svého magisterského biomedicínské studijního programu především z bohatých zkušeností svých pedagogů, kteří již řadu let řeší různé výzkumné projekty s medicínskou tematikou, na nichž se spolupracují s různými lékařskými pracovišti tuzemskými i zahraničními, např. lékařské fakulty UK, Ústav experimentální medicíny a Fyziologický ústav AV ČR či významné firmy. Za cíl si klademe poskytovat výchovu, v níž se budou co nejlépe doplňovat znalosti technické s lékařskými, a to nejen na teoretické úrovni. Obor totiž klade na studenty značné nároky a předpokládá, že získají solidní praktickou zkušenost v laboratorních fakulty či lékařských pracovištích v rámci zadaných projektů, na nichž studenti pracují pod vedením odborníků. V mnoha případech jsou studenti dokonce aktivně zapojeni do původního biomedicínské výzkumu či vývoje, který provádějí různá pracoviště fakulty.

Hned po přijetí prováděcích vyhlášek k zákonu 96/2004 Sb. byla připravena akreditace samostatného magisterského oboru Biomedicínské inženýrství, který byl otevřen absolventům všech bakalářských oborů elektrotechnického zaměření. Jeho struktura a náplň plně odpovídala požadavkům definovaným v zákoně 96/2004 Sb. A v navazujících předpisech. V roce 2009 byla připravena akreditace oboru a jeho začlenění do programu Biomedicínské inženýrství a informatika.

IV. BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ

Studijní obor Biomedicínské inženýrství je vyučován jako magisterský. Pokrývá rozsáhlou oblast moderních softwarových a hardwarových biomedicínských technologií běžně užívaných v medicínské praxi. Například: teorie signálů, signál, metody modelování a simulace, zpracování obrazu, zpracování medicínských dat a jejich interpretaci, návrh a realizace velkých zdravotnických databází, návrhy a realizace medicínských přístrojů. Obor nabízí komplexní pohled na celý řetězec léčby začínající pacientem (měření a vyšetření) až po analýzu dat, jejich interpretaci a jejich následné skladování v evidenci zdravotní péče. Studenti získají velmi dobré teoretické základy se silnými interdisciplinárními vazbami. Díky tomuto jsou flexibilní a mají konkurenční výhodu na trhu práce.

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 vývoji

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 Lékařská informatika. 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 biomedicínský 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.

Profil absolventa studijního oboru je plně v souladu se zákonem č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních, s vyhláškou č. 424/2004 Sb., stanovující činnosti zdravotnických pracovníků a jiných pracovníků, a s vyhláškou č. 39/2005 Sb., stanovující minimální požadavky na vzdělávací programy ke způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání [2].

Profil obsahuje vymezení výstupních znalostí a dovedností – všeobecných, odborných, speciálních: Výstupní znalosti absolventa studijního oboru Biomedicínské inženýrství mu umožňují řešit inženýrské problémy zejména v oblasti navrhování a konstrukce lékařských přístrojů pro diagnostiku i terapii, v oblasti návrhu a při vývoji medicínských informačních systémů a systémů pro podporu rozhodování.

Dále profil definuje kvalifikační připravenost a míru profesní adaptability na podmínky a požadavky praxe: Odborný profil absolventa vytvářejí teoretické vědomosti z odpovídajících partií přírodních a lékařských věd, kybernetiky, měření a přenosu dat, elektronických systémů, počítačů, programování, instrumentace řízených procesů a řady dalších. Je připraven na řízení kolektivu a má znalosti z oblasti organizace zdravotnictví a odpovídající legislativy. Výběr studovaných volitelných předmětů umožňuje absolventu diferencovaně prohloubit znalosti v oblasti měřicí a přístrojové techniky, umělé inteligence, zpracování obrazové informace, informačních technologií a biomedicínského inženýrství. Podle zájmu nebo předpokládaného uplatnění je možno vytvořit vhodnou volbou studovaných předmětů interdisciplinární zaměření, které bude nejlépe vyhovovat individuálním požadavkům na profil a znalosti absolventa jak v oblasti teoretické tak i aplikační.

Obecně se od absolventa magisterského oboru Biomedicínské inženýrství očekává samostatná práce s lékařskou přístrojovou technikou, technická podpora lékařského týmu (např. kalibrace kritických bloků zdravotnických přístrojů monitorujících, podporujících, nebo nahrazujících základní životní funkce, obsluha

zařízení pro mimotělní oběh krve při kardiopulmonálních operacích a jiných mimotělních oběhových podpor, technická asistence při elektrofyziologických vyšetřeních a impulsoterapii srdce, technická asistence při vyšetřeních zobrazovacími metodami, modifikace, nebo tvorba diagnostického softwaru). Další možné činnosti: Samostatně kontroluje a opravuje přístrojovou techniku a vede jejich výkaznictví (s výjimkou úkonů vyhrazených akreditovaným osobám), organizuje a koordinuje externí technické služby související s provozem zdravotnické techniky. Samostatně se podílí se na akvizici zdravotnických přístrojů, včetně výběrových řízení, koncipování kompletů zdravotnických technologií, technických instrukcích pracovníků v oblasti obsluhy zdravotnické techniky a bezpečnosti práce, výzkumu, vývoji a zhotovení zdravotnických přístrojů, nebo jejich doplňků a diagnostických a terapeutických metod, klinickém hodnocení a klinických zkouškách ve smyslu zákona o zdravotnických prostředcích, vyhodnocování případů selhání zdravotnické techniky a tvorbě preventivních opatření. Vykonává dozor nad činností středoškolských technických pracovníků, působících v oblasti zdravotnické techniky.

V. BIOMEDICÍNSKÁ INFORMATIKA

Cílem magisterského studijního oboru Biomedicínská informatika vychovávat informatiky, kteří chápou jak základní principy fungování živých organismů (od molekulární a buněčné úrovně až po fyziologii člověka), tak aktuální úlohy, postupy i problémy současné lékařské péče. V rámci povinných předmětů oboru se studenti seznámí s nejvýznamnějšími aplikačními oblastmi informatiky v lékařství a současně získají solidní teoretické znalosti informatických disciplín, které jim umožní se aktivně zapojit do některého z následujících živě se rozvíjejících směrů výzkumu a vývoje:

- Bioinformatika
- Neuroinformatika,
- Asistivní technologie a dohledové systémy či
- Lékařská informatika a klinické informační systémy.

Každému z uvedených témat je věnován samostatný povinný předmět, který vysvětluje aktuální stav a cíle oboru a soustředí se na zvládnutí těch algoritmů i nástrojů informatiky, které jsou pro dané téma a jeho další rozvoj zásadní. Na tyto předměty navazují další ve skupině volitelných předmětů, které tvoří asi třetinu studijního plánu. Díky této otevřené koncepci si každý student může výchozí společný základ doplnit podle svého zájmu i směru, kterému se chce věnovat.

Studium magisterského oboru Biomedicínská informatika může současně představovat i solidní přípravu pro zahájení doktorského studia buď v odpovídajících biomedicínských vědních oborech (zde nejčastěji půjde především o rozvoj nových metod zpracování i získávání dat) či v teoretické informatice. Dá se totiž očekávat, že získané multidisciplinární vzdělání přinese inspiraci i pro rozvoj teoretické informatiky a umělé inteligence.

Profil absolventa studijního oboru obsahuje vymezení výstupních znalostí a dovedností – všeobecných, odborných, speciálních: Výstupní znalosti absolventa studijního oboru Biomedicínská informatika mu umožňují používat nejmodernější technologie i postupy informatiky pro řešení aktuálních problémů biologie a medicíny, pro integraci znalostí a interpretaci dat z rozličných dostupných zdrojů (od zobrazovacích technik po e-science) a pro řešení inženýrských problémů zejména v oblasti návrhu a vývoje medicínských informačních systémů a systémů pro podporu rozhodování. Výuka klade důraz na získání solidního teoretického základu, na systémový přístup a na schopnost aktivní spolupráce ve smíšených týmech tvořených jak techniky, tak odborníky z oblasti věd o živé přírodě (lékaři, biologové, biochemici, atd.) i klinické praxe jako na významný inspirační zdroj pro obě strany.

Dále profil definuje kvalifikační připravenost a míru profesní adaptability na podmínky a požadavky praxe: Odborný profil absolventa vytvářejí teoretické vědomosti z odpovídajících partií přírodních a lékařských věd, softwarového inženýrství, kybernetiky, měření a přenosu dat, elektronických systémů, počítačů a programování. Výběr studovaných volitelných předmětů umožňuje absolventu diferencovaně prohloubit znalosti v oblasti umělé inteligence, zpracování obrazové informace, informačních technologií a biomedicínského inženýrství. Podle zájmu nebo předpokládaného uplatnění je možno vytvořit vhodnou volbou studovaných předmětů interdisciplinární zaměření, které bude nejlépe vyhovovat individuálním požadavkům na profil a znalosti absolventa jak v oblasti teoretické tak i aplikační.

Absolventi magisterského oboru Biomedicínská informatika se mohou uplatnit například

- v buněčném, genomickém a neurologickém výzkumu,
- při návrhu systémů pro telemedicínu i nemocničních informačních a farmaceutických systémů,
- při realizaci řešení pro personalizovanou péči a návrh individualizovaných léčiv,
- při tvorbě asistivních pomůcek,
- při studiu kognitivních procesů, atd.

VI. ZÁVĚR

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, neměly obory biomedicínské inženýrství a biomedicínská informatika takovou možnost. Proto se v evropském i celosvětovém měřítku setkáváme s velkou variabilitou. V ČR přinesly zákon 96/2004 Sb. a navazující vyhlášky a nařízení vlády na jednu stranu pozitiva ve sjednocení požadavků na základní znalosti absolventů zdravotnických oborů, na druhé straně negativa pro studenty v menším prostoru pro volitelné předměty. Na

základě dosavadních zkušeností můžeme ale říci, že pozitiva převažují nad negativy. Navíc je pro zdravotnické obory i vcelku jednoznačně definován systém postgraduálního a celoživotního vzdělávání. Biomedicínské inženýři, kteří pracují v rezortu zdravotnictví, jsou začleněni do podobného systému dalšího vzdělávání a doškolení pro získání specializované způsobilosti, v jakém jsou školeni lékaři.

Obor Biomedicínská informatika, který není zdravotnickým oborem, má větší prostor ve volitelných předmětech. Studenti se budou moci profilovat podle svého zájmu či situace na trhu práce. Jak již bylo uvedeno v předchozí části, možností uplatnění se nabízí celá řada.

PODĚKOVÁNÍ

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

REFERENCE

- [1] Stránky studijního programu Biomedicínské inženýrství a informatiky na ČVUT FEL Praha: <http://biomedicina.fel.cvut.cz>
- [2] Sbírka zákonů České republiky: <http://www.mvcr.cz/sbirka/index.html>

Project TEMPUS IV

“Curricula Reformation and Harmonisation in the Field of Biomedical Engineering”

Jiří HOLČÍK^{1,2}

on behalf of the project consortium

¹ Institute of Biostatistics and Analyses, Masaryk University, Kamenice 126/3, 625 00 Brno, Czech Republic, holcik@iba.muni.cz

² Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Dúbravská cesta 9, 841 04 Bratislava, Slovakia, umerholc@savba.sk

Abstract. The paper deals with a description of objectives and the most important outcomes of the Project TEMPUS IV “Curricula Reformation and Harmonisation in the Field of Biomedical Engineering”. Results of a survey of existing BME HE programmes in Europe are described and some details of a proposed generic structure of a BME programme content are also given here.

Keywords. Biomedical engineering, higher education, TEMPUS.

I. INTRODUCTION

The TEMPUS IV project “Curricula Reformation and Harmonisation in the Field of Biomedical Engineering” started in January 2009 as a joint project of 16 universities from 13 EU countries (Greece, Belgium, Bulgaria, Czech Republic, Estonia, Finland, Hungary, Italy, Latvia, Poland, Romania, Slovenia and Spain), one university hospital in Sweden, 5 universities from EU partner countries (Israel, Croatia, Serbia, Georgia, Azerbaijan), and finally, one institute of the National Academy of Sciences of the Republic of Armenia. Altogether, it is 23 participating institutions from 20 countries. The project activities are coordinated by the University of Patras in Greece and the Czech Republic is represented by the Institute of Biostatistics and Analysis of the Masaryk University.

II. PROJECT OBJECTIVES

The main objective of the project is to update existing curricula of BME study programmes in order to meet recent and future developments in the area, address new promising domains resulting from the R&D progress and respond to the BME job market demands.

This general project objective is being reached by following several particular steps:

- ☑ review of existing educational BME programmes not only in the project consortium countries but also in other

- European countries;
- ☑ investigation of current and potential future demands in the medical device industry market;
- ☑ preparation of a generic structure of educational programmes for graduate and postgraduate studies in BME with core and elective courses;
- ☑ to guide and assist restructuring of existing programmes;
- ☑ promotion of a development of new BME programmes;
- ☑ to provide template guidance for the implementation of quality assessment (QA) system in the field of BME education;
- ☑ investigation of potential creation of joint degrees;
- ☑ creation links with the medical device industry in Europe;
- ☑ promotion of an international exchange of teachers and mobility of students and trainees.

III. PROJECT OUTCOMES

From the project results which consortium has come to up to now the following two ones should be especially mentioned in details:

- a) report on the BME education status and future trends in Europe;
- b) proposal to generic programs for graduate and postgraduate studies in BME.

A. Review of BME Programs in Europe [1],[2]

Each project partner provided information for the BME study programmes in his/her own country and where possible also for neighbouring countries; some countries were covered from internet resources only. In total 46 countries in Europe were investigated and it was found that about 150 universities in 40 European countries offer 299 BME study programmes (82 at BSc level, 157 at MSc level, and 60 PhD programmes). Results of the survey are summarized in Tab.I.

Tab. I. BME study programmes in Europe (in 2010)

Country	BSc	MSc	PhD	Total	Country	BSc	MSc	PhD	Total
Italy	14	16	7	37	Sweden	1	4		5
United Kingdom	3	21	2	26	Netherlands	1	3		4
Czech Republic	9	7	4	20	Armenia	1	2	1	4
Turkey	6	9	3	18	Poland	1	2	1	4
Spain		7	7	14	Greece		2	2	4
Finland	2	7	4	13	Georgia	1	1	1	3
Germany	4	6	2	12	Estonia		2	1	3
Israel	4	3	4	11	Russia	2			2
Bulgaria	4	3	2	9	Azerbaijan	1	1		2
Austria	3	5	1	9	Moldova	1	1		2
Romania	2	7		9	Slovenia	1		1	2
Latvia	2	3	3	8	Switzerland		2		2
Ukraine	3	4		7	Hungary		1		1
Portugal	2	3	2	7	Iceland		1		1
Serbia	2	1	4	7	Lithuania		1		1
Croatia	1	5	1	7	Malta		1		1
Norway		7		7	Montenegro			1	1
Slovakia	2	3	1	6	Albania				0
Belarus	2	2	2	6	B & H				0
Belgium	1	5		6	Cyprus				0
Denmark	1	4	1	6	FYROM				0
France		5	1	6	Kosovo				0
Ireland	1	4		5	Luxembourg				0

The presented numbers reveal that biomedical engineering programs indicate rapid growth when compared with similar survey in 2000 (50 universities that delivered 56 BME programmes then), especially during the last five years.

The growth mirrors either increasing demands of the European job market, or, maybe more probable attractive interdisciplinary contents of the BME study programmes in comparison to other traditional fields of engineering study.

B. Generic structure of BME programmes [3]

The structure of BME study programmes was prepared so that it respected both recommendations following from Bologna declaration, and various level of the prior knowledge and experience undertaking the study. Finally, the proposed programme structure should respond to demands of the BME R&D progress and job market (for details see Tab.II).

Tab.II Proposed structure of basic types of the BME study programmes (in ECTS)

Degree / Programme	Type 1	Type 2	Type 3	Type 4	Type 5
Topic category	1st cycle BME for employment	Integrated 1st & 2nd cycle BME	Stand alone 2nd cycle BME (entry from 1st cycle BME)	Stand alone 2nd cycle BME (entry from 1st cycle Engineering or Physics)	Stand alone 2nd cycle BME (entry from 1st cycle Medical or Biological)
Basic Engineering and Physical Sciences	70	100	15	5	20
Engineering and Physical Sciences focused on BME applications	20	40	10	10	10
Basic Biological and Biomedical Sciences	15	25	5	20	5
Biological and Biomedical Sciences focused on BME applications	20	30	10	10	10
General introduction to BME and BME specialisation	30	60	20	15	15
Generic skills (verbal and written communications,...)	10	15	5	5	5
Ethics (general, medical, research)					
Management					
Visits to / from companies or lectures / seminars from staff of relevant institutions (clinical, industry, BME departments, etc.)					
BME Research project for thesis	15	30	25	25	25
Minimum total ECTS*	180	300	90	90	90

Seven core topics (categories) were identified as the defining components for BME programmes of any type:

- biomaterials;
- biomechanics;
- biomedical data and signal processing;
- biomedical instrumentation and sensors;
- health technology design, assessment, and management;
- information and communication technologies in medicine and healthcare
- medical imaging and image processing.

All of the seven core topics were defined by a general aim of the topic, the learning outcomes, and simple syllabus for a course appropriate to the topic. It is recommended that all 1st and/or 2nd cycle BME programmes should cover at least four of the seven topics in both breadth and depth. The

selected topics should be supplemented by specialization courses that can be also drawn from the list of the core topics, or from a list of other courses reflecting expertise of the particular university or perceived social, health-care or industrial needs specific for the region.

Despite of the huge variety of such supplemental courses in the existing educational programmes in BME in Europe, following elective courses are widely used:

- language;
- applied maths;
- physics – basic and applied;
- bioethics, humanities;
- anatomy & physiology & pathology;
- biology & biochemistry;
- control theory, modelling & simulation;
- computer science – SW & programming;

- ☑ biomedical informatics;
- ☑ research methodology;
- ☑ cell & tissue engineering;
- ☑ gene & molecular engineering;
- ☑ medical physics, radiology, radiotherapy, radiation protection;
- ☑ artificial intelligence & neural networks;
- ☑ bionics, biocybernetics, robotics;
- ☑ ultrasound;
- ☑ nanotechnology;
- ☑ telemedicine & virtual reality;
- ☑ diagnostic & therapeutical methods;
- ☑ biomedical statistics & data analysis;
- ☑ clinical engineering;
- ☑ rehabilitation engineering;
- ☑ healthcare technology assessment & quality of life;
- ☑ health care organization & management & legislation;
- ☑ patient safety & hospital environment;
- ☑ medical technology marketing & economics

Exact wording and depth of contents of the mentioned courses may differ from programme to programme.

IV. CONCLUSIONS

The review of existing BME programmes at European universities showed that the number and proportion of BME study programmes is increasing. It may be a consequence of job market prediction (biomedical engineer is considered to be a profession with the most dynamically growth – e.g. it is expected that a number of BME job positions in U.S.A. will have been increased 72% by 2018 [4]). The rapid expected increase of the job market that is probably provoked by emergence of new technologies in biomedical instrumentation requires an interdisciplinary approach to prepare experts for the field.

Results of European BME study programmes survey showed significant differences between existing study programmes in terms of total duration, in ratio between 1st and 2nd cycle of study, in study organisation over a year, in systems of accreditation and quality assessment, and last but not at least in a content and orientation of the programmes. Some of the differences are given by national legislation and it will be rather difficult to reform the situation. On the other hand, the differences in the study programme contents can be usually eliminated so that common European BME HE space could be harmonised, at least to enable easier student, trainee and teacher exchange.

Generic structure of the BME study programmes as one of the CRH-BME project outcomes seems to be a proper tool to reach such a goal.

ACKNOWLEDGEMENT

The project No. 144537-TEMPUS-2008_GR-JPCR (2008-4527) “CRH-BME – Curricula Reformation and Harmonisation in the field of Biomedical Engineering” is a Joint Project within the TEMPUS IV program and is 95%

financed by the Commission of the European Communities and 5% financed by participating institutions.

REFERENCES

- [1] <http://crhbme.upatras.gr/>
- [2] CRH-BME Curricula Reformation and Harmonisation in the Field of Biomedical Engineering leaflet.
- [3] Generic Programs for graduate and postgraduate studies in Biomedical Engineering (WG2), TEMPUS IV – CRH-BME, 45pp.
- [4] Occupational Outlook Handbook (OOH), 2010-11 Edition. United States Department of Labor (<http://www.bls.gov/oco/>). Also reported on in: Shellenbarger, S, "What Will Be the Hot Jobs of 2018?", The Wall Street Journal, May 26, 2010, <http://online.wsj.com/article/SB10001424052748704026204575266342935418962.html>

Studijní programy a obory BMT/BMI z hlediska potřeb poskytovatelů zdravotní péče

Antonín GROŠPIC

Kabinet biomedicínské techniky Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, Ruská 85, 101 00 Praha 10, angr@ikem.cz

Abstrakt. V České republice je pět vysokých škol, které část své kapacity věnují studijním programům a oborům Biomedicínská technika, Biomedicínské inženýrství ve smyslu zák. 96/2004 Sb. o zdravotnických nelékařských pracovních. Autor příspěvku se zabývá jejich porovnáním a vyjadřuje se k nim z hlediska činností, které na tyto odborníky čekají v nemocnicích nebo u dodavatelů zdravotnických prostředků a servisní podpory pro ně.

Klíčová slova: Biomedicínský inženýr (BMI), Biomedicínský technik (BMT), studijní program, studijní obor, zák. 96/2004 Sb., odborná způsobilost

I. ÚVOD

Vzdor afiliaci uvedené v záhlaví spočívá profesní minulost i přítomnost autora tohoto sdělení v činnostech biomedicínského inženýra v nemocnici. Nejdříve ve vývoji a výzkumu, později v managementu zdravotnických přístrojů.

Oddělení zdravotnické techniky, které autor vedl 20 let, je akreditovaným školicím pracovištěm Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví a poskytuje praxe studentům biomedicínského inženýrství či techniky. Autor se tudíž setkává se studenty a absolventy všech pěti vysokých škol, které pro tuto profesi zavedly studijní program či obor (dále jen „program“). Zamýšlí se nad předmětovým složením těchto programů a konfrontuje je s typickými potřebami zdravotnického zařízení, nemocnice.

Užívání zdravotnických přístrojů k poskytování zdravotní péče je upraveno řadou právních předpisů a technických norem. Splnit jejich požadavky může poskytovatel jen zavedením komplexní administrativní a technické správy zdravotnických přístrojů. To je podle mínění autora první a patrně největší oblastí uplatnění biomedicínských techniků a inženýrů.

Pro sféru prodejců a poskytovatelů technického servisu zdravotnických přístrojů je užitečný profil absolventa stejný jako pro zdravotnická zařízení nebo je jen nevýznamně odlišný. Různosti se snadno vyrovnají individuálním vzděláváním, školením u konkrétního zaměstnavatele.

Třetí a zatím patrně nejmenší oblastí je vývoj a výroba přístrojů.

Všichni, kdo vzdělávají, by měli stále své studijní programy konfrontovat s potřebami praxe, tedy domén uplatnění, a neulehčovat si sestavování věcně náplně programů a jejich pedagogické zajištění podle toho, jaká disciplína je jim nejbližší a co jsou schopni přednášet jejich pedagogové.

II. MATERIÁL

Autor prošel tzv. Bílé knihy či jiné prezentace studijních programů, jak je vystavují vysoké školy na svých internetových stránkách: FEL ČVUT Praha, FBMI ČVUT Kladno, VŠB-TU Ostrava, Ústav zdravotních studií TU Liberec, FEKT VUT Brno. Nahlédl i do některých předmětových anotací – s výjimkou TU Liberec, neboť je v elektronické formě nenašel.

Kontrola, zda se jedná skutečně o zdravotnický akreditované programy či obory, byla provedena podle tabulkového přehledu MZ ČR uveřejněného na jeho internetovém portálu v září 2010. V současnosti není na tomto portálu taková tabulka vůbec k dispozici, natož aktualizovaná. Zdravotnický akreditované studijní programy vysokých škol nelze rozeznat ani v seznamu na portálu MŠMT ČR.

Čím podrobnější a přesnější srovnání, tím objemnější by bylo – až by se stalo nepřehledným. Jestliže ale vyjdeme ze základního předpokladu pro nabytí odborné způsobilosti BMT, resp. BMI (zák. č. 96/2004 Sb., § 20, resp. § 27), jímž je elektrotechnické vzdělání na úrovni bakalářské, resp. magisterské, zjednoduší se srovnání na dvě předmětové kategorie: matematika a elektrotechnika.

Zařazování předmětů do kategorie Matematika (MAT) je jednoduché a jasné. Do kategorie Elektrotechnika (EL) zahrnul autor vedle vlastních elektrotechnických předmětů i předměty pojednávající o signálech a jejich zpracování, taktéž předměty zabývající se konstrukcí elektrických zařízení a přístrojů. Naopak nezahrnul kurzy fyziky, byť by v nich byla o elektrině a magnetismu zmínka. Tak se může elektrotechnika učit na gymnáziu, nikoli však na elektrotechnicky zaměřené vysoké škole.

Z důvodů, které budou vysvětleny dále, připojil autor do srovnávací tabulky ještě sloupec udávající

expozici matematiky za jeho studií v 60. letech minulého století.

Dalšími předmětovými kategoriemi, které však nebyly do porovnávání výše uvedených škol zahrnuty, jsou předměty zdravotnické (základy medicíny, etika, organizace zdravotnictví apod.) a předměty zdravotnicko-technické: diagnostické a terapeutické metody a jejich instrumentace (technické, elektronické speciality), zpracování obrazu, biologické signály, speciální senzory ve zdravotnictví apod. Tyto předmětové kategorie jsou školami různě akcentovány, avšak vždy jsou přítomné. Již zcela bez povšimnutí ponechal autor jazykovou přípravu, různá cvičení prezentačních dovedností atd.

III. ZJIŠTĚNÍ

SEMESTR	Praha		Kladno		Liberec		Ostrava		Brno		60.léta	
	MAT	EL	MAT	EL	MAT	EL	MAT	EL	MAT	EL	M	
1	8+4		2+2	1+0	3+2		2+4	1+0	3+3		5+5	BAKAL
2	4+2	3+2	3+3		3+2		2+2	3+3	3+2		4+4	
3	4+2	8+6	-	4+4	3+2	2+2	2+2	3+3			3+2	
4	-	2+2	-	2+2		3+2		1+2	2+2	3+1(1)	4+4	
5	-	2+2	-	4+6		4+3		3+2			3+3	
6	-	2+2	-	2+2				2+2			3+2	
CELKEM	16+8	17+14	5+5	13+14	9+6	9+7	6+8	13+12	8+7	0	22+20	
7	-	5+4					3+2	6+9		1+1(2)	3+2	MAGISTER
8	-						0+2	6+9			3+2	
9	-							2+2			-	
10	-										-	
CELKEM	0	5+4					3+4	14+20	0	0	6+4	

(1) Zprac.signálů a obrazů

(2) Analýza signálů a obrazů a jako jeden z PV 2+4 Teorie elektronických obvodů

zdravotnický akreditovaný program či obor

Tab.I. Zdravotnický akreditované studijní programy nebo obory českých vysokých škol pro získání odborné způsobilosti **Biomedicínský technik, Biomedicínský inženýr** ve smyslu zák. 96/2004

Tabulka I ukazuje týdenní hodinové dotace kategorií MAT a EL v jednotlivých semestrech studia u výše vyjmenovaných škol. Dvě vysoké školy umožňují studentům nabytí odborné způsobilosti Biomedicínský technik (bakal. stupeň) i Biomedicínský inženýr (magisterský stupeň). Zbýlé tři školy jednu z těchto dvou způsobilostí.

U FEL ČVUT Praha, která poskytuje jen inženýrské vzdělání BMI, je třeba pro objektivitu

srovnání uvést i jeden z několika bakalářských nezdravotnických studijních oborů, a to kvůli nezkrácenému přehledu průpravy studentů v MAT a EL, než začnou studovat zdravotnický magisterský program Biomedicínské inženýrství. Autorovi nešlo o dramtizování rozdílů mezi školami, a proto vybral z bohaté nabídky FEL bakalářský obor s menší přípravou v kategoriích MAT a EL.

IV. DISKUSE

A. Kompatibilita studijních programů s příslušnými předpisy

Při porovnávání studijních programů a oborů nelze ignorovat požadavky přinejmenším dvou

právních předpisů: zák. 96/2004 Sb. a vyhl. č. 39/2004 Sb. v platných zněních. Z dikce §§ 20 a 27 zákona jasně vyplývá, že biomedicínský technik a biomedicínský inženýr musí mít bakalářské, resp. magisterské **elektrotechnické** vzdělání. Je tedy především technikem, elektrotechnikem. Znalosti typicky zdravotnické (medicína, etika, legislativa, organizace, ekonomika zdravotnických služeb) mají být jen doprovodné, umožňující absolventům

snadný vstup do specifického prostředí – prostředí velmi technizovaného, avšak netechnického. Vždyť ve zdravotnických zařízeních mají hlavní slovo tradiční zdravotnické profese a ekonomové. Hlasy techniků se téměř nepřípouštějí. To by měli změnit právě BMT a BMI. Tím, že svojí technickou vzdělaností a schopností komunikovat s tradičními zdravotnickými profesemi si získají jejich respekt, a ne tím, že je budou neuměle napodobovat nebo že se stanou „zdravotechnickými“ laboranty určenými k mačkání knoflíků u složitých přístrojových kompletů např. v kardiologii, laboranty, jimž přednášejí převážně lékaři nebo zase podobní laboranti s pár lety praxe. Není tím řečeno, že takto připravení absolventi nejsou zapotřebí. Ale nemožou být nositeli odborné způsobilosti BMT, BMI.

Právě poměr matematických, fyzikálních a technických na straně jedné a zdravotnických předmětů na straně druhé se u jednotlivých škol s programem BMT/BMI dosti různí. Proto iniciativou Společnosti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky vyšel v r. 2010 k vyhl. 39/2004 metodický pokyn, který má sjednotit předmětovou skladu výuky. Není přece možné, aby pracovníci jedné zdravotnické profese byli významně odlišně vzděláni. Aby vedle solidně vzdělaného elektrotechnika byl biomedicínským technikem i ten či ta, kdo dodatečně objevuje, že i v elektroinstalaci, na jejich vodičích, vzniká úbytek napětí, a tedy platí Ohmův zákon, že mezi vinutími transformátoru je nějaká kapacita, stejně tak co je plovoucí část zdravotnického elektrického přístroje.

Nejde jen o počet hodin předmětu. Jde také o to, jak je předmět rozložen nebo spíše „roztažen“. Přílišnou koncentrací do jednoho semestru, s vyšším počtem hodin se dosahuje znalostí „do zkoušky“ místo znalostí „pro život“.

Poslední, pravý sloupec tabulky I uvádí hodinové dotace studia elektrotechnického inženýrství v 60. letech minulého století. Autor tím nechce tvrdit, že to tak musí být stále. Od současných padesátníků a čtyřicátníků zjistil, že počet hodin postupně klesal. Avšak nikoli na tak nízkou hodnotu jako nyní. Přitom, a to je varovné, objem, rozsah přednášených témat se podstatně nezměnil. Možná spíše naopak (např. Z-transformace byla před 50 lety přednášena jako moderní novinka, dnes je běžným nástrojem).

Ano, musíme se vyrovnávat s tím, že přibývají nové disciplíny a že je nelze ve výuce ignorovat. Avšak musí být celá nebo téměř celá matematická výbava hekticky předána studentovi v bakalářském programu, jak se dosud povětšinou děje? Vzhledem k tomu, co bude dále řečeno o praktickém uplatnění bakaláře, potřebuje on projít (ale bez řádného procvičení) všemi finesami řešení integrálů, musí s ním být probrány všechny transformace? Musí být tak důkladně „předvařen“ pro inženýrské studium? Autor učinil zkušenosť, že nabyté či spíše „nabitě“

znalosti jsou jen na povrchu, málo samostatně aplikovatelné a rychle jsou z paměti vymazány.

Typický vysokoškolský student se naučí v krátké době neuvěřitelně velké množství učební látky. Byl učiněn pokus „nabít“ studenty bez elektrotechnické přípravy základy elektrotechniky a elektroniky během několika víkendů. Poměrně náročný písemný test složili takřka všichni. Jsou z nich elektrotechnici?

B. Diferenciace bakalářského a magisterského vzdělání odpovídající převážným uplatněním absolventů.

Vysokoškolský zákon definuje v § 45. odst. 1 bakalářský studijní program takto: „*Bakalářský studijní program je zaměřen na přípravu k výkonu povolání a ke studiu v magisterském studijním programu. V bakalářském studijním programu se bezprostředně využívají soudobé poznatky a metody; obsahuje též v potřebném rozsahu teoretické poznatky*“. V odst. 2 téhož paragrafu se praví: „*Standardní doba studia včetně praxe je nejméně tři a nejvýše čtyři roky*“.

Magisterský program je charakterizován v § 46, odst. 1 slovy: „*Magisterský studijní program je zaměřen na získání teoretických poznatků založených na soudobém stavu vědeckého poznání, výzkumu a vývoje, na zvládnutí jejich aplikace a na rozvinutí schopností k tvůrčí činnosti;.....*“. A pokud jde o délku studia (odst. 2 téhož paragrafu): „*..... standardní doba tohoto studia je nejméně jeden a nejvýše tři roky*“.

Z rozdílnosti obou dikcí je cítit, že bakalář má být připravován pro praktické (nebo aspoň výrazně praktičtější uplatnění ve srovnání s absolventem magisterského stupně studia), má tudíž projít více utilitárním vzdělávacím programem, kdežto magistrovi se má dostat hlavně teoretické (a tudíž více univerzální) vzdělání.

Praxe je u nás taková, že oba stupně vysokoškolského vzdělání byly pojaty obdobně jako systém základního vzdělání, jímž projde téměř každé dítě. Ale má dva stupně. A právě ta samozřejmě návaznost magisterského na bakalářské studium využívaná drtivou studentů je něco nenormálního. Má-li to tak z jakýchkoli důvodů přetrvávat, pak by se vysoké školství mělo vrátit k původnímu, u nás tradičnímu jednostupňovému vysokoškolskému studiu.

Pravda, vysoké školy se musí vyrovnat i s další částí již citovaného ustanovení odst. 2 § 46: „*Magisterský studijní program navazuje na bakalářský studijní program...*“

Nicméně citovaná ustanovení poskytují určitou volnost. Současná aplikace zmíněných paragrafů je sešněrovanější, než by musela být. Návaznost magisterského na bakalářský program nemusí být tak silná a přímočará a tím tak samozřejmá. Programy mohou být i delší než dosud jsou (3+2),

čehož by se dalo využít ve prospěch toho, aby bakalářský program byl více praktický, např. s vynecháním některých témat matematiky. Absolvent tříletého bakalářství, který by se rozhodl vstoupit do magisterského studia, by se podrobil roční přípravě na teoreticky náročnější dvouleté studium, nebo by se magisterské studium prodloužilo na tři roky.

Připustíme-li, že se současným vzděláváním se musí něco stát, pak variant pro úpravy je více. Měly by odstranit inflaci inženýrského vzdělání, vrátit mu původní kvalitu nastavením vyšší laťky. Např. v USA jsou bakalářské studijní programy mnohem více uzavřené a užitkové, s výhledem převážně do praxe, do zaměstnání.

V. ZÁVĚR

Autor se domnívá, že

1) Současné vzdělávací programy pro BMI a BMI musí být na jednotlivých vysokých školách jednotné a stejně kvalitní, odpovídající obecně platným předpisům.

2) Kvalifikovaná a profesionálně zdatná správa zdravotnických přístrojů v nemocnicích nebo jejich prodej či servis potřebují převážně absolventy uzavřenějších a prakticky zaměřených bakalářských studijních programů; inženýři by měli mít úlohu řídicí, koncepční, a měli by být v menšině vůči bakalářům.

3) Inženýrské vzdělání má být pro daný technický obor univerzální a mít hluboké teoretické základy. Jeho hlavní uplatnění je ve vývoji, konstrukci, výzkumu a v řídicích nebo koncepčních funkcích.

Víceoborová inovace studia Matematické biologie

Jiří HOLČÍK

Institut biostatistiky a analýz LF a PFF Masarykovy univerzity, Kamenice 126/3, 625 00 Brno, Česká republika, holcik@iba.muni.cz

Abstrakt. Příspěvek seznamuje čtenáře s cíli a dílčími výsledky řešení pedagogického projektu ESF č.CZ.1.07/2.2.00/07.0318 „Víceoborová inovace studia Matematické biologie“, který je v období 2009 – 2012 řešen na Institutu biostatistiky a analýz LF a PFF Masarykovy univerzity.

Klíčová slova. Výuka, matematická biologie, biomedicínská informatika, projekt ESF OP VK.

I. ÚVOD

Institut biostatistiky a analýz LF a PFF Masarykovy univerzity je v letech 2009 – 2012 řešitelem projektu ESF Operačního programu Vzdělávání pro konkurenceschopnost č. CZ.1.07/2.2.00/07.0318 „Víceoborová inovace studia Matematické biologie“, který je v gesci MŠMT ČR.

Hlavním proklamovaným cílem projektu je kvalitativní rozvoj studijního oboru Matematická biologie programu Biologie PFF Masarykovy univerzity. K naplnění tohoto základního cíle projektu slouží několik dílčích strategií:

- zvýšení kvality výuky v bakalářském i navazujícím magisterském stupni oboru Matematická biologie PFF MU změnou náplně a vzájemného uspořádání předmětů, zajišťovaných pracovníky IBA MU a pořádáním letních škol pro studenty oboru, kdy a kde se studenti seznámí s aktuálními trendy oboru prostřednictvím přednášek interních i externích tuzemských i zahraničních lektorů;
- zvýšení počtu zájemců o studium oboru Matematická biologie a zvýšením úrovně požadavků při přijímacím řízení dosáhnout vyšší úrovně vstupních znalostí a schopností studentů oboru;
- zvýšení pedagogických a odborných kompetencí vyučujících z IBA MU.

Na rozdíl od skladby oboru před začátkem řešení projektu, která byla orientována zejména na statistické metody zpracování biologických a medicínských, epidemiologických a ekologických dat, rozšířila se škála nabídky předmětů (povinných i doporučených) i na oblasti teorie systémů a signálů, resp. časových řad a modelování biosystémů s aplikacemi, kromě výše uvedených, i na oblast zpracování a modelování fyziologických signálů, jedno- i vícerozměrných a na oblast zpracování genomických a proteomických dat.

Zájmem řešitelů projektu bylo pokusit se i o vytvoření náplně jednotlivých předmětů tak, aby mohly sloužit nejen specializovaným potřebám oboru Matematická biologie, nýbrž i studentům ostatních oborů a programů Přírodovědecké i dalších fakult MU.

II. STRUKTURA A NÁPLŇ INOVOVANÝCH PŘEDMĚTŮ

Záměrem řešitelů bylo propojit studium základů obou specializačních částí oboru, tj. ryze biologických a matematických předmětů s nástavbovými předměty zajišťovanými pracovníky IBA MU a vytvořit jasné a srozumitelné vazby i mezi jednotlivými nastavbovými předměty. Ty jsou: „Biostatistika“, „Vícerozměrné statistické metody“, „Úvod do matematického modelování“, „Signály a lineární systémy“ v bakalářském studiu a předměty „Analýza a klasifikace dat“, „Pokročilé neparametrické metody“, „Lineární a adaptivní zpracování dat“, „Vědecké výpočty v biologii a medicíně“, „Environmentální informační systémy“ a „Statistické hodnocení biodiverzity“ v magisterském studiu. Byla rozšířena kapacita praktické výuky – zavedením cvičení a počítačových laboratoří u jednotlivých předmětů a zavedeny dva projektově orientované předměty – „Týmový projekt“ v bakalářském studiu a „Projekt z Matematické biologie“ v navazujícím magisterském studiu. Pro všechny předměty byly vytvořeny nové přednáškové prezentace a elektronické texty, které jsou průběžně publikovány na webové stránce projektu (<http://www.iba.muni.cz/esf/index.php?pg=bimat-víceoborova-inovace-studia-matematicke-biologie>) i ve formě tištěných skript.

A. Biostatistika

Předmět Biostatistika je novým předmětem, který vznikl v rámci projektu a navazuje na matematické předměty představující úvod do teorie pravděpodobnosti a statistiky. Jeho náplň se zabývá především specifiky statistiky v klinickém výzkumu a praxi, typy dat v klinickém výzkumu a grafické možnosti jejich znázornění, specifiky klinických dat a jejich důsledky pro analýzu, modelovými pravděpodobnostními rozloženími a jejich praktickým využitím, možnostmi přípravy dat k analýze, teorii testování hypotéz, statistickými testy pro spojitá i diskrétní data, statistickým vyjádřením rizika, analýzou rozptylu a základy korelační a regresní analýzy, základy designu a analýzy experimentů v klinickém hodnocení léčiv a konečně základy analýzy přežití.

B. Vícerozměrné statistické metody

Navazující předmět Vícerozměrné statistické metody je orientován na popis a aplikaci vícerozměrných klasifikačních postupů v oblasti analýzy biologických, medicínských

a environmentálních dat. Obsah předmětu se orientuje především na problematiku vícerozměrných statistických testů a rozložení, definice podobnosti a vzdálenosti objektů ve vícerozměrném prostoru (metriky, asociační matice), které se posléze využívají v algoritmech shlukové (hierarchických, nehierarchických) a ordinační analýzy – zejména analýzy hlavních komponent a korespondenční analýzy.

C. Úvod do matematického modelování

Předmět využívá znalost studentů z oblasti diferenciálních a diferenčních rovnic, jejich systémů a řešení a prakticky je aplikuje a demonstuje výsledky na příkladech populační dynamiky. Úvodní metodologické poznatky o členění a tvorbě matematických modelů, včetně modelování neurčitosti, nejistoty a rizika rozvíjí na příkladech růstu populace živých organismů, dynamiky populace pod tlakem nespécializovaného predátora, resp. dynamiky interagujících populací. Praktická řešení modelových příkladů jsou demonstrovány pomocí systému počítačové algebry Maple.

D. Signály a lineární systémy

Podobně jako Úvod do matematického modelování používá tento předmět některé základní znalosti z oblasti diferenciálních a diferenčních rovnic a rozvíjí je do oblasti zpracování časových řad, jejich spektrální analýzy a popisu vlastností lineárních soustav, přičemž k výkladu mnohých skutečností jsou využívány i algoritmy pracující se spojitými funkcemi. Předmět je v magisterském studiu rozvíjen v problematice modelování časových řad v předmětu Lineární a adaptivní zpracování dat.

E. Analýza a klasifikace dat

Předmět představuje teoretickou nadstavbu nad Více-rozměrnými statistickými metodami. Zabývá se principy strukturálních, zejména však příznakových klasifikačních metod. Metody probírá z hlediska tří principů konstrukce rozhodovacího pravidla – klasifikace pomocí diskriminační funkce, pomocí minimální vzdálenosti a pomocí definice hranic mezi jednotlivými klasifikačními třídami. Jako příklad prvního přístupu je prezentován bayesovský klasifikátor a jeho varianty, za reprezentanty metod pro stanovení lineárních hranic mezi třídami jsou považovány algoritmus vycházející z metody nejmenších čtverců, perceptron, Fisherův diskriminační algoritmus a algoritmus podpůrných vektorů. Pro klasifikaci podle minimální vzdálenosti jsou využívány jak pravděpodobnostní, tak i deterministické metriky. Návrh klasifikátorů je doplněn metodami výběrů příznaků, jak metodami selekce, tak extrakce příznaků, ze kterých je prostor věnován zejména analýze hlavních komponent, analýze nezávislých komponent a faktorové analýze.

F. Pokročilé neparametrické metody

Předmět dále rozvíjí problematiku klasifikace vícerozměrných dat směrem k sekvenčním klasifikátorům a regresním algoritmům, důraz je kladen na problematiku rozhodova-

vacích stromů a náhodných lesů. Dále se předmět věnuje měření přesnosti modelů a validačním technikám

G. Lineární a adaptivní zpracování dat

Jak již bylo výše uvedeno, tento předmět, pokračuje v problematice zpracování a modelování časových řad, zejména se věnuje problematice lineární frekvenční filtrace, kumulačním technikám, Boxově-Jenkinsově metodice tvorby modelů časových řad a metodám adaptivní filtrace a predikce.

H. Vědecké výpočty v biologii a medicíně

Aplikační informatický předmět se zabývá pokročilými metodami výpočtů v biologii a medicíně, především v podmínkách nejistoty a neurčitosti. Uvádí přehled nejpoužívanějších biologických databází a formátů dat v bioinformatice spolu s přehledem technologií pro vědecké výpočty v dané oblasti aplikací.

I. Environmentální informační systémy

Přehledový informatický předmět, který studentům uvádí obecné informace o informačních systémech, které posléze konkretizuje s ohledem na environmentální informační systémy. Rozebírá typy a kvalitu environmentálních dat a informace a dále pokračuje možnostmi environmentálního monitorování ať již obecně či ve speciálních případech monitorování ovzduší, vody, půdy. Konečně podává přehled dostupných environmentálních informačních systémů v ČR a Evropě.

J. Statistické hodnocení biodiverzity

Předmět není nabízen jen studentům oboru Matematická biologie, nýbrž je navštěvován i zájemci všech ostatních oborů programu Biologie. Vysvětluje základní pojmy a na přijatelné matematické úrovni vysvětluje i pomocí případových studií postupy matematického hodnocení biodiverzity, případně seznamuje s použitelným softwarem.

K. Projektově orientované předměty

Předměty, které měly jak v bakalářském, tak magisterském studiu částečně nahradit nedostatek praktické výuky v jednotlivých specializovaných předmětech. Byly poprvé zavedeny do studijních plánů výuky od akademického roku 2010/2011 a u všech studentů jednoznačně vyvolaly kladnou odezvu. O zaujetí studentů svědčí, že ve všech případech zdaleka překročili plnění zadání.

Témata, která studenti ve skupinách řešili, byla v tomto roku v bakalářském studiu:

- analýza lesnické typologie;
- analýza rizikových faktorů a mortality – kardiologie;
- analýza vztahů mezi výskytem organismů a podmínkami prostředí;
- prognostické faktory a analýza léčby chronické myeloidní leukémie

a v magisterském studiu:

- detekce epileptických vln v elektroencefalogramu;
- analýza signálů z měření tkáňové perfúze pro studium vazospasmů;
- analýza signálů z měření krevního tlaku při sledování cirkadiálních rytmů;
- modelování distribuce chemických látek v říční síti.

Všechna témata byla z jiné oblasti, než kterou studenti řešili či řeší v rámci svých závěrečných prací a nepatrně překračovala předpokládané obecné znalosti studentů na dané úrovni studia. Studenti samozřejmě byli nuceni získat nové specifické znalosti z dané zpracovávané aplikační oblasti.

III. TÉMATA LETNÍCH ŠKOL

Díky projektové podpoře bylo možné udržet tradici letních škol pořádané IBA MU pro studenty oboru Matematické biologie, případně studentů dalších programů a oborů Přírodovědecké i ostatních fakult Masarykovy univerzity. Bylo a je samozřejmě možné, aby se letních škol zúčastnili i externí účastníci, ovšem díky pravidlům projektu bez projektové finanční podpory.

Dosud byly uspořádány následující letní školy.

Červen 2009 - „Analýza klinických a biomedicinských dat v mezioborovém pojetí“, Brno, IBA MU. Letní škola byla orientována na problematiku zpracování časových řad a biomedicinských obrazů a současně na některé terminologické záležitosti z pohledu statistického a deterministického zpracování dat. Díky tomuto lingvistickému zaměření byla tato letní škola Matematické biologie na rozdíl od všech ostatních, které jsou tradičně bilingvální (v angličtině a češtině) vedena pouze v českém jazyku.

Září 2010 „Deterministické a stochastické modelování v biologii a medicíně“, Lednice na Moravě. Bylo prezentováno celkem sedm přednášek přednášejícími ze Švýcarska, Itálie a České republiky.

Září 2011, „Biodiverzita od genetiky po geografii a od matematiky po management“, Lednice na Moravě. Připravený program obsahuje osm odborných přednášek na témata jako evoluce biodiverzity, genetická diverzita, změny biodiverzity v prostoru a čase a analýza diverzity v prostoru/čase, modelování populací a jejich interakcí, matematické hodnocení diverzity, využití biodiverzity v hodnocení ekologických rizik: hodnocení ekologického stavu toků prostřednictvím složení společenstev makrozoobentosu, analytická definice lesnické typologie a její využití v praxi.

Pravidelnou součástí všech letních škol, pořádaných v rámci projektu, je i soutěž studentských prací, která podněcuje studijní i odbornou aktivitu studentů/účastníků letní školy, zejména oboru Matematická biologie.

Díky projektové podpoře byly ve všech třech případech vydány sborníky přednášek lektorů letních škol i abstraktů studentských prací.

IV. ZVÝŠENÍ PEDAGOGICKÝCH KOMPETENCÍ VYUČUJÍCÍCH

Pedagogové na vysokých školách jsou zpravidla odborníci v dané problematice bez základního či speciálního pedagogického vzdělání. K částečné nápravě tohoto stavu byly pro mladé pracovníky a doktorandy IBA zorganizovány dva na sebe navazující dvoudenní semináře na téma „Pedagogické dovednosti vysokoškolského učitele“. Semináře se zabývaly tématy jako role pedagoga na vysoké škole, pedagogické zásady, jak vyvolat motivaci k učení, základy komunikace učitel – student, formy vyučovacích metod. Semináře probíhaly formou interaktivního dialogu, součástí programu byla i vystoupení jednotlivých účastníků kurzu, aby ukázali, jak umí prakticky uplatnit uvedené zásady ve vlastní výuce.

V. PROPAGACE STUDIA

Jak bylo výše uvedeno, jedním ze základních cílů projektu bylo a je zvýšení počtu zájemců o studium oboru Matematická biologie a zvýšením úrovně požadavků při přijímacím řízení dosáhnout vyšší úrovně vstupních znalostí a schopností studentů oboru.

Ke splnění tohoto cíle byly v rámci projektu organizovány návštěvy na středních školách v Brně a jeho okolí, připraveny propagační materiály, které byly rozesílány na střední školy v celé České republice, byly připraveny informace pro studenty ostatních fakult Masarykovy univerzity o jednotlivých předmětech zajišťovaných pracovníky IBA MU, obor Matematická biologie byl propagován v odborném tisku a samozřejmě i na webových stránkách IBA MU.

V důsledku těchto aktivit vzrostl počet zájemců o studium oboru za dobu řešení projektu téměř o 40%, což umožnilo výrazně zvýšit požadavky na přijetí, nejvíce z oborů Přírodovědecké fakulty MU. Zajímavým jevem je i nadstandardně vysoký poměr studentů, kteří nastoupili do studia prvního ročníku vůči přijatým studentům. Téměř 63% v roce 2010 i za situace, kdy byl dle globálních pravidel Přírodovědecké fakulty MU přijat poměrně vysoký počet studentů bez přijímacích zkoušek.

PODĚKOVÁNÍ

Příprava nových učebních materiálů pro obor Matematická biologie je podporována projektem ESF č.CZ.1.07/2.2.00/07.0318 „Víceoborová inovace studia Matematické biologie“ a státním rozpočtem České republiky.

Výuka Protetiky a ortotiky na Strojníckej fakulte Technickej univerzity v Košiciach

Jozef ŽIVČÁK¹, Radovan HUDÁK¹, Monika MICHALÍKOVÁ¹, Teodor TÓTH²,
Lucia BEDNARČÍKOVÁ¹

¹ Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, jozef.zivcak@tuke.sk, radovan.hudak@tuke.sk, monika.michalikova@tuke.sk, lucia.hutnikova@tuke.sk

² Katedra automatizácie, riadenia a komunikačných rozhraní, Strojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, teodor.toth@tuke.sk

Abstract. Biomedicínske inžinierstvo predstavuje na Slovensku dynamicky sa rozvíjajúci vedný a študijný odbor, ktorý zaznamenáva neustály kvalitatívny i kvantitatívny rast v celosvetovom meradle. Táto skutočnosť vedie k zintenzívňovaniu medzinárodnej spolupráce v študijnej oblasti, ako i v rámci integrovaných vedeckých i pedagogických projektov podporovaných Európskou úniou. Strojnícka fakulta TU v Košiciach ponúka bakalárske štúdium Protetiky a ortotiky s cieľom vychovávať odborníkov s dobrými znalosťami biomechaniky, materiálov a technologických postupov, pre priamy nástup do praxe na pracoviskách ortopédie, rehabilitácie, fyzioterapie, či ergoterapie.

V roku 2006 bol priznaním dekrétu založený v rámci študijného odboru 5.2.47 Biomedicínske inžinierstvo bakalársky študijný program Protetika a ortotika v dennej a externej forme. Štandardná dĺžka štúdia je 3 roky, zakončená je štátnou skúškou a absolventovi je priznaný titul Bc. – bakalár v odbore Biomedicínske inžinierstvo.

Keywords. protetika, ortotika, štúdium, biomedicínske inžinierstvo.

I. DEFINÍCIA A ZAMERANIE ŠTUDIJNÉHO PROGRAMU PROTETIKA A ORTOTIKA

Podnetom k vzniku a vývoju študijného programu Protetika a ortotika je potreba vysokoškolsky vzdelaného odborníka v oblasti Protetiky a ortotiky, ktorý by bol partnerom pre lekára, fyzioterapeuta, či ergoterapeuta. Nemaľý význam má aj z dôvodov potreby rozvoja rehabilitácie a podporných technológií pre občanov so zdravotným postihnutím za účelom zabezpečenia ich aktívnej participácie na spoločenskom živote v podmienkach sociálnej inklúzie.

V roku 2006 bol priznaním dekrétu založený v rámci študijného odboru 5.2.47 Biomedicínske inžinierstvo bakalársky študijný program Protetika a ortotika v dennej a externej forme. Štandardná dĺžka štúdia je 3 roky, zakončená je štátnou skúškou a absolventovi je priznaný titul Bc. – bakalár v odbore Biomedicínske inžinierstvo. Garantom štúdia je Dr.h.c. prof. Ing. Jozef Živčák, PhD.

Prioritným cieľom študijného programu Protetika a ortotika je príprava vysokoškolsky kvalifikovaných

zdravotníckych pracovníkov, oprávnených v rámci liečebnej a rehabilitačnej starostlivosti na základe indikácie lekára, navrhovať a opravovať ortotické a protetické pomôcky v celom rozsahu odboru. Tento pracovník bude schopný účinne spolupracovať s lekáorskými i nelekárskymi zdravotníckymi pracovníkmi v oblasti liečebnej a rehabilitačnej starostlivosti.

Pre absolventov je možné ďalšie pokračovanie vo vzdelávaní na 2. a 3. stupni v odbore Biomedicínske inžinierstvo.

Absolvent študijného programu Protetika a ortotika bude odborným pracovníkom uplatniteľným predovšetkým na špecializovaných pracoviskách, ktoré poskytujú zdravotnú starostlivosť v programe protetika a ortotika, a tiež ako člen multidisciplinárnych tímov v zdravotníckych zariadeniach a rehabilitačných ústavov, 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.

Absolventi študijného programu Protetika a ortotika sú spôsobilí vykonávať profesie:

- odborný pracovník s uplatnením v klinickej praxi a v nadväzných obchodných a servisných organizáciách (ortopédia, protetika, rehabilitácia, servis zdravotníckej techniky, vedenie databáz,...);
- odborný pracovník najmä v lekáorských, biologických, biomechanických laboratóriách.

II. ŠTRUKTÚRA ŠTUDIJNÝCH PREDMETOV

Ciele študijného programu sú realizované prostredníctvom teoretickej výučby a praktických cvičení tak, aby absolvent zvládol teoretické, praktické a klinické znalosti v celom rozsahu programu Protetika a ortotika. Personálne garancie Katedry biomedicínskeho inžinierstva a merania a jej spolupracovníkov z Lekárskej fakulty UPJŠ a klinického prostredia nemocníc v Košiciach sú zárukou, že obsah výučby bude rešpektovať vývoj v oblasti ortotiky a protetiky vo vyspelých štátoch v zahraničí a je navrhnutý tak, aby rešpektoval požiadavky na odborného pracovníka v Protetike a ortotike.

Zameranie predmetov:

- technické: fyzika, mechanika, náuka o materiály, testovanie výrobkov, štatistické metódy, základy informačných systémov
- lekárske: funkčná anatómia, úvod do biofyziky, tkanivové systémy, etika v zdravotníctve
- interdisciplinárne: úvod do protetiky a ortotiky, základy klinickej protetiky a ortotiky, základy technickej protetiky a ortotiky, protetika a ortotika (I, II, III), biomechanika v protetike a ortotike (I, II, III), zdravotnícke systémy, zdravotnícke pomôcky, architektúra protetických a ortotických systémov, podporné technológie pre zdravotne postihnutých, analýza pohybu človeka, ergonomické merania a ďalšie

III. VYBAVENIE LABORATÓRIÍ

Vzhľadom na potrebu praktickej výuky v študijnom programe Protetika a ortotika disponuje Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania špičkovým vybavením učeným k výuke a výskumu v tejto oblasti (Obr.1).



Obr. 1 Vybrané laboratóriá Katedry biomedicínskeho inžinierstva a merania Strojnickej fakulty TU v Košiciach.

V oblasti týkajúcej sa protetiky (Obr.2) je to zariadenie na kompletizáciu a určenie stavebných línií protéz dolných končatín, vákuová technika potrebná pri výrobe lôžok protéz ako aj komponenty modulárnych protéz dolných končatín.



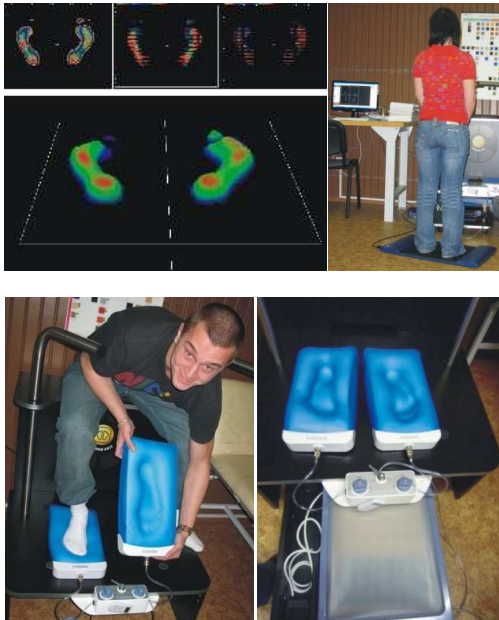
Obr. 2 Vybavenie v oblasti protetiky.

V oblasti ortotiky sa praktická výuka zameriava prioritne na výrobu ortéz z nízko-teplotných termoplastov, ktoré sú aktivované vo vodnej lázni s teplotou 60 až 70°C (Obr.3). Študenti sú v rámci externého pracoviska zapojení aj do výroby korzetov a ortéz z vysoko-teplotných termoplastov.



Obr. 3 Praktická časť výuky ortotiky a jej výstupy.

Praktická výuka v rámci kalceotiky zahŕňa vyšetrovacie a výrobné metódy od najbežnejšie používaných (vyšetrenie nohy pomocou obkresu, plantografu, podoskopu, odobratie mier na individuálne ortopedické vložky a individuálnu ortopedickú obuv, výroba a opracovanie sadrového odliatku nohy, výroba ortopedických vložiek lepením) až po najnovšie trendy (baropodometrické vyšetrenie (Obr.4), vyšetrenie nohy 3D skenerom, výroba individuálnych ortopedických vložiek vákuovou metódou(Obr.4)).



Obr. 4 Vyšetrenie na baropodometri a výroba vložiek vákuovou metódou.

IV. ZÁVER

Biomedicínske inžinierstvo sa na technických univerzitách 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 rozvoju Protetiky a ortotiky.

POĎAKOVANIE

Tento článok bol vytvorený realizáciou projektu "Centrum výskumu riadenia technických, environmentálnych a humánnych rizík pre trvalý rozvoj produkcie a výrobkov v strojárstve" (ITMS:26220120060), na základe podpory operačného programu Výskum a vývoj financovaného z Európskeho fondu regionálneho rozvoja.

Sekce:

Aplikace biomedicínského inženýrství ve výuce

Inovace předmětu Biotelemetrie, laboratorní úloha Low power RF

Martin ČERNÝ¹, Michal PRAUZEK¹

¹ Department of Cybernetics and Biomedical Engineering, VSB – Technical University of Ostrava, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava Poruba, Czech Republic, martin.ceny@vsb.cz, michal.prauzek@vsb.cz

Abstrakt. Problematika biotelemetrie je na VŠB – Technické univerzitě Ostrava vyučována od roku 2007. Je vyučována v rámci volitelného předmětu Biotelemetrie. Tento předmět je určen pro studenty bakalářského studia a klade si za úkol je seznámit s možnostmi přenosu biomedicinských dat jak drátovou, tak bezdrátovou komunikační cestou. Vzhledem k tomu, že v oblasti komunikací dochází k rychlému rozvoji, byl tento předmět inovován novými laboratorními úlohami. Jednou z nich je laboratorní úloha demonstrující možnosti a vlastnosti Low power RF sub 1GHz technologií pro přenos dat.

Klíčová slova. Low power RF, Biotelemetrie, CC1111

I. ÚVOD

Předmět biotelemetrie je koncipován jako praktický předmět pro studenty bakalářského studia. Jeho hodinová dotace je 1 hodina přednášky a dvě hodiny praktického cvičení týdně. V rámci tohoto předmětu jsou studenti seznamováni s různými metodami přenosu dat.

Výuka je rozdělena do deseti kapitol, které odpovídají počtu přednášek za semestr. První čtyři kapitoly zaměřeny na historii telemetrie, úvod do snímání biosignálů, způsoby měření biosignálů, druhy biomedicinských senzorů a normy pro modulace signálu. Další kapitola pojednává o krocích A/D konverze. Další část přednášek je věnována základům komunikace jako je například paralelní a sériový přenos dat, synchronní a asynchronní přenos dat, multiplex, taxonomie sítí, topologie sítě a ISO-OSI model. Další kapitoly se zabývají konkrétními technologiemi a standardy pro drátový a bezdrátový přenos dat. Studenti se tak seznámí se standardy RS232, paralelní komunikace, USB, FireWire, GPIB a Ethernet. Z bezdrátových technologií jsou přednášeny mainstream technologie jako je Bluetooth, ZigBee, Wi-Fi, GPS a GPRS. Nakonec jsou studenti seznámeni s možnostmi využití v praxi a v systémech vzdálené domácí péče.

Důležitou částí předmětu jsou praktické laboratorní úlohy. Od začátku výuky tohoto předmětu jsou součástí úlohy, které se zabývají druhy modulace signálu, standardy RS232, Bluetooth, ZigBee a bezdrátovým přenosem dat na ISM frekvencích. Každá z vytvořených úloh využívá spojení bezdrátové technologie a lékařského zařízení nebo obvodů pro měření biologických signálů. Všechny navržené a použité přístroje jsou realizované naší laboratoří

biomedicinské inženýrství. Většinou se používají OEM moduly pro měření biologických signálů, jako je teplota, krevní tlak, plethysmografie a EKG. Jsou ale také využívána základní elektrotechnická zapojení pro měření například EKG, které byly realizovány v naší laboratoři. Bezdrátová komunikace je realizována komerčními bezdrátovými moduly, které mohou být vestavěny do průmyslových výrobků. Na přijímací straně (PC) se používá vývojové desky, aby se studenti mohli vidět skutečný hardware. I když je každé cvičení zaměřeno na jinou problematiku, existuje mezi cvičeními spojitost ve smyslu druhu měřených a přenášených dat - biosignálů. Student dokáže identifikovat rozdíly mezi podobnými technologiemi, jejich rozsah a spotřebu energie. Použité zařízení jsou navržena tak, aby byla pro studenty názorná a bezpečná ale také aby odolala jejich nekvalifikovaným zásahům.

II. LOW POWER RF

Low Power RF technologie jsou technologická řešení pro přenos dat na krátkou vzdálenost s co nejmenší spotřebou energie. Jsou velmi užitečné v aplikacích s přenosem dat na krátké vzdálenosti bez potřeby přenášet větší objemy dat. Pro RF technologie je typické, že mohou být v režimu spánku z 95% času. V tomto režimu je jejich spotřeba snížena na minimální možnou hranici pohybující se v úrovních 0,5mA. Pro přechod z režimu spánku potřebují zařízení 300 ms nebo méně. Při vysílání dat spotřebují méně než 16 mA a při příjmu 20 mA. Díky tomu dochází ke snížení celkové spotřeby a zvyšování výdrže bezdrátového měřicího prvku. Dalším trendem v oblasti low power RF je také způsob řešení hardware. Významnými jsou hardware řešení, která nesou označení SoC (System on Chip). Na jednom chipu (součástce) se tak nachází kompletní řešení bezdrátového modulu a to ve formě plnohodnotného mikroprocesoru s mnoha periferiemi a RF front end.



Fig. 1. Vývojový kit CC111x

Pro seznámení studentů s těmito řešeními byla vytvořena laboratorní úloha, která využívá SoC s označením CC1111 od firmy Texas Instruments.

CC1111 je SoC řešení low power RF s nízkou spotřebou energie komunikující v sub-1 GHz pásmech, určený pro lowpower bezdrátové aplikace jako je například automatizace domů a nebo přenos diskontinuálních datových toků. CC1111 obsahuje kompletní Rf rozhraní a mikroprocesor na standardu 8051 až s 32kB paměti flash a až 4kB RAM. CC1111 obsahuje kromě standardních periférií také Full-Speed USB 2.0 rozhraní.

RF část je založena na CC1101 s citlivostí-110 dBm při 1,2 kBaud, programovatelný datový tok až do 500kBaud, programovatelný výstupní výkon až 10 dBm pro všechny podporované vysílací frekvence. Komunikace je možná na frekvencích 300 - 348 MHz, 391 - 464 MHz a 782 - 928 MHz. Spotřeba zařízení je při RX: 16,2 mA @ 1,2 kBaud, TX: 15,2 mA @ -6 dBm výstupním výkonu. Spotřeba v režimu spánku 0,3 uA v PM3 (provozní režim s nejnižší spotřebou energie) a 0,5 uA v PM2 (provozní režim se druhou nejnižší spotřebou energie, při vzbuzení na základě timer a nebo externí přerušení).

Mikroprocesor je postaven na jádře 8051 od Texas Instruments s DMA. Nabízí se ve variantách 8/16/32 kB in systém programovatelné flash paměti a 1/2/4kB RAM paměti. Dále obsahuje dva USART, jeden 16-bit timer s DSM modulem, tři 8-bit timery, 7-12bit AD převodník až s osmi vstupy a dále full speed USB controller s 1kB FIFO paměti. Navíc je softwarově kompatibilní s dalšími čipy od Texas Instruments.

Napájecí napětí je od 2V do 3,6V, rozměry 6 x 6 mm v QFN 36 pouzdře.

III. LABORATORNÍ ÚLOHA

Pro účely laboratorní úlohy byly zakoupeny vývojová sada pro moduly CC111x a vývojové kity s CC1111. Dále byl pro realizaci laboratorní úlohy zakoupen simulátor biologických signálů, který je zdrojem testovacích biologických signálů v měřicím řetězci.

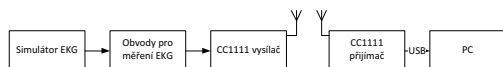


Fig. 2. Měřicí řetězec

Pro měření zvoleného biologického signálu byl realizován obvod biozesilovače, který umožňuje snímání jednosvodového EKG. Biozesilovač je realizován na součástkách Texas Instruments INA126 a OPA2335. Jeho vlastnosti plně dostačují účelu laboratorní úlohy. Napájecí napětí modulu je 3V, je stabilizováno standardním ldo stabilizátorem. Výstupem tohoto obvodu je signál s napěťovou úrovní 0-3V, který může být jednoduše digitalizován moduly CC1111.

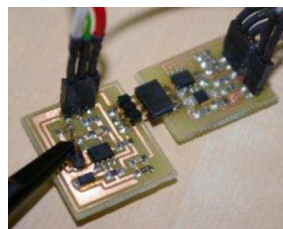


Fig. 3. Biozesilovač pro měření EKG

Pro účely laboratorní úlohy byl naprogramován software v programovém prostředí Code Composer Studio od firmy Texas Instruments. Program umožňuje měření spojitého signálu s volitelnou vzorkovací frekvencí. Dále program umožňuje nastavit parametry bezdrátového přenosu jako jsou například vysílací výkony. Byly realizovány dva programy pro vysílací část, jeden s řízením spotřeby (využití spánkových režimů) a druhý bez nich. Studenti tak mohou při laboratorní úloze zjistit, jaký má vliv využití spánkových režimů na celkovou spotřebu měřicího a vysílacího zařízení. Měřicí modul dokáže vzorkovat signál na vstupu svého A/D převodníku s nastavitelnou frekvencí. Při realizaci laboratorní úlohy tak studenti nejenže přenášejí bezdrátově informaci, ale také mohou vyhodnotit vliv změny vzorkovací frekvence na měření. Byl také realizován jednoduchý software pro konfiguraci bezdrátové komunikace mezi bezdrátovými moduly. Pomocí tohoto programu mohou studenti nastavit parametry komunikace, jako je přenosová rychlost a vysílací výkon.

Pro zobrazení dat v PC byl vytvořen software, který zobrazuje měřená data a povoluje je uživateli ukládat do textových souborů. Schéma postupu laboratorní úlohy je zobrazeno na následujícím obrázku.

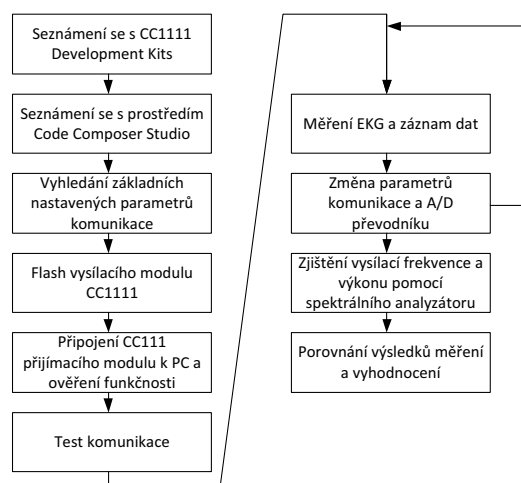


Fig. 3. Schéma laboratorní úlohy

Pro účely laboratorní úlohy byl zpracován názorný manuál, jak pracovat s Code Composer Studií, jak programovat mikro kontrolér a jak pracovat s vývojovými

kity. Všechny zařízení použité v laboratorní úloze jsou ve formě desek plošných spojů bez dodaného krytí (bez krabiček). Díky tomu studenti získávají představu o reálné podobě elektronických zařízení.

IV. ZÁVĚR

Přestože je předmět Biotelemetrie volitelnou součástí studijních plánů, zapisuje si jej standardně 70% studentů v ročníku z oboru Biomedicínský technik. Předmět si také zapisují studenti jiných oborů, kterým je tento předmět nabízen v rámci celofakultní nabídky předmětů. Inovací laboratorních úloh je náplň předmětu stále aktuální a reflektuje tak vývoj v oblasti telekomunikační techniky a možnosti jejího využití v telemetrii biologických dat. Vytvořená laboratorní úloha je připravena pro použití poprvé v nadcházejícím semestru.

PODĚKOVÁNÍ

Inovace předmětu Biotelemetrie byla podpořena grantem FRVŠ 1504 /2011 „Inovace předmětu Biotelemetrie“.

LITERATURA

- [1] ZHANG, G.-Z. *Body Sensor Network*. 1.vyd. London: Springer Verlag, 2006. ISBN 978-1-84628-272-0.
- [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] CERNÝ, M., PENHAKER, M. Biotelemetry. In *14th Nordic – Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics IFBME*, 16.-20.6.2008 Riga, Latvia. Riga: Riga Technical University, 2008. s.118. ISBN 978-9984-32-231-5.
- [4] ČERNÝ, M., PENHAKER, M., Biotelemetrie přednášky, VŠB TU Ostrava 2007 ISBN: 978-80-248-1605-0
- [5] *CC111x Low-Power SoC (System-on-Chip) with MCU, Memory, Sub-1 GHz RF Transceiver, and USB Controller*[online], 2008 USA :Texas Instruments, id SWRS033G. dostupné z <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc1111f32.pdf>

Interaktivní Výukový Systém Pro Návčik Akutního Použití Manuálního Defibrilátoru

Jan SUCHOMEL, Martin ROŽÁNEK, Petr KUDRNA, Adam ŽIŽKA, Jiří HOZMAN

Katedra biomedicínské techniky, České Vysoké Učení Technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Náměstí Sítná 3105, 27201, Kladno, Česká republika

Abstrakt. Interaktivní pacientské simulátory se stále více uplatňují ve výuce jak lékařských, tak i nelékařských zdravotnických profesí. Pomocí těchto simulátorů je možné provádět praktickou výuku, zaměřenou na simulaci akutních život ohrožujících stavů, které není možné z etických důvodů provádět v běžné výuce. Další vhodnou oblastí pro nasazení pacientských simulátorů je interakce s invazivními zdravotnickými prostředky, jako jsou plicní ventilátory či prostředky pro invazivní monitorování hemodynamiky. Specifickou kapitolou jsou pak zdravotnické prostředky pro odvrácení akutního ohrožení zdraví pacienta, např. defibrilátory a pacemakery. Jejich použití v praxi patří mezi základní a nejdůležitější úkony při záchraně života, ale návčik je v klinickém provozu takřka nemožný. Díky interaktivnímu simulátoru je možné provádět detailní návčik podání defibrilačního výboje s okamžitým vyhodnocením jeho účinnosti a následným debriefingem s možností využití audiovizuálního záznamu a zobrazení defibrilačních výbojů na profesionálním testeru. Celý výukový proces je tak možné monitorovat a vyhodnocovat z různých úhlů pohledu.

Klíčová slova. Umělý pacient, defibrilace, monofazický defibrilátor.

I. MOTIVACE

Výuka zdravotnických i nezdravotnických pracovníků ve všech stádiích je značně komplikovaná jednak etickými hranicemi a jednak realitou výukových postupů.

Některá klíčová témata, která mohou přímo souviset se záchranou života, se pak omezují pouze na teoretický výklad či demonstrace za použití audiovizuální techniky. Absence simulací reálných situací pak může být značným hendikepem pro prakticky orientovaného absolventa. Mezi takovéto klíčové dovednosti bezesporu patří i ovládání manuálního defibrilátoru. Ovšem při výuce je návčik jeho ovládání prakticky nemožný. Výjimku tvoří použití testeru defibrilátorů, které však postrádá rozměr simulace reálného akutního stavu.

II. CÍL PRÁCE

Cílem této práce bylo vytvoření komplexní úlohy,

zaměřené na všechny aspekty akutního použití manuálního monofazického defibrilátoru a vyhodnocení účinnosti defibrilačního výboje pomocí umělého pacienta a testeru na simulovaném pracovišti. Celá simulace je založena na propojení veškerého dostupného vybavení včetně umělého pacienta, schopného akceptovat defibrilační výboj, reálného defibrilátoru, pacientského monitoru a dokumentačního zařízení, pro pořízení audiovizuálního záznamu z průběhu celého experimentu.

Simulace tedy umožňuje návčik reálné defibrilace, kdy je nutné podání výboje určité energie v určitém čase, aby byl tento vyhodnocen jako účinný. Monitoring pacienta zajišťuje reálný pacientský monitor a k následnému ověření parametrů defibrilačního výboje slouží tester defibrilátorů, schopný změřit parametry výboje a zrekonstruovat jeho průběh.

Úloha bude koncipována jak pro zdravotnické pracovníky, tak pro nelékařské zdravotnické profese, které jsou však v součinnosti se zdravotnickým personálem a zajišťují na pracovišti správné a bezproblémové používání zdravotnických prostředků, případně zajišťují jejich zákonem nařízené kontroly a odborný servis.

A. Přínos pro zdravotnické pracovníky

Výuka zdravotnických pracovníků bývá často ochuzena o technické principy používaných zdravotnických prostředků. Takováto komplexní úloha výrazně napomůže brilantnímu zvládnutí krizových situací a možnost následného debriefingu s detailním vyhodnocením jednotlivých kroků a postupů osvětlí logickou návaznost celé simulace. Možnost využití testeru defibrilátorů navíc pomůže k detailnímu utřbení znalostí o principu defibrilátorů.

B. Přínos pro biomedicínské techniky/inženýry

Cílem studia prakticky orientovaných absolventů v oboru Biomedicínský technik je nejen brilantní pochopení principu funkce přístrojů, ale i znalosti jejich použití a ovládání. Pro zvládnutí této náročné problematiky je tedy ideální kombinace reálného použití defibrilátoru v co možná nejmohodnější situaci a možnost ověřit si parametry celého scénáře. Kombinace umělého pacienta, reálného zdravotnického prostředku a profesionálního testeru tak poskytuje ucelený pohled na problematiku a



Obr. 1: Myšlenková mapa konceptu celé simulace, ve které jsou zachyceny veškeré postihnuté aspekty, kterých se simulace dotýká

prinášší kombinaci medicínského a klinického pohledu. Možnosti simulace jsou pro výuku jedinečné v tom, že je dále možné budovat nejrůznější nadstavby a kombinovat interakce různých zdravotnických prostředků.

Celá simulace je koncipována tak, aby ji dále bylo možné upravovat dle potřeb konkrétní skupiny probandů či rozšiřovat o další požadované kroky dle aktuálních požadavků.

III. METODY A VYBAVENÍ

A. Technické vybavení

Pacientský simulátor METI ECS®

Anatomicky přesný a fyziologicky vysoce věrný pacientský simulátor, umožňující demonstrovat nejrůznější stavy, vyžadující intenzivní péči o pacienta.

Díky velice dobře propracovanému hemodynamickému modelu je možné připravit simulaci akutní komorové fibrilace, vyžadující podání defibrilačního impulzu o určité minimální požadované energii v daném časovém intervalu.

Pacientský simulátor je vybaven vlastní monitorovací jednotkou, která představuje pacientský monitor, vývody pro připojení externího pacientského monitoru, defibrilačními elektrodami a možností připojení pro pacing. Veškeré svody a připojení pro externí zařízení respektují svým umístěním klinická doporučení a odpovídají realitě.

Pacientský monitor Datex Ohmeda S/5®

Modulární pacientský monitor s možností snímání 3/5svodového EKG, SpO₂, NIBP, IBP, EtCO₂, a dalších fyziologických parametrů slouží jako kontrolní zařízení a umocňuje reálný dojem z celé simulace.

Defibrilátor GE CardioServ®

Monofazický manuální defibrilátor s monitorací EKG prostřednictvím defibrilačních pádel a možností pacingu. Energetický rozsah defibrilátoru je od 2 do 360 J, rozsah pacemakeru je pak nastavitelný od 0 do 200 mA v režimech

Demand a Fix. Pro vizuální kontrolu nastavených parametrů, defibrilačního výboje, pacingu či monitorování EKG je defibrilátor vybavený plně grafickým LCD displejem s rozlišením 320 na 240 pixelů.

Tester defibrilátorů BC Biomedical DA-2006®

Profesionální tester, sloužící k ověření parametrů defibrilačních výbojů a běžně využívaný při provádění periodických bezpečnostně-technických kontrol.

Tester dokáže vyhodnotit defibrilační výboj či pacing z hlediska energie, napětí a proudu. Další velkou výhodou zařízení je schopnost graficky rekonstruovat průběh defibrilačního výboje včetně skutečné časové osy.

Ostatní technické vybavení

Pro tvorbu simulovaného scénáře je dále využito elektricky polohovatelné resuscitační lůžko Linet Eleganza®, 12svodové EKG EDAN Smart ECG®, jako alternativa k pacientskému monitoru a nezbytná audiovizuální technika pro řízení a dokumentaci průběhu celé simulace a následný debriefing.

B. Scénář simulace

Úloha si klade za cíl, připravit zdravotnické pracovníky na krizovou situaci, spojenou s akutním použitím defibrilátoru a studentům poskytuje jedinečnou možnost, aby si poskládali kompletní obrázek o tom, jaké bývá nasazení některých zdravotnických prostředků v praxi a jaké všechny aspekty musí brát na zřetel zdravotnický personál.

Na začátku probíhá krátká prezentace a instruktaž o celém simulovaném pracovišti s představením vybavení a idey celé simulace s prostorem pro diskusi.

Následuje seznámení s úlohou, její detailní popis a definice požadavků. V této části je zároveň vysvětleno, jak je nutné postupovat při péči o umělého pacienta a jaké povely případně dávat obsluze, která řídí softwarový model pacienta, např. ohledně podávání léčiv apod.

Vlastní simulace pak začíná jako v režimu zdravého dospělého pacienta, který je na lůžku a je třeba jej začít monitorovat. Účastníci kurzu se tak detailně seznámí s jeho

funkcemi a získají praxi v ovládní dostupných zdravotnických prostředků.

Akutní fáze simulace může být buď nastavená na určitý čas od jejího počátku anebo odstartována přímo operátorem, aby scénář co nejvíce odpovídal realitě. Nezapočne však dříve, než je pacient monitorován externím monitorem anebo 12svodovým EKG. Po nástupu akutní komorové fibrilace je jako první požadována okamžitá diagnóza s požadavky na další postup. Je rozhodnuto o použití manuálního defibrilátoru a podání defibrilačního výboje. Vlastní simulace končí v momentě, kdy je podána energie, odpovídající nastavení scénáře. To se může měnit v závislosti na požadavcích pracoviště či výuky. Volbou je rovněž požadavek na kontinuální pacing po určitou dobu, která následuje po úspěšné defibrilaci. Toto řadíme mezi jednu z nespočetných výhod simulace.

V momentě, kdy scénář končí, je pacient stabilizovaný, kontinuálně monitorovaný, jsou podána nezbytná léčiva a v případě nutnosti je činnost srdce stimulována externím pacemakerem, integrovaným v defibrilátoru. Je možné nasimulovat předání pacienta na jiné oddělení, případně je simulace ukončena bez předání.

Po zakončení simulace následuje debriefing za pomoci audiovizuálního záznamu s diskusí o jednotlivých krocích, jejich posloupnosti a zvláštní důraz je kladen na sledování časové osy celé simulace. Díky kompletním záznamům je možné otestovat defibrilátor na všech energetických hladinách, které byly během simulace zvoleny a pomocí testeru DA-2006 zrekonstruovat průběhy defibrilačních výbojů porovnat jejich parametry.

Celá simulace končí diskuzí k dané problematice a závěrečným slovem vedoucího celého týmu.

IV. VÝSLEDKY

Simulace přináší jedinečnou možnost náviku bezproblémového zvládní akutních stavů, přímo souvisejících s ohrožením života pacienta. Její komplexnost si klade za cíl, přiblížit se reálné situaci ve zdravotnickém zařízení ve všech aspektech. Napomáhá tomu mj. začlenění reálných zdravotnických prostředků a respektování doporučení Evropského resuscitačního koncilu.

Dalším přínosem vzniklé úlohy je možnost srovnávat signály, snímané z umělého pacienta pomocí 12kanalového EKG nebo modulárního patientského monitoru s vlastním záznamem, který vizualizuje v podobě křivek a číselných údajů jeho řídicí jednotka.

Při debriefingu se využívá potenciál, který poskytuje audiovizuální technika a je tak možné detailně hodnotit simulaci jako celek, ale stejně tak se zaměřovat na jednotlivé detaily. K tomu přispívá i možnost vyvolání trendových dat z diagnostických zdravotnických prostředků, které byly aktuálně použity při konkrétní simulaci. Je tak možné získat a detailně vyhodnotit komplexní soubor dat, jak klinických (o stavu pacienta před začátkem urgentní části simulace, během a ní a po jejím skončení), tak i

technických (nejen dat z diagnostických zdravotnických prostředků, ale i testeru defibrilátorů, který rovněž disponuje možností záznamu a následné rekonstrukce defibrilačního výboje). V neposlední řadě je velkým přínosem i možnost změn v simulaci, či jejího rozšíření o další kapitoly.

V. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo vytvoření komplexní úlohy, zaměřené na nácvik akutního použití manuálního monofazického defibrilátoru při srdečním selhání na umělém pacientovi s okamžitým vyhodnocením účinnosti defibrilace a ověřením parametrů defibrilačního výboje. Vznikla tak velmi komplexní úloha, které v sobě kombinuje nároky na precizní zvládnutí krizové situace s technickým pohledem na činnost defibrilátoru a technickým náhledem na celou problematiku, nejen pro zdravotnické parametry, ale i pro biomedicínské techniky/inženýry.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce vznikla z podpory SGS11/080/OHK4/1T/17 a RP MŠMT 05/115117/17110. Projekt je založený na využití patientského simulátoru METI ECS®, METI, USA.

REFERENCE

- [1] WEBSTER, J., G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 1st ed. Wiley-Interscience, 1988.
- [2] European Resuscitation Council : Interdisciplinary Council For Resuscitation Medicine and Emergency Medical Care. *ERC guidelines 2010*. [online]. 2010 [cit. 2011-06-26]. ERC Guidelines 2010. Dostupné z WWW: <<http://erc.edu>>.
- [3] RILEY, R., H. *A Manual of Simulation in Healthcare*. 1st ed. Oxford University Press, 2008.

Multimediální podpora výuky analýzy EKG signálů

Jakub KUŽÍLEK¹, Jiří SPILKA¹, Václav KŘEMEN¹, Lenka LHOTSKÁ¹

¹ Katedra kybernetiky, FEL ČVUT, Technická 2, Praha, 166 27, Česká Republika, kontaktní e-mail: kuziljak@fel.cvut.cz

Abstrakt. Tento příspěvek prezentuje námi vyvíjený multimediální materiál pro výuku základních pojmů a technik používaných při analýze a zpracování signálů EKG. Multimediální materiál se skládá z teoretické a praktické části. Výukový materiál je zaměřen na studenty bakalářské etapy studia a prvních ročníků magisterského studia v prezenční i kombinované formě.

Klíčová slova. EKG, multimediální materiál, vzdělávání, zpracování signálů, klasifikace.

I. ÚVOD

Informační a komunikační technologie (ICT) jsou součástí našeho každodenního života. Jejich rychlý rozvoj vyžaduje nové přístupy ke vzdělávání nové generace techniků, kteří toto technologii budou používat. ICT tuto cestu poskytují a umožňují vzdělávání širší skupiny techniků.

ICT umožňuje zvyšovat dostupnost kvalitních výukových materiálů a vybudovat lepší distribuční síť těchto materiálů pro učitele a lektory.

V tomto článku jsme použili ICT nástroje pro tvorbu výukových materiálů v oblasti biomedicínského inženýrství, které je interdisciplinárním oborem spojujícím matematiku, fyziku, biologii, elektrotechniku, zdravotnictví, atd.

Elektrokardiografie (EKG) je metoda pro měření srdeční činnosti pomocí elektrod přiložených na těle pacientů. Tato metoda nachází uplatnění v mnoha důležitých aplikacích, například v kardiologii či telemedicině.

Náš projekt je zaměřen na základní vysokoškolské a postgraduální studenty z oblasti elektrotechnického a biomedicínského inženýrství. Materiál budou moci používat i studenti medicíny, kteří materiál shledají jako užitečnou sondu do technických detailů medicínských metod. Materiál lze použít i při celoživotním vzdělávání jako stručný úvod do problematiky.

Vytvořený multimediální materiál je postaven na technologii JAVA. Vytvořili jsme applet, který nám poskytuje snadno modifikovatelný rámec pro tvorbu zajímavých studijních materiálů. Náš materiál obsahuje mnoho užitečných informací o EKG a jeho zpracování, příklady z analýzy EKG pomocí MATLABu a instruktážní videa.

Materiál se skládá ze tří hlavních částí – teoretické části, ukázky měření EKG a analýzy EKG signálu v prostředí MATLAB.

Následující oddíl pokrývá strukturu multimediálního materiálu. V oddíle III je popsána realizace projektu a oddíl IV obsahuje závěry naší práce.

II. OBSAH MULTIMEDIÁLNÍHO MATERIÁLU

Multimediální materiál je rozdělen na tři části. První je teoretická, druhá zahrnuje příklady a úkoly v prostředí MATLAB a poslední obsahuje instruktážní video o EKG.

A. Teoretické základy

Teoretická část poskytuje uživatelům základní přehled o EKG jeho měření, signálovém zpracování a klasifikaci.

Existuje mnoho internetových zdrojů a literatury, poskytujících značné množství užitečných informací. Bohužel většina těchto zdrojů je zaměřena pouze na jednu cílovou skupinu studentů – mediky nebo techniky, a neposkytuje mnoho informací jiných aspektů. To ukazuje, že je velmi obtížné shrnout a prezentovat informace o EKG v jednotné podobě, které budou srozumitelné jak pro lékařské tak pro technické profesionály.

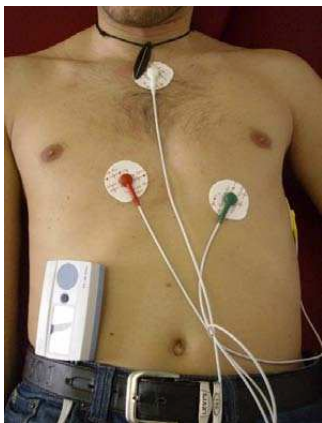
Teoretická část obsahuje odpovědi na nejdůležitější aspekty elektrokardiografie a zpracování EKG signálu. Je připravena ve srozumitelné formě, která je vhodná pro studenty vysokých škol. Tato část je rozdělena do dvou hlavních kategorií:

- *Elektrokardiografie* - popisuje teoretický úvod do problematiky a zabývá se měřením EKG.
- *Zpracování signálů* – prezentuje současně metodiky zpracování signálů včetně nejnovějších typů signálových transformací užívaných v biomedicínském inženýrství.

Tato část obsahuje informace určené převážně netechnickým profesím. Nicméně součástí materiálu jsou i detailní technické informace určené pro zájemce z řad mediků a pro technické studenty. Tyto rozšiřující informace obsahují technické podrobnosti o přístrojích používaných k měření EKG a technické aspekty analýzy EKG signálu.

1) *Elektrokardiografie* – tato část pokrývá tyto témata:

- Historie elektrokardiografie [1]
- Anatomie srdce a popis srdečního cyklu
- Základy elektrofyziologie a distribuce elektrického signálu v lidském těle [2]
- Měření EKG a základní svodové systémy (např. 12-ti svodový systém - I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1-6 nebo holterovský svodový systém na obr. 1)
- Popis EKG křivky [3]
- Příklady fyziologických a patologických signálů
- Šумы a artefakty v EKG signálu

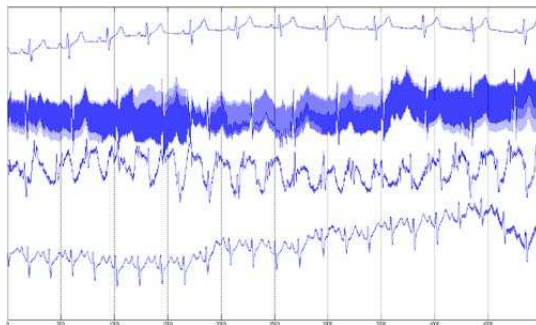


Obr. 1: Příklad holterovského svodového systému

2) *Zpracování signálů* se krátce zabývá matematikou potřebnou pro zpracování signálu EKG a dále základy Fourierovy a waveletové transformace. Uvádíme zde také výhody a nevýhody jejich použití a srovnání obou transformací.

Následně jsou probírány další typické kroky při zpracování EKG: předzpracování záznamu, extrakce příznaků a klasifikace dat.

První krok představuje filtrace signálu pro odstranění typických šumů v EKG (viz obr. 2). Tento krok vyžaduje použití standardních digitálních filtrů, adaptivních filtrů nebo pokročilejších metod, které poskytují různé přístupy k odstraňování šumů v EKG. Přednosti a vady každého přístupu jsou diskutovány.



Obr. 2: Příklad standardních šumů v EKG, ze shora: normální EKG, síťový šum, pohyb kabelů elektrod, dýchání

Při extrakci příznaků se nasazují různé algoritmy pro detekci a výpočet zajímavých bodů a charakteristik EKG signálu (např. délka QRS komplexu,...). Různé metody výpočtu příznaků poskytují různé výsledky a mají významný dopad na další kroky analýzy EKG.

Posledním krokem je klasifikace dat. Ta vyžaduje nasazení různých klasifikačních algoritmů a metod strojového učení. Účelem je provádět strojově diagnostiku EKG. Běžné metody klasifikace EKG signálů zahrnují metodu Nejbližších sousedů, Neuronové sítě, Rozhodovací stromy a další.

B. Příklady a úlohy

V této části našeho materiálu je uživatel obeznámen s běžnou analýzou signálů v časové a frekvenční oblasti pomocí Fourierovy nebo waveletové transformace. Příklady a úlohy jsou realizovány v prostředí MATLAB a zahrnují tato témata:

- Filtrace
- Detekce příznaků
- Extrakce příznaků
- Aplikace Fourierovy a waveletové transformace
- Vizualizace dat

Základní obsah byl vybrán s přihlédnutím k tématům obsažených v předmětu Úvod do biomedicínského inženýrství, vyučovaném v bakalářské etapě studia na katedře kybernetiky FEL ČVUT v Praze. Všechny příklady a úlohy jsou řešeny na reálných klinických datech získaných od spolupracujících pracovišť. Jako prostředí pro vypracování úloh byl zvolen MATLAB díky svému širokému rozšíření v oblasti vzdělávání a výzkumu. Materiál umožní studentům přípravu na laboratoře a to jak z teoretického tak praktického hlediska.

C. Instrukční video

Tato část se skládá z několika videí, které poskytují uživatelům vizuální výukové materiály. Každé video se zabývá několika tématy z teoretické části našeho materiálu. Například video o měření EKG se týká umístění elektrod, EKG signálem a jeho vizualizací.

III. REALIZACE

Teoretické a video části multimediálního materiálu jsou k dispozici jako JAVA applety [4] a jsou umístěny na webových stránkách pro podporu výuky na FEL ČVUT. Ukázka vytvořeného appletu je na obr. 3.

Příklady a úkoly jsou implementovány v prostředí MATLAB s pomocí software ECG framework [5] a JAVA aplikace ECG Interface [6], která poskytuje uživatelům základní prostředí pro vizualizaci, filtraci a detekci EKG signálů. Uživatelé jsou vyzýváni k implementaci vlastních algoritmů, které mohou být snadno vloženy do ECG frameworku a testovány na reálných datech.

IV. ZÁVĚR

Tento multimediální materiál představuje zlepšení vzdělávání v oblasti elektrokardiografie a zvyšuje atraktivitu univerzitních kurzů, které se zabývají zpracováním biologických signálů. Materiál je vhodný jak pro studenty medicíny a tak studenty techniky.

Teoretická část prezentuje základy a historii analýzy a zpracování EKG signálu. Materiál se rovněž zabývá s novými metodami zpracování signálu. Audio a video nahrávky doprovázejí teorii prezentovanou v našem materiálu.

Náš materiál pokrývá celé širokou oblast zpracování signálu EKG. Zahnuje základy generování EKG signálu, jeho měření, zpracování, extrakci příznaků a jejich klasifikaci.

Zvláštní pozornost je také kladena otevřené struktuře materiálu, která umožňuje lehkou modifikaci a přidávání nových detailnějších informací.

Závěrem – studenti mají k dispozici nový multimediální

materiál dostupný na webových stránkách univerzity, kde k němu mohou kdykoli a odkudkoli přistupovat. Materiál uvádí mnoho užitečných faktů o EKG a jeho zpracování.

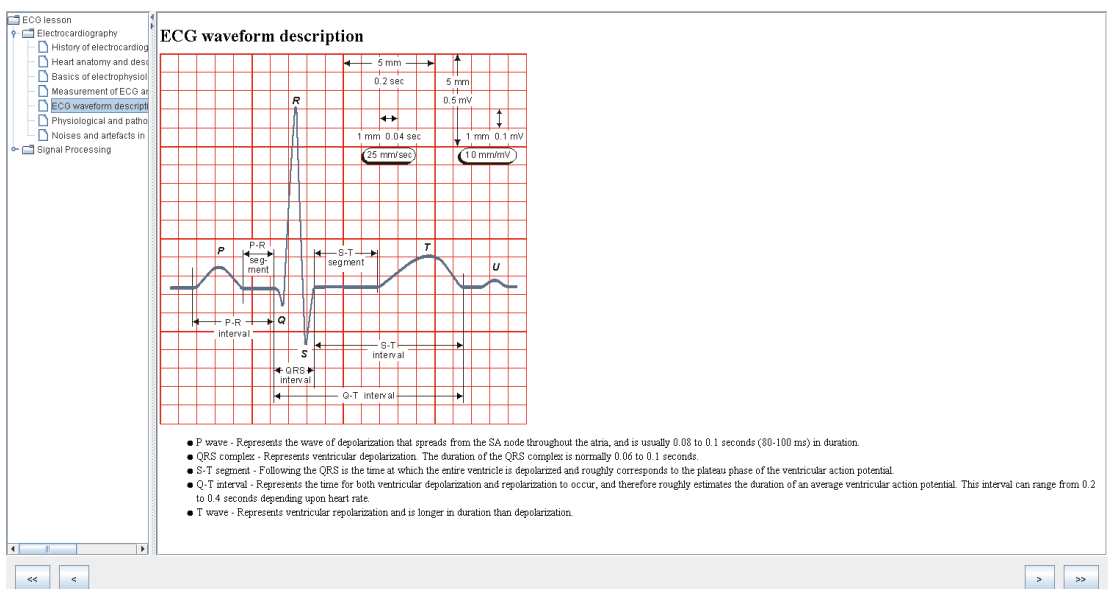
PODĚKOVÁNÍ

Výzkum popsáný v článku je podporován výzkumným programem Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy číslo MSM 6840770012 "Transdisciplinární výzkum v biomedicinském inženýrství II", grantem Fondu rozvoje vysokých škol číslo 2069/2011 a studentským grantem ČVUT číslo SGS10/279/OHK3/3T/13.

REFERENCE

- [1] Zywiets Chr (2003) A brief history of Electrocardiography – progress through technology. http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf
- [2] Malmivuo J, Plonsey R (1995) Bioelectromagnetism - Principle and applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Oxford University Press, New York
- [3] Macfarlane P et al. (2010) Comprehensive electrocardiology. Springer
- [4] Boese E S (2009) An Introduction to Programming with Java Applets. Jones & Bartlett Publishers
- [5] Huptych, M, Kužilek, J, Chudáček, V, Lhotská, L (2008) Software project ECG Framework for ECG signals computer processing learning. In MEDSOFT 2008. Praha: Agentura Action M, 2008, s. 17-22. ISBN 978-80-86742-22-9. (in Czech).
- [6] Huptych, M, Lhotská, L (2010) Software tool for cardiology data processing. In Proceedings of Biosignal 2010: Analysis of Biomedical Signals and Images [CD-ROM]. Brno: Brno University of Technology, 2010, p. 253-258.

ECG lesson



Simulátor zdravotnického elektrického přístroje pro výuku biomedicínských techniků a inženýrů

Onďřej ŠVAGR, Petr MORAVEC, Jiří SVOBODA, Vladimír ONDRÁČEK, Ján DUNAJ JURČO

Institut klinické a experimentální medicíny, Oddělení zdravotnické techniky, Vídeňská 1958/9, 140 21 Praha 4, onsv@ikem.cz

Abstrakt. Předmětem sdělení je simulátor zdravotnického elektrického přístroje – jeho parametrů rozhodných pro úroveň elektrické bezpečnosti kontrolované zejména podle ČSN EN 62353. Byl sestaven s cílem přispět k praktické výuce na vysokých školách ve studijních programech Biomedicínský technik, Biomedicínský inženýr, jakož i při výcviku těchto profesionálů v praxi a v postgraduálním celoživotním vzdělávání. Simulátor je svojí hardware částí připojitelný k jakémukoli testeru elektrických vlastností zdravotnických elektrických přístrojů. Vlastní simulace je řízená mikroprocesorem.

Klíčová slova. Elektrická bezpečnost, elektrické kontroly zdravotnických elektrických přístrojů, simulátor, výuka.

I. ÚVOD

Periodické elektrické kontroly zdravotnických elektrických přístrojů IKEM (dále jen „kontroly“) jsou prováděny buď techniky oddělení zdravotnické techniky institutu, nebo externími firmami. V druhém případě jen tehdy, jestliže kontrola je nedílnou součástí celkové bezpečnostně technické kontroly přístroje (BTK).

Používání komerčních kontrolních přístrojů (testerů) svádí k jejich nasazení bez porozumění veličině, kterou právě měří, bez znalosti měřicího okruhu. Přitom však, vzdor velké univerzálnosti použití těchto testerů, je třeba uvážit podmínky měření specificky k určitému druhu nebo typu zdravotnického elektrického přístroje (ZEP) a také k druhu či rozmístění přístupných neživých vodivých částí.

Od servisních firem často dostáváme protokoly z kontrol – výpisy z tiskárny testeru, přičemž technik neumí vysvětlit význam a původ naměřených hodnot. A sami jsme si nebyli jejich původem a interpretací jisti. To byl důvod se kontrolními měřeními a příslušnými testery hlouběji zabývat, což vedlo až vytvoření simulátoru generujícího unikající proudy, odpor ochranného uzemnění, izolační odpor, a to v závislosti na třídě ochrany simulovaného přístroje.

Simulátor generuje elektrické odpory a proudy definované v ČSN EN 62353 (dále jen „norma“) a měření tzv. přímou metodou. Vedle dalších dvou metod je metoda přímého měření nejčastěji používána, neboť při ní je ZEP ve funkčním stavu.

A. Zadání

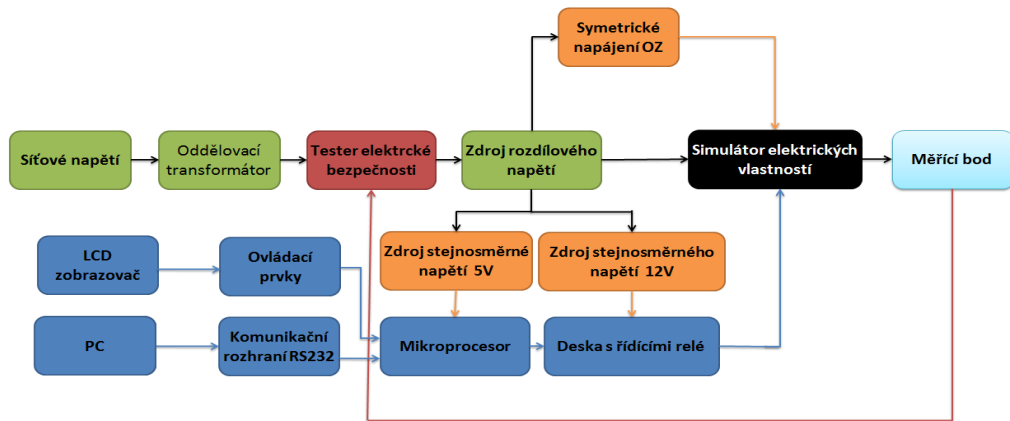
Uživatel má možnost si vybrat, zda chce přípravku ovládat přímo, nebo pomocí PC. Přímé ovládání znamená, že uživatel nastavuje parametry přístroje pomocí tří tlačítek a dvouřádkového LCD zobrazovače, na kterém se zobrazuje menu simulátoru. Ovládání pomocí počítače spočívá v propojení přípravku s PC sériovým portem RS232 a v následném nastavování parametrů pomocí přehledného uživatelského prostředí v počítači.

Při obou ovládaních lze zadat třídu elektrické bezpečnosti (I a II), typ příložené části (B, BF a CF), izolační odpor a to, zda má simulovaný ZEP vyhovět požadavkům normy či nikoliv. Podle tohoto zadání se simulátor pomocí mikroprocesoru a bistabilních relé nastaví a je připraven k použití.

B. Realizace

Realizaci ukazuje blokové schéma (Obr. 1). Na vstupu (za blokem **Síťové napětí**) se nachází z důvodu bezpečnosti obsluhy a okolního prostředí **Oddělovací transformátor**. Z jeho sekundáru se napájí měřicí přístroj-tester (**Tester elektrické bezpečnosti**). Následujícím blokem je **Zdroj rozdílového napětí**, který má několik funkcí. Za prvé slouží jako zdroj napětí pro hlavní část simulátoru (blok **Simulátor elektrických vlastností**), kde se nachází proudový zdroj realizovaný operačním zesilovačem se sadou několika přepínatelných odporů pro volbu konkrétní hodnoty unikajícího proudu, izolačního odporu a odporu ochranného uzemnění. Za druhé se napětí usměrní na $\pm 15V$ pro napájení operačního zesilovače (**Symetrické napájení OZ**), na 12V pro vytvoření řídicího napětí pro cívkou relé (**Zdroj stejnosměrného napětí 12 V**) a na 5V pro napájení mikroprocesoru (**Zdroj stejnosměrného napětí 5 V**). **Měřicí bod** jsou ve skutečnosti dvě vodivé dotykové plošky na korpusu simulátoru pro přiložení měřicí sondy testeru. Jedna představuje jakoukoli přístupnou vodivou neživou část ZEP, druhá patientské připojení příložené části.

Zmíněné bloky slouží jako statická část, která je řízena mikroprocesorem a bistabilními reléovými spínači (**Deska s řídicími relé**). Bistabilní relé umožňují zapamatování poslední nastavené kombinace simulátoru při odpojení od napájecí sítě. Mikroprocesor je ovládán buď pomocí PC s komunikačním rozhraním RS232, nebo autonomním způsobem pomocí LCD zobrazovače a ovládacích prvků.



Obr. 1. Blokové schéma

C. Ovládání pomocí PC

Řízení simulátoru pomocí PC se děje pomocí uživatelsky velmi přívětivého programu (Obr. 2), který je napsán v programovacím jazyce C# (program SharpDevelopment). Tento program využívá grafického zobrazení a jeho ovládání je intuitivní. Pro základní nastavení simulátoru jsme použili dvou rozevírácích seznamů umístěných v sekci **Simulované zapojení**. Zde se odbývá volba třídy ochrany a volba typu příložené části. Po nastavení v sekci **Schéma simulovaného zapojení** se vyobrazí ideové schéma měřicího okruhu podle normy, které odpovídá předvolbě. K dalšímu nastavení simulátoru slouží **Simulovaný stav**, kde se pomocí rozevíracího seznamu nastaví požadovaný izolační odpor a pomocí „group boxu“ se volí požadavky na vyhovující veličiny simulátoru. Pokud chceme, aby přípravek vyhovoval požadavkům normy, musíme nechat všechny veličiny zaškrtnuté. V případě, že si přejeme, aby nevyhovovala například příložená část, zrušíme zaškrtnutí u příslušné veličiny.

Program je natolik „inteligentní“, aby neumožňoval nesmyslné konfigurace. Například při výběru ZEP v třídě ochrany II se automaticky uzamkne možnost nastavení odporu ochranného uzemnění.

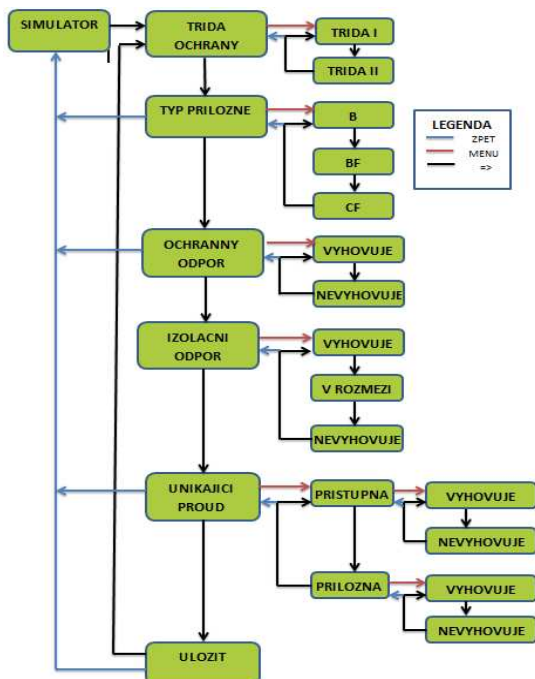
Další funkcí programu je možnost využití dvou druhů nápovědy. První je v podobě tabulky, kde jsou zobrazeny všechny požadavky na hodnoty veličin dle normy. Podle uživatelského nastavení v sekci **Simulované zapojení** se hodnoty týkající příslušné konfigurace zabarví, aby upozornily, na která čísla se má uživatel zaměřit. Tato tabulka je na rozdíl od druhé nápovědy vždy viditelná. Druhá nápověda taktéž souvisí s nastavením v sekci **Simulované zapojení**, avšak skrývá se pod tlačítkem **Měřicí schéma**. Po jeho stisku se zobrazí schémata, podle nichž by se mělo měřit.

	Typ příložené části				
	Třída	B	BF		CF
Příložená část			5	0.05	mA
Přístupná část	I	0,5	0,5	0,5	mA
	II	0,1	0,1	0,1	mA
R pe		< 0,3	< 0,3	< 0,3	Ohm
R izol		> 20	> 20	> 20	MOhm

Obr. 2. Program pro řízení simulátoru

D. Autonomní ovládání

Autonomní (přímé) řízení simulátoru je realizováno pomocí dvouřádkového šestnáctimístného LCD zobrazovače (displeje) a tří hardwareových tlačítek. Při nastavování musí být simulátor přepnut do módu **NASTAVENÍ**. Na displeji je v prvním řádku zobrazeno cyklické menu simulátoru a v druhém řádku jsou funkce tří tlačítek nacházejících se pod displejem. První tlačítko **ZPET** slouží pro návrat do předchozí větve strumu a zároveň pro uložení poslední zobrazené hodnoty. Tlačítkem **MENU** se otevírá příslušný podstrom posledního zobrazeného údaje a tlačítkem => je umožněno listování.



Obr. 3. Menu displeje pro přímé řízení

Menu displeje (Obr. 3) je koncipováno tak, že neumožňuje nastavit nesmyslnou konfiguraci přístroje. Je to důležité pro zamezení chyb.

Jednotlivá tlačítka, a tedy i kroky v menu, jsou vyznačena pomocí barevných šipek vysvětlených v legendě.

V případě, že je využito řízení pomocí PC i řízení přímého, tak v okamžiku vyslání příkazu z PC se na displeji zobrazí nápis **NASTAVENÍ Z POCITACE**.

E. Fyzická realizace

Simulátor (Obr. 4) je zabudován v krabici z ABS plastu o rozměrech 250x190x78,5mm. Uvnitř krabice se nacházejí tři osazené desky, oddělovací transformátor a transformátor pro malé napětí. K návrhu desek plošných spojů jsme použili program EAGLE. Na vnější části krabice simulátoru se nalézá LCD displej, tři tlačítka přímého řízení, přepínač s polohami **NASTAVENÍ/MĚŘENÍ**, konektor sériového portu RS232, měřící body (přístupná část a přílohná část), zásuvka pro připojení testeru, dvoupólová přívodka pro síťovou šňůru napájení simulátoru a přívodka, kterou je opatřen ZEP k připojení síťové šňůry.



Obr. 4. Fyzická realizace

II. VÝSLEDKY

Následující tabulky ukazují zjednodušeně stavy, které v praxi nastávají při elektrické kontrole ZEP: hodnota zkoušeného parametru (unikající proud přístroje, unikající proud přílohné části, izolační odpor, odpor ochranného uzemnění) buď vyhovuje, nebo nevyhovuje.

Tab. 1. Výsledné hodnoty pro unikající proudy

		Generovaný proud simulátoru I_s [mA]	Mezní proudy dle normy I_p [mA]
Unikající proud přístroje	třída I	vyhovuje	do 0,5
		nevyhovuje	nad 0,5
	třída II	vyhovuje	do 0,1
		nevyhovuje	nad 0,1
Unikající proud přílohné části	typ BF	vyhovuje	do 5
		nevyhovuje	nad 5
	typ CF	vyhovuje	do 0,05
		nevyhovuje	nad 0,05

Tab. 2. Výsledné hodnoty pro odpory

		Generovaný odpor R_s [Ω]	Mezní odpor R_p [Ω]
Odpor ochranného uzemnění	vyhovuje	0,191	do 0,3
	nevyhovuje	0,525	nad 0,3
Izolační odpor	vyhovuje	nad 20M	nad 20M
	vyhovuje pro speciální přístroje	5,1M	mezi 0,5M a 20M
	nevyhovuje	pod 0,5M	pod 0,5M

ZÁVĚR

Vytvořený simulátor jsme v praxi úspěšně vyzkoušeli a je na našem pracovišti používán jako praktický, didakticky přínosný nástroj ke studiu a k plnému pochopení měřicích metod nejen podle ČSN EN 62353, nýbrž i obecněji k pochopení složitějších definic a měřicích podmínek uvedených v ČSN EN 60601-1. Věříme, že by našel použití i při praktické školní výuce. Poslouží však i při demonstracích různých testerů pro elektrické kontroly ZEP.

REFERENCE

- [1] **ČSN EN 62353.** *Zdravotnické elektrické přístroje - Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů.* Praha: ČNI, schváleno 1. srpna 2008, 48 s.
- [2] **ŠVAGR, Ondřej.** *Činnosti útvaru pro kvalifikovanou správu přístrojových zdravotnických prostředků větší nemocnice.* Kladno, 2009. 72 s. Bakalářská práce. FBMI ČVUT.
- [3] **ŠVAGR, Ondřej.** *Simulátor zdravotnického elektrického přístroje pro výuku techniků.* Praha, 2011. 67 s. Diplomová práce. FEL ČVUT.

Telemedicína jako součást výuky lékařské elektroniky

Jan HAVLÍK¹, Jan DVOŘÁK¹, Jakub PARÁK¹, Lenka LHOTSKÁ²

¹ Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha 6, {xhavlik|dvoraj45|parajak}@fel.cvut.cz

² Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha 6, lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt. Příspěvek představuje sadu telemedicínských modulů, které byly vytvořeny za účelem podpory laboratorní výuky lékařské elektroniky v klasických elektrotechnických studijních programech na FEL ČVUT v Praze. Smyslem navrženého zařízení je seznámit studenty s možnostmi moderních systémů pro snímání a bezdrátový přenos biomedicínských signálů. Navržený systém je modulární, složený ze vstupních modulů, řídicí jednotky a telekomunikačních modulů. Vstupní moduly umožňují snímání a předzpracování (především zesílení a filtraci) vybraných biologických signálů, např. elektrokardiogramu, oscilometrických pulsací nebo signálů pulsní oxymetrie. Jejich výstupem je analogový signál. Řídicí jednotka je jádrem celého systému, zajišťuje digitalizaci a zpracování měřeného signálu a prostřednictvím telekomunikačního modulu odesílá data do vzdáleného PC systému. Vstupní i výstupní rozhraní řídicí jednotky jsou velmi striktně definována, což poskytuje možnost výběru vstupního i telekomunikačního modulu z připravené sady modulů, resp. velmi snadnou záměnu jednotlivých vstupních a komunikačních modulů. Hardwarové řešení je doplněno softwarovou částí obsahující firmware řídicího modulu a softwarovou aplikaci na straně PC přijímajícího naměřená data. Přestože je navržený systém určen primárně pro výukové účely, je možné ho použít i jako základ pro rozsáhlejší telemedicínský systém např. v oblasti asistivních technologií nebo inteligentního bydlení.

Klíčová slova: telemedicína, telemonitoring, biomedicínské inženýrství, lékařská technika, lékařská elektronika.

I. ÚVOD

Telemedicína (příp. telemonitoring) je velmi moderní postup užívaný v lékařství, domácí péči nebo sociálních službách umožňující vzdálený dohled na vitální funkce (příp. obecně zdravotní stav) sledované osoby. Je zřejmé, že takovýto přístup ke sledování zdravotního stavu může v mnoha ohledech zkvalitnit život pacientů (např. minimalizovat počet nezbytných návštěv u lékaře), ale i výrazně zjednodušit práci lékařům. Navíc, kromě ryze medicínských aplikací je takovýto přístup možné s výhodou využít i v oblasti asistivních technologií, domácí péče, v oblasti inteligentního bydlení apod.

Vlastní pojem telemedicína je definován na mnoha místech, obvykle jako soubor prostředků z oblasti telekomunikací, lékařské techniky (příp. obecně medicíny) a informačních technologií [1].

Obecná definice telemedicíny je mimo jiné uvedena i v Sdělení Komise Evropskému parlamentu, Radě, Evrop-

skému hospodářskému a sociálnímu výboru a Výboru regionů o přínosu telemedicíny pro pacienty, systémy zdravotní péče a společnost. Zde je uvedeno citují [2]: „Telemedicína je poskytování zdravotnických služeb s využitím IKT v situacích, kdy se zdravotník a pacient (nebo dva zdravotníci) nenacházejí na stejném místě. Zahrnuje bezpečný přenos lékařských údajů a informací v textové, zvukové, obrazové nebo jiné podobě nutné k prevenci, diagnóze, léčbě a sledování pacientů.“

Významnou výhodou pro pacienty, a především pak pro zdravotní systém obecně, vyplývající z využití telemedicíny je především zvýšení dostupnosti poskytovaných služeb a úspora nákladů. Přitom možnosti využití telemedicíny jsou v podstatě neomezené, což lze i snadno doložit na vybraných příkladech aplikací telemedicíny v praxi.

Zajímavým využitím telemedicíny v čistě lékařské aplikaci je implementace telemedicínského systému jako podpory pro urgentní a úrazovou medicínu [3].

Velmi často jsou telemedicínské a telemonitorovací systémy využívány i mimo čistě zdravotnické prostředí, především v oblasti asistivních technologií [4] a péče o stárnoucí nebo handicapované spoluobčany [5], případně v oblasti domácí péče. Příkladem takového systému může být např. pilotní projekt systému Telemon, který umožňuje podporu pacientů v domácí péči prostřednictvím telemonitoringu a telekonzultací [6].

Z uvedeného výčtu vyplývá, že návrh, vývoj a realizace telemedicínského systému je úloha vyžadující mezioborovou spolupráci minimálně z oblastí medicíny, systémové integrace, telekomunikací, teorie obvodů a zpracování signálů [7].

Je tedy zřejmé, že telemedicína a telemonitoring jsou moderní a velmi významné oblasti na pomezí medicíny a techniky, které vyžadují zvýšenou pozornost. Tato pozornost by ale neměla být zaměřena výhradně na možnosti praktického využití těchto systémů, ale měla by být směřována i na jejich integraci do vzdělávacího procesu tak, aby studenti měli možnost se v rámci přednášek, seminárních cvičení a laboratorí seznámit se základními principy, možnostmi využití, výhodami a nevýhodami, ale i problémy spojenými s těmito systémy.

Tento článek předkládá popis systému telemedicínských modulů, který byl navržen a realizován za účelem podpory výuky lékařské elektroniky v magisterském studiu na Fakultě elektrotechnické Českého vysokého učení technického v Praze.

II. ZÁKLADNÍ POŽADAVKY A NÁVRH SYSTÉMU

Zamýšlený účel použití telemedicínského systému jako učební pomůcky pro vysokoškolské studenty v rámci laboratorních cvičení z předmětů zaměřených na lékařskou elektroniku definuje rámec základních požadavků, které by měl navržený systém splňovat. Nejdůležitější z těchto požadavků jsou především:

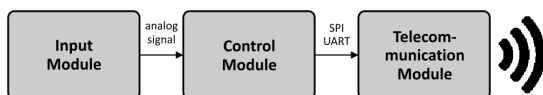
- moderní řešení navrženého systému,
- modularita tohoto systému
- a snadnost jeho použití.

Návrh systému by měl co možná nejvíce odpovídat soudobým trendům, aby bylo možné při výuce demonstrovat řešení, která se v praxi aktuálně opravdu využívají, případně se využívat začínají.

Navržený systém by měl být modulární, snadno přizpůsobitelný konkrétnímu požadavku na funkčnost. Studenti mají mít v co možná nejširší míře možnost sami si na začátku práce zvolit, k čemu má právě jejich telemedicínský systém sloužit a následně mají v rámci výuky z dostupných modulů takový systém postavit a oživit.

Použití jednotlivých modulů má být co možná nejsnazší, jejich rozhraní musí být jasně definována, komunikace na nich co možná nejsnáze ověřitelná. Pokud moduly pro svoji funkci vyžadují nějaké softwarové vybavení (typicky se jedná např. o firmware řídicí jednotky), měl by tento software být připraven na úrovni knihoven funkcí a být tak v podstatě také modulární. Studenti musí mít možnost pracovat se systémem bez detailních znalostí jednotlivých součástek, bez jejich katalogových listů nebo bez detailní znalosti instrukčních sad jednotlivých programovatelných součástek, které systém obsahuje.

S přihlédnutím k výše uvedeným požadavkům byl laboratorní telemedicínský systém navržen jako modulární systém skládající se ze tří částí – vstupních modulů, řídicí jednotky a výstupních telekomunikačních modulů (viz obr. 1). Navržený systém umožňuje monitorování vybrané životní funkce sledované osoby (např. elektrokardiogramu, neinvazivního krevního tlaku nebo kyslíkové saturace), zpracování naměřených signálů a jejich přenos do nadřazeného PC systému (např. pracovní stanice, přenosný počítač nebo přístupový bod počítačové sítě) prostřednictvím zvoleného standardního komunikačního kanálu (např. Bluetooth, WiFi nebo GSM). Zpracování přijatých dat na straně PC systému již není předmětem tohoto projektu.



Obr. 1. Obecný koncept telemedicínského systému

III. REALIZACE SYSTÉMU

Jak již bylo uvedeno v předcházející kapitole, navržený systém je modulární a skládá se ze tří hlavních částí – vstupních modulů, řídicí jednotky a telekomunikačních

modulů, nedílnou součástí systému jsou však i připravené knihovny funkcí umožňující snadné a rychlé oživení celého systému.

A. Vstupní moduly

Vstupní moduly převádí měřenou veličinu na analogový signál (napětí) s definovaným amplitudovým rozsahem a zatížitelností (výstupní impedancí), případně na digitální signál v definovaných napěťových úrovních. Výstupní signál může být jedno i vícedimenzionální (např. EKG svody nebo signály v červené i infračervené cestě při měření pulsní oximetrie). Řídicí jednotka musí být schopna patřičný počet signálů na svém vstupu přijmout a následně zpracovat.

V rámci projektu budou postupně připraveny moduly pro měření EKG (Eithovenovy svody + zpětná vazba zavedená napájením pravou nohou pro potlačení souhlasného rušení), krevního tlaku (neinvazivní měření pomocí oscilometrické metody) a kyslíkové saturace (pulsní oximetrie). Návrh a realizace dalších modulů bude součástí témat závěrečných prací studentů.

B. Řídicí jednotka

Řídicí jednotka je jádrem celého systému. jejím úkolem je současně obsluhovat několik činností, především pak:

- zajistit snímání a analogově-digitální převod signálů ze vstupních modulů,
- zpracování a/nebo parametrizaci těchto signálů,
- přípravu datových paketů pro přenos prostřednictvím telekomunikační linky,
- řízení telekomunikační linky a přenos připravených dat
- a v neposlední řadě i poskytovat uživatelské rozhraní celého systému.

Na základě dobrých zkušeností z předchozích projektů byl jako řídicí jednotka zvolen vývojový kit STM32 Primer2 od výrobce STMicroelectronics [8]. Tento modul je osazen procesorem ARM Cortex-M3, pamětí typu flash s kapacitou 512 kB, Li-Ion akumulátorem, dotykovým displejem, 3D MEMs akcelerometrem, analogovými i digitálními vstupy, sběrnici SPI, I2C, USB a USART a patiči pro SD kartu. Kromě vstupních a výstupních signálů je na externí sběrnici vývojového kitu vyvedeno i napájecí napětí získané ze zabudovaného akumulátoru, což umožňuje připojit další obvody bez nutnosti zajistit externí napájení, což je pro daný účel velmi vhodné.

Vývoj aplikací na platformě STM32 Primer2 je široce podporován výrobcem i prostřednictvím elektronických fór určených pro vývojové pracovníky, což zaručuje dostatečnou podporu i pro studenty, kteří by chtěli řídicí modul systému využít pro vlastní projekty.

C. Telekomunikační moduly

Poslední hardwarovou částí systému jsou telekomunikační moduly zajišťující přenos dat mezi telemedicínským systémem (řídicí jednotkou) a nadřazeným PC systémem. Pro účely prezentovaného projektu byly vytvořeny moduly pro přenos signálu prostřednictvím

Bluetooth technologie (založeno na modulu KC Wirefree KC21 [9]), WiFi sítě (ConnectOne Nano Socket iWiFi [10]) a GSM sítě (Cinterion TC65i [11]). Nezbytná konfigurace modulů je provedena předem a při základním oživení systému se o ní studenti nemusejí starat.

Zvolená kombinace modulů umožňuje přenos signálu v lokálním prostředí (Bluetooth, WiFi) i na velké vzdálenosti (GSM).

D. Softwarové knihovny

Hardwarová realizace modulů je doplněna připravenými softwarovými knihovnami. Tyto knihovny obsahují vzorové kódy pro řídicí jednotku, předpřipravená nastavení pro komunikační moduly a softwarovou aplikaci pro PC umožňující přijmout a uložit odesílaná data a v základních náhledech tato data vizualizovat.

Hlavním smyslem takto připravených knihoven funkcí a softwarových bloků je poskytnout studentům podporu při vývoji jejich vlastních aplikací a umožnit jim tak snadno vytvářet aplikace bez nutnosti detailních znalostí registrů a instrukčních sad jednotlivých použitých programovatelných obvodů – procesoru v řídicím modulu a programovatelných obvodů v komunikačních modulech.

Navíc, jak vyplývá z dřívějších zkušeností, pouze úlohy, které jsou řešitelné s omezeným úsilím a dostatečně rychle mohou zaujmout studenty natolik, aby byli ochotni se dané problematice věnovat s plným úsilím a dostat se tak postupně i k řešení složitějších úkolů. Správnost takového přístupu samozřejmě může být předmětem diskuse, zdá se však, že je velmi efektivní a vede k zaujetí studentů, kterého by jinak nebylo možné dosáhnout.

IV. VYUŽITÍ VE VÝUCE

Prezentovaný systém telemedicínských modulů slouží k podpoře výuky lékařské elektroniky v klasických elektrotechnických studijních programech a případně i pro studenty biomedicínského inženýrství. Smyslem projektu je umožnit studentům seznámit se s moderními přístupy v oblasti snímání a bezdrátového přenosu biologických signálů.

Hlavní využití telemedicínských modulů leží především v projektově orientované výuce v průběhu laboratorních cvičení. Úkolem studentů bude navrhnout, realizovat a oživit jednoduchý telemedicínský systém. Výběr monitorovaného signálu a technologie přenosu dat je úkolem studentů.

Výše popsaný způsob použití ale není jedinou možností, jak lze při výuce telemedicínské moduly využít. Jednotlivé moduly mohou být jako celek, ale případně i samostatně, využity jako základ pro rozsáhlejší studentské projekty v oblasti asistivních technologií a inteligentního bydlení. Tyto projekty mohou být řešeny například jako semestrální projekty studentů, jako závěrečné práce nebo jako součást disertačních projektů.

V. ZÁVĚR

Prezentovaný telemedicínský systém slouží k podpoře výuky lékařské elektroniky. Systém je navržen jako modulární a je možné ho rozdělit na tři hlavní části – vstupní moduly, řídicí jednotku a telekomunikační moduly. Rozhraní jednotlivých modulů jsou striktně definována a moduly na jednotlivých pozicích jsou tak vzájemně nahraditelné. Studenti tak při práci se systémem mohou volit, jaký biologický signál chtějí v konkrétní konfiguraci systému měřit (na výběr jsou moduly pro měření EKG, krevního tlaku a kyslíkové saturace) a s využitím které bezdrátové technologie chtějí snímání signál přenášet do nadřazeného PC systému (na výběr jsou moduly pro přenos prostřednictvím Bluetooth, WiFi a GSM).

Hardwarová i softwarová část systému jsou navrženy jako otevřené řešení umožňující modifikace, přidávání dalších modulů, případně využití stávajících modulů jako součástí jiných projektů.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce vznikla za podpory grantu FRVŠ TO F3a č. 2122/2011 poskytnutého Fondem rozvoje vysokých škol. Podpořena byla i z prostředků výzkumného záměru Českého vysokého učení technického v Praze č. MSM 6840770012 uděleného Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky.

REFERENCE

- [1] Guler NF, Ubeyli ED. Theory and applications of telemedicine. J Med Syst. 2002 Jun;26(3):199-220.
- [2] Communication from the Commission to the European Parliament, the Council, the European Economic and Social Committee and the Committee of the Regions on Telemedicine for the Benefit of Patients, Healthcare Systems and Society. COM(2008)689 final. Brussels, 2008.
- [3] Garshnek V, Burkle FM. Applications of telemedicine and telecommunications to disaster medicine. Journal of the American Medical Informatics Association. 1999 January 01;6(1):26-37.
- [4] Chan M, Esteve D, Escriba C, Campo E. A review of smart homes – present state and future challenges. Comput Methods Programs Biomed. 2008 7;91(1):55-81.
- [5] Dang S, Golden AG, Cheung HS, Roos BA. Telemedicine applications in geriatrics. In: Brocklehurst's Textbook of Geriatric Medicine and Gerontology (SEVENTH EDITION). Philadelphia: W.B. Saunders; 2010. p. 1064-9.
- [6] Costin H, Rotariu C, Morancea O, Andutseac G, Cehan V, Felea V, et al. In: Complex telemonitoring of patients and elderly people for telemedical and homecare services. New aspects of biomedical electronics and biomedical informatics; August 20 - 22; ; 2008. p. 183-7.
- [7] Celler BG, Earnshaw W, Ilisar ED, Betbeder-Matibet L, Harris MF, Clark R, et al. Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multidisciplinary project on aging at the university of new south wales. Int J Biomed Comput. 1995 10;40(2):147-55.
- [8] Online: <http://www.stm32circle.com/resources/stm32primer2.php> [2011-03-22].
- [9] Online: <http://www.kewirefree.com/data.html> [2011-03-22].
- [10] Online: <http://www.connectone.com/products.asp?did=73&pid=98> [2011-03-22].
- [11] Online: <http://www.cinterion.com/tc65i> [2011-03-22].

Terapeutické úlohy využívající biologickou zpětnou vazbu

Oto JANOUŠEK¹, Vratislav ČMIEL¹, Jana KOLÁŘOVÁ¹

¹ Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, Brno, 61200 Brno, xjanou12@stud.feec.vutbr.cz.

Abstrakt. Terapeutické úlohy s grafickými hrami využívajícími biologickou zpětnou vazbu umožňují efektivní a cílenou terapii. Tyto úlohy jsou úspěšně využívány v řadě rehabilitačních a terapeutických pracovišť. Pro demonstraci principu terapeutických her byly vytvořeny tři ukázkové aplikace, využívající snímání biologického signálu akviziční jednotkou MP35 výukového systému Biopac a zpracování signálu v programovacím prostředí LabView. Aplikace umožňují levné a efektivní možnosti nastavení terapeutických cílů a pro studenty rozšíření výuky v biomedicínských oborech.

Klíčová slova. Biofeedback, terapeutické hry, Biopac, LabView, biologická zpětná vazba, demonstrační aplikace.

Rychlý nárůst terapeutických metod využívajících biologickou zpětnou vazbu zahrnuje stále více terapeutických aplikací a přináší s sebou nutnost vychovávat odborníky v tomto oboru. Využití a možnosti terapeutických her, které jsou v současné terapii aktuální a s nimiž se studenti biomedicínských oborů v lékařství setkávají, lze ve výuce názorně demonstrovat na vytvořených aplikacích pro biofeedback v grafickém programovacím prostředí, které studenti znají. Studenti mohou ukázkové úlohy snadno modifikovat a osvojit si tak používání terapeutických postupů s různými typy biologických zpětných vazeb.

II. METODA

I. ÚVOD

Elektronické přístroje v moderní medicíně umožňují nejen včasnou a korektní diagnostiku, ale slouží také jako podpůrný prostředek při provádění terapie. Během čtyřicátých let minulého století začaly být experimentálně studovány možnosti zobrazení biologického signálu pacientovi. Pacient se tak učil vědomě ovlivnit chování svého těla a tím měnit parametry snímaného biologického signálu žadáním způsobem. Cílem bylo motivovat pacienta a umožnit mu aktivní přístup v průběhu terapie. Opakované použití této metody vedlo u pacienta k procesu učení. Výsledkem terapie pak byla pacientova schopnost naučené dovednosti aplikovat i bez použití přístroje.

Metoda vizualizace biologického signálu pacientovi byla v minulém století značně rozvinuta a získala souhrnné označení „biologická zpětná vazba“. V české literatuře je však mnohem známější pod anglickým označením biofeedback. V současnosti je využívána v klinické praxi, v soukromých rehabilitačních centrech a při domácí léčbě. Zvláštním odvětvím biofeedbacku je jeho využití pro trénink a zvyšování výkonu u zcela zdravých jedinců.

Biofeedback lze použít ve svém principu pro každý biologický signál, jehož průběh lze ovlivnit vědomou vůlí. Zpětnovazební biologické signály (dále jen biosignály) mohou být např. elektrické EMG a EEG signály, respirační signál, dále teplota pokožky, elektrický odpor pokožky, krevní tlak a rychlost pulzních vln, měření srdečního rytmu. [1,2]

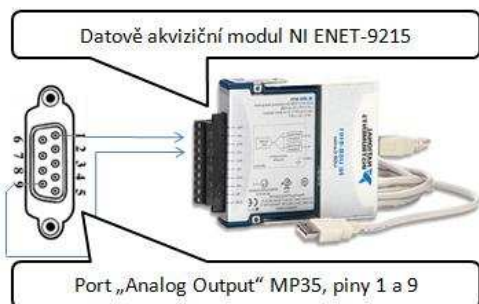
Terapeutické hry vyžadují pro svou činnost akviziční jednotku, která snímá a předzpracovává biosignály, výpočetní prostředí realizující zpracování a analýzu předzpracovaných signálů, a konečně grafické prostředí sloužící k prezentaci terapeutických výsledků pacientovi.

A. Zdroj signálu a akvizice signálu

Zdrojem signálu může být buď simulátor biologického signálu v případě demonstrační úlohy, nebo pacient. Akvizice signálu je prováděna pomocí akviziční jednotky MP35, která je součástí výukového systému Biopac. Jednotka MP35 komunikuje s ovládacím softwarem Biopac Student Lab PRO, kterým lze nastavit parametry akvizice: zesílení měřeného signálu, zařazení lineárních filtrů s nastavitelnými parametry, nastavení frekvenčního rozsahu měřeného signálu, a nastavení střídavé nebo stejnosměrné vazby vstupních zesilovačů. Pro výuku je výhodou skutečnost, že ovládací software obsahuje již přednastavené režimy pro akvizici nejčastěji měřených biosignálů.

B. Propojení akviziční jednotky s PC

Přenos dat mezi akviziční jednotkou a PC stanicí, na které je spuštěna terapeutická hra, je realizován propojením výstupního portu akviziční jednotky s měřicí kartou NI ENET-9215. Tato karta umožňuje digitalizaci vstupního signálu s frekvencí 100kHz a 16-ti bitovou kvantizací. K PC stanicí je připojena přes rozhraní USB. Propojení je schematicky ilustrováno obrázkem Obr. 1.

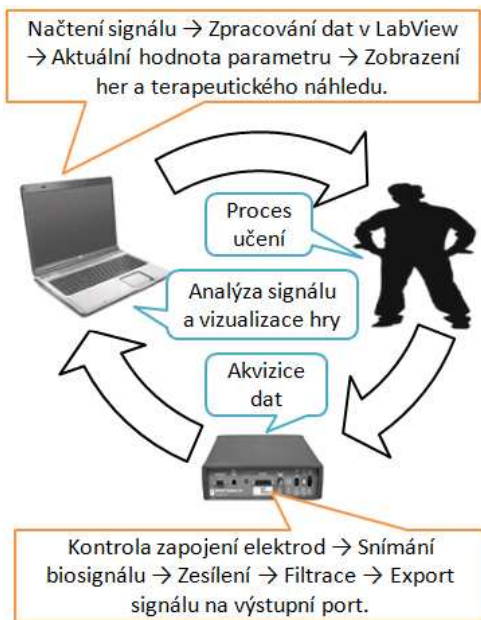


Obr. 1. Propojení akviziční jednotky MP35 s akvizičním modulem NI ENET-9215. (S využitím [3])

Pro akvizici jsou použity snímací stříbro/stříbrochloridové elektrody (SS2L, Biopac), které jsou vhodné i pro dlouhodobější měření [4]. Respirace je měřena pomocí piezorezistivního snímače, umístěném v hrudním popruhu (SS5LB, Biopac).

C. Terapeutické hry v grafickém programovém prostředí

Pro realizaci ukázkových úloh je využito programové prostředí LabView s modulem Vision, potřebným pro práci s grafikou. Signál je načítán z měřicí karty, v reálném čase je vypočtena jeho aktuální hodnota, na jejím základě je upravena pozice překryvného obrázku, a překryvný obrázek je sloučen s obrázkem na pozadí, který je posléze vykreslen. Pro práci s obrázky se používají funkce knihovny IMAQ Vision, umožňující rychlé zpracování většího objemu dat, a proto je celková rychlost odezvy programu na změněnou hodnotu vstupního signálu dostatečná. Celý proces ilustruje obrázek Obr. 2.



Obr. 2. Proces zpracování signálu při biofeedbacku.

III. VÝSLEDKY

Nejčastěji využívané modality biofeedbacku jsou systémy založené na zpracování elektroencefalografického (EEG), elektromyografického (EMG) a respiračního (RES) signálu. Tyto uvedené biosignály byly vybrány pro návrh a realizaci demonstračních terapeutických úloh.

Všechny tři ukázkové aplikace mají z důvodu pedagogického požadavku na názornost vzhledově podobné uspořádání. Každá z aplikací je naprogramována tak, aby umožňovala měření daného biologického signálu s ohledem na parametry, které lze použít jako indikátory plnění terapeutického cíle. Tyto parametry jsou shrnuty v Tab. I.

Tab. I. Indikátory plnění terapeutického cíle

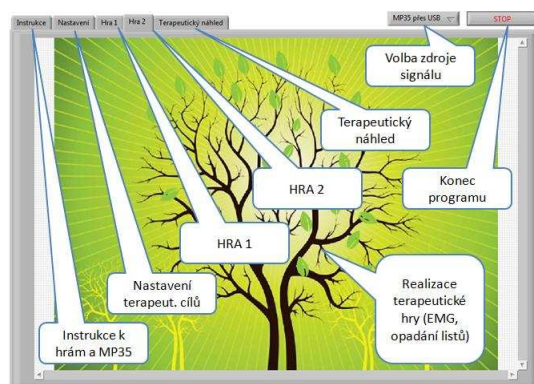
EMG	Okamžitý výkon Doba trvání*
EEG	Okamžitý výkon** Minimální výkon**
RES	Pravidelnost dýchání Respirační objem

*Doba trvání integrované úrovně signálu vyšší než terapeutem nastavená prahová hodnota.

** Výkon EEG signálu v pásmu alfa (8-13Hz).

Všechny tři aplikace pracují v reálném čase. Aplikace pro EMG terapeutické hry využívá elektromyografický signál filtrovaný v akviziční jednotce MP35 pásmovou propustí s mezními frekvencemi 20Hz a 500Hz. Zobrazuje jej formou dvou her pro pacienta a formou zobrazení průběhu signálu pro terapeuta. Stejný přístup je volen pro EEG a RES terapeutické hry, přičemž pro EEG je využíván signál v pásmu alfa (8-13Hz) a pro respiraci není frekvenční rozsah signálu nijak uměle limitován.

Ukázka grafického prostředí pro terapeutické hry pro respirační biofeedback je zobrazena na Obr. 3.



Obr. 3. Ukázka grafického prostředí hry Strom použitelné pro respirační biofeedback. Cílem hry je nechat pacientem pomocí výdechu sfouknout všechny listy, jednotlivé stupně plnění terapeutického cíle jsou ilustrovány počtem sfouknutých listů. Bubliny vysvětlují moduly grafického prostředí.

Výřezy z terapeutické hry Strom jsou zobrazeny na Obr. 4, cílem této hry je vytrvalým hlubokým dýcháním docílit předem nastaveného respiračního výdeje, který je pacientovi prezentován ve formě postupně opadajících listů ze stromu na obrázku Obr. 3.



Obr. 4. Vlevo: na začátku hry jsou všechny listy na stromě. Uprostřed: při vydechnutí určitého objemu upadne ze stromu jeden list. Vpravo: sfouknutí všech listů ze stromů znamená pro pacienta dosažení terapeutického cíle.

IV. ZÁVĚR

Terapeutické hry jsou nejnovějším trendem v oblasti využití biofeedbacku v klinické terapii. Využití her v procesu terapie významně zvyšuje pravděpodobnost úspěšného dosažení terapeutického cíle z několika důvodů:

1. Úspěšnost léčby

Zodpovědnost za úspěch léčby pacient přesouvá z terapeuta na sebe, což zvyšuje jeho motivaci k plnění terapeutického cíle. Pacient je hrou motivován a aktivně se podílí na rozvoji svých dovedností.

2. Atraktivita hry

Forma hry je pro pacienta více poutavá než zobrazení časového průběhu měřeného parametru, což umožňuje prodloužit dobu trvání terapeutické lekce bez ztráty zájmu pacienta. Pacient je vtažen do procesu léčby a vnímá terapeutické cíle jako dílčí úkoly, ke kterým se postupně dopracovává svým úsilím.

3. Srozumitelnost

Hry díky své srozumitelnosti umožňují používání biofeedbacku pacientem bez účasti terapeuta, což se využívá pro domácí léčbu. Srozumitelně prezentovaný terapeutický cíl navíc zvyšuje míru aktivity pacienta během terapie, která je pro úspěšnou terapii nezbytná. Využití biofeedbacku je také výhodné v pediatrii.

4. Řízený terapeutický cíl

Terapeutické hry mohou obsahovat cíl, nebo posloupnost cílů, ke kterým má pacient svým úsilím dojít. Tyto cíle jsou definovány terapeutem a v případě potřeby je lze měnit i během terapeutické lekce. Zobrazení okamžitých výsledků umožňuje terapeutovi sledovat, analyzovat a vyhodnocovat pacientovu aktivitu a plánovat další terapeutické postupy.

5. Dvojitá zobrazení

Biofeedback s využitím her je možno provozovat současně ve dvojitým zobrazení: Pro pacienta je určena grafická hra a pro terapeuta je k dispozici samostatný

náhled, kde je možné sledovat časový průběh biosignálu, trendy, nastavení obtížnosti terapeutického cíle, analýza).

Ukázkové aplikace, prezentované v tomto článku, splňují výše uvedené body, a slouží proto jako vhodné demonstrační úlohy k seznámení se s terapeutickými hrami využívajícími biofeedback. Navíc studenti mohou modifikovat všechny tři aplikace v programovacím prostředí LabView, které je studentům biomedicinských oborů známé. Díky využití výukového systému Biopac je možné efektivně a realizovat terapeutické hry a rozšířit tak výuku předmětů zabývajících se terapií a rehabilitací.

PODĚKOVÁNÍ

Vývoj aplikací pro demonstraci terapeutických her ve výuce předmětů biomedicinského inženýrství byl podpořen Fondem rozvoje vysokých škol, grantem s identifikačním číslem 3258/2011. Autoři děkují Fondu rozvoje vysokých škol za projevenou důvěru a finanční podporu.

ODKAZY

- [1] ROBINSON A.J., SNYDER-MACKLER L. *Clinical Electrophysiology Electrotherapy and electrophysiologic testing*. 3rd ed. Baltimore, 2008.
- [2] ROBERTSON V., WARD A., LOW J., REED A. *Electrotherapy Explained Principles and Practise*, 4th ed. Edinburg, 2006.
- [3] Biopac Student Lab PRO Manual, Biopac System, Goleta (Kanada), 2007, p. 267.
- [4] WEBSTER, J. G. *Medical instrumentation: application and design*. 4th ed. USA, 2010.

Výuka molekulární fylogenetiky v bioinformatických předmětech

Helena ŠKUTKOVÁ¹, Denisa MADĚRÁNKOVÁ¹, Ivo PROVAZNÍK¹

¹ Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, CZ-612 00 Brno, Česká republika, skutkova@fec.vutbr.cz

Abstrakt. Molekulární fylogenetika je obor vyučovaný již i mimo přírodovědné obory. S masivním nasazením informačních technologií pro stanovení výsledků fylogenetické analýzy rostou i požadavky na kvalifikaci řešitele analýzy, který musí ovládat řadu metod informatiky. Tím se na technické školy dostává nové zaměření výuky, které zde prozatím nemělo své místo. Tento článek popisuje, jak byla do výuky bioinformatických předmětů začleněna výuka molekulární fylogenetiky na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně.

Klíčová slova. Bioinformatika, fylogenetika, výpočetní biologie, fylogenetické stromy, výukové aplikace

I. ÚVOD

Fylogenetika je rozsáhlá vědecká disciplína, která prozatím neměla na technických školách pevné místo. Tematicky spadá do oboru evoluční biologie a jako takovou lze její výuku spíše hledat na biologických či přírodovědně zaměřených univerzitách. To ovšem platilo jen do doby, kdy se fylogenetika začala zabývat molekulárními znaky, zejména tedy srovnáváním biologických sekvencí DNA a proteinů. V současné době tedy její mnohem rozšířenější směr tzv. molekulární fylogenetiky spadá do oboru výpočetní biologie případně bioinformatiky. To jsou předměty zařaditelné do biologických, lékařských či přírodovědných oborů velice těžko, a když tak jen na základní či aplikační úrovni. S vytvořením nového bakalářského studijního programu, Biomedicínská technika a bioinformatika a navazujícího magisterského programu Biomedicínské inženýrství a bioinformatika na FEKT VUT v Brně, sejevilo zařazení výuky molekulární fylogenetiky do dílčích částí osnov oboru jako výhodné. Obor spojuje biomedicínskou oblast s informačně-technologickým zaměřením fakulty elektrotechniky. Díky tomu umožňuje při studiu molekulární fylogenetiky studentům pochopit jak hledisko molekulární biologie, tak výpočetní náročnost metod. Což jsou dvě hlediska na většině typů škol neslučitelné.

O nutnosti výuky tohoto biologického směru svědčí i poptávka po bioinformaticky vzdělaných absolventech, jimž by znalost základních výpočetních metod molekulární fylogenetiky měla být vlastní. Srovnání nárůstu zájmu o tento směr si můžeme demonstrovat na vědeckých publikacích zaznamenaných v uznávané databázi *Web of Science*.

Zatímco do roku 2000 se zde objevila zmínka o fylogenetických stromech jen ve 3 400 publikacích, v současné době je to přibližně čtyři krát tolik, tedy v 13 500 publikacích (počítán výskyt pojmu v názvu, abstraktu, nebo klíčových slovech). Nárůst zájmu o tuto problematiku je tedy třeba reflektovat a student uvedeného oboru by měl být schopen základní fylogenetické analýzy včetně interpretace výsledků.

II. IMPLEMENTACE FYLOGENETIKY DO VÝUKY

Přestože složitost oboru molekulární fylogenetiky by vystačila na samostatný předmět, jako vhodnější pro širší uplatnění absolventů oboru se jeví postupné získávání podrobnějších informací o problematice v několika dílčích předmětech. Tak bude již student bakalářské formy studia zasvěcen do základů fylogenetiky, alespoň na úrovni tvorby jednoduchého fylogenetického stromu a jeho interpretace. Na magisterském stupni si pak studenti osvojí znalosti pokročilé rekonstrukce fylogeneze včetně návrhu evolučních modelů pro biologické sekvence.

Výpočetní biologie na úrovni molekulární fylogenetiky je poměrně náročná problematika. K jejímu zvládnutí je zapotřebí zvládnutí jak teoretického základu molekulární biologie a to na bakalářském stupni v předmětech *Úvod do molekulární biologie a genetiky* a *Biochemie*. Na magisterském stupni na tyto základy navazuje samostatný předmět *Molekulární biologie*. Po informatické stránce je pro zvládnutí výpočetní biologie zapotřebí absolvování předmětu *Algoritmizace a programování*. Samozřejmě vyhodnocení správnosti fylogenetické analýzy je nemožné bez zvládnutí předmětů *Biostatistika* na bakalářském stupni a *Pokročilé metody v biostatistice* na stupni magisterském.

Všechny výše uvedené předměty jsou pouze obecné a jejich obdobu lze nalézt na většině univerzit podobného zaměření. Konkrétní řešení struktury výuky molekulární fylogenetiky spočívá ve vhodném rozdělení rozsahu problematiky do dílčích předmětů podle obtížnosti.

A. Úvod do medicínské informatiky

Tento předmět souvisí s výukou výpočetní biologie a fylogenetiky pouze okrajově. Přesto je zapotřebí se o něm zmínit zejména ze dvou důvodů. Předmět je zařazen do druhého roku studia v zimním semestru bakalářského

programu a studenti se zde poprvé setkávají s bioinformatickou problematikou a zpracováním biologických sekvencí. Zároveň se dovídají existenci fylogenetických stromů, co představují a k čemu se používají.

Přestože že je těmto tématům věnovaný pouze malý rozsah z celého semestru (2 hod. přednáška, 2 hod. cvičení), je to pro studenty nezbytný úvod do nadcházejícího předmětu bioinformatika. Navíc je tento předmět jako jediný svého typu paralelně vyučován i na studijním programu Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika. Informace zde prezentované pak slouží i pro tyto technické obory jako volba pro případné biomedicínské zaměření studia.

B. Bioinformatika

Tento předmět zařazený do druhého ročníku, letního semestru je na bakalářském stupni základním stupněm pro výuku fylogenetiky. V rozsahu dvou 2hodinových přednášek a jednoho 2hodinového cvičení se studenti seznámí se základy fylogenetiky, s rekonstrukcí fylogenetických stromů, typy rozložení stromů a možnostmi použití v analýze biologických sekvencí. Prakticky si pak vyzkouší pomocí prostředí Matlab s knihovnou Bioinformatics Toolbox konstrukci jednoduchých stromů z DNA a bílkovin pomocí předpřipravené metody UPGMA [1] se základním evolučním modelem Jukes-Cantor [2], který si sami počítačově realizují.

Kromě tohoto fylogenetického celku v rámci předmětu získají i důležité informace související s fylogenetickou problematikou. Je to teorie globálního a lokálního mnohočetného zarovnávaní a využití substitučních matic, na čemž stává celá následná výuka výpočetní fylogenetiky.

V třetím ročníku bakalářského studia je možné si v Bioinformatice získané znalosti rozšířit ve volitelném *Bioinformatickém semináři*, kde si vyzkouší vytvořit vlastní programovou aplikaci na rekonstrukci fylogenetických stromů.

C. Analýza biologických sekvencí

V magisterském stupni se již studenti zabývají pokročilými formami analýzy biologických sekvencí, jako jsou numerické reprezentace, fázová analýza, genové regulační sítě apod. Na znalosti získané v bakalářském studiu zde tak stává výuka molekulární fylogenetiky. Kromě samotných rekonstrukčních metod se studenti seznámí i s evolučními modely pro popis mutace nukleotidů a aminokyselin v sekvenci. Rekonstruované fylogenetické stromy se potom popisují odhadem evoluční vzdálenosti sekvencí (organismů) ne jen proporcionálně stanovenou Hammingovou vzdáleností. Ze samotných rekonstrukčních algoritmů jsou pro výuku vybrány dnes nejužívanější metody, které studenti sami programují v programovém prostředí Matlab a seznámí se i se statistickým vyhodnocením správnosti stromu.[3]

III. VYUČOVANÉ FYLOGENETICKÉ METODY A PRINCIPY

Studenti uvedených programů by si měli po absolvování celku zmíněných předmětů osvojit základní fylogenetické metody a principy. Kromě základních dovedností ve vykreslování stromů různých topologií a maticového zápisu sekvencí a stromové struktury se dají získané znalosti rozdělit na dva celky:

A. Evoluční modely

Evoluční modely se používají pro odhad evoluční vzdálenosti dvou sekvencí na základě proporcionální vzdálenosti tj. počtu mutovaných znaků mezi dvěma sekvencemi k počtu všech znaků. U evolučních modelů se seznámí studenti s parametrickými i neparametrickými typy.

Neparametrické modely užívané zejména u proteomických sekvencí modelují evoluci na základě korekce pravděpodobnostním rozložením výskytu náhodného jevu – tedy mutace. Patří mezi ně *Poissonova a gamma korekce*. [3]

U DNA sekvencí se korekce rozložení rozšíří o přidaný parametr respektující vlastnosti mutovaných nukleotidů. Studenti se seznámí s *modely: Jukes-Cantor, Kimura, Tamura a Tamura-Nei*, které se liší počtem použitých parametrů a tím i přesností a náročností výpočtu. [1][2]

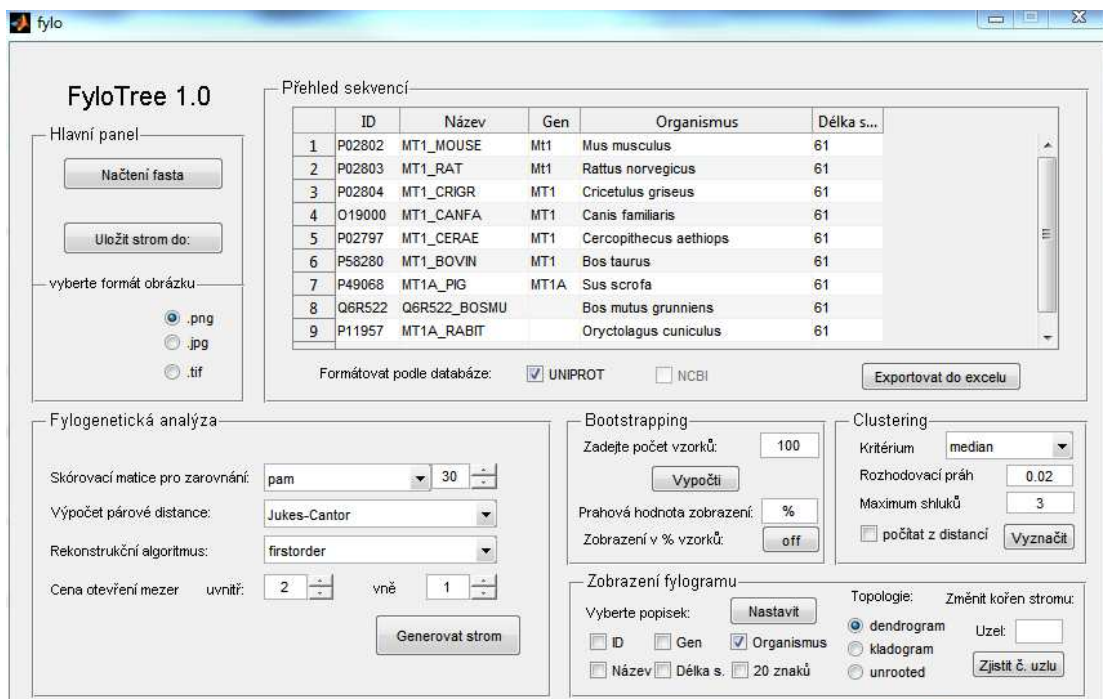
Mezi nejsložitější evoluční modely, se kterými se studenti seznámí, patří modely kodónové substituce. Tyto modely spojují oba předchozí přístupy a navíc zohledňují fakt, že většina mutací v sekvenci je synonymních a tím pádem neovlivní výsledný translační produkt a funkci výsledného proteinu. K výpočtu tzv. synonymních a nesynonymních kodónových substitucí využijí studenti *metody: Nei-Gojobori a Li-Wu-Luo*. [3][6]

B. Rekonstrukční metody

Teoreticky jsou studenti seznámeni se dvěma možnými přístupy pro rekonstrukci fylogenetického stromu: distanční a znakový. Protože jsou dnes prakticky výlučně využívány metody distanční, díky své široké aplikovatelnosti a modifikovatelnosti, je praktická výuka zaměřena zejména na ně. Studenti si v programovém prostředí Matlab vyzkouší naprogramovat tři základní metody:

UPGMA – metoda využívaná i obecně ve shlukové analýze. Je založená na neváhovaném spojování párů sekvencí do shluků na základě aritmetického průměru. Pro fylogenetiku se příliš nehodí, protože nerespektuje některé evoluční pravidla, ale je vhodná pro vysvětlení základního principu rekonstrukčních algoritmů. Ostatní metody se často realizují její modifikací. [1]

Neighbour-Joining (NJ) – metoda pracující na základě vyhledání nejbližších sousedů, tedy sekvencí s nejmenší vzájemnou evoluční vzdáleností ale s ohledem na vzdálenost ostatních sekvencí daných dat. Je to poměrně stará metoda, která přes svou jednoduchost dává velice dobré výsledky a je do dnes jedna s nejužívanějších a nejčastěji modifikovaných metod. [4]



Obr. 1. Ovládací panel výukové aplikace pro fylogenetickou analýzu

BioNJ – nejčastější modifikace klasické NJ metody. Je vhodná na nejširší typ vstupních dat, protože má v každém kroku zařazen korekční člen, který před spojením sekvencí do shluků provádí korekci chyby vniklé odhadem evoluční vzdálenosti. [5]

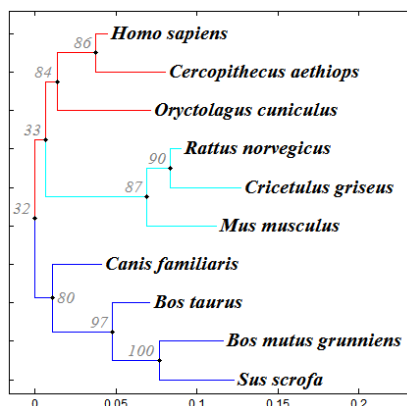
IV. VÝUKOVÝ SOFTWARE PRO FYLOGENETICKOU ANALÝZU

V uvedených programech je snaha, aby výuka probíhala zejména prakticky, a úlohy jsou voleny tak, aby je studenti byli schopni sami realizovat. Pro komplexní pohled na fylogenetickou analýzu a její vyhodnocení je zapotřebí i vyšších schopností algoritmickej a hlavně větší hodinový rozsah výuky než je k dispozici. Z těchto důvodů byla realizovaná názorná výuková aplikace s grafickým uživatelským rozhraním v prostředí Matlab. Tato aplikace spojuje jak všechny uvedené znalosti, které studenti získají v průběhu studia, tak je doplňuje o některé pokročilejší metody a zejména o statistické vyhodnocení. Aplikace tak umožňuje studentům vykreslit fylogenetické stromy na základě jakéhokoliv typu sekvencí, otestovat jejich správnost, prostudovat algoritmy výpočtu a měnit jejich nastavení. Poslední dvě vlastnosti nejsou v běžně dostupných aplikacích možné a tak omezují pochopení použitých metod. Popíšme si tedy, jak aplikace funguje a co umožňuje.

Na obrázku 1 je znázorněno uživatelské rozhraní této výukové aplikace se všemi dostupnými knihovnými funkcí pro nastavení analýzy. Horní polovina obsahuje dva panely

pro načtení a zobrazení sekvencí, po vykreslení stromu pak i možnost exportu jak sekvencí, tak schématu stromu do obrázku.

Po načtení sekvencí ve standardním formátu *fasta* se zpřístupní panel *Fylogenetická analýza* umožňující nastavení rekonstrukčního algoritmu. Umožňuje volbu skórovací substituční matice (BLOSUM, PAM, GONNET) a frakci mutací ve vstupních sekvencích. Následuje výběr metody pro výpočet evoluční vzdálenosti a rekonstrukční algoritmus.[3] Tyto metody odpovídají výše uvedeným metodám, které si studenti sami naprogramovali. Poslední položka je cena za otevření mezer, které se vkládají do



Obr. 2. Ukázka fylogenetického stromu z výukové aplikace včetně statistického vyhodnocení a barevného klastrování

sekvence, aby měli stejnou délku. Po vhodném nastavení již můžeme vykreslit stromovou strukturu.

Po vykreslení stromu se vám zobrazí panely pro statistickou analýzu stromu a klastrování. Statistická analýza stromu je používána pro zjištění stability topologie stromu. Jinak řečeno, kdybychom jednu větev, tedy jeden organismus z analýzy odebrali nebo jiný přidali, měla by zbylé rozložení stromu zůstat zachováno. Takže statistická analýza testuje robustnost algoritmu pro daný typ vstupních dat. Pro tento účel se téměř výlučně používá metoda *bootstrapping* a všechny ostatní metody jsou založeny na podobném principu. Výsledky statistického vyhodnocení robustnosti stromu se zapisují jako procentuální hodnota u každého uzlu. Tato hodnota říká jakou podporu má dané uzlové spojení větví a jeho poloha na základě vstupních dat. [7]

Klastrovací techniky pro fylogenetické stromy vycházejí ze shlukové analýzy. Na základě volby kritéria (medián, maximum, aritmetický průměr, poměr a zisk) a prahové hodnoty barevně znázorní odlišné shluky. Počet barevně odlišených shluků můžeme omezit. Klastrování můžeme stanovit na základě délek větví nebo párových evolučních vzdáleností.

Bootstrapping i klastrování je znázorněno na obrázku 2. Kde nastavení jednotlivých parametrů fylogenetické analýzy i zpracování výsledků odpovídá obrázku 1. Pro úplný popis programu je potřeba zmínit i poslední panel *Zobrazení fylogramu*, který ovládá vzhled fylogramu, zejména popis podle vybraného datového typu a topologie stromu.

Program umožňuje studentů si nastavit parametry fylogenetické analýzy podle vlastního uvážení, statisticky si ho vyhodnotit a roztřídit do shluků. Když zjistí, že je statistické vyhodnocení stromu nízké, případně rozdělení organismů do shluků je špatné mohou si interaktivně nastavení analýzy měnit a sami si tak vyzkoušet které parametry a do jaké míry ovlivní výsledek. Na obrázku 3. Je pak ukázka právě takového stromu se špatně nastavenými

parametry analýzy, přičemž sekvence jsou stejné jako v analýze na obrázku 2.

V. ZÁVĚR

Zatímco na biologických oborech je výuka bioinformatiky založena na zvládnutí ovládnání konkrétních aplikací např. pro účely fylogenetické rekonstrukce, na informaticky zaměřených školách je výuka zaměřena obecně na rekonstrukci orientovaných grafů např. i stromů koster apod. Představený návrh formy výuky spočívá v kompromisním spojení témat biologie a informatiky. Studenti se seznámí s konkrétními metodami pro rekonstrukci stromů, ale přímo určenými pro fylogenetiku. Měli by být schopni si je i sami naprogramovat případně vhodně nastavit podle vstupních dat. Tím získají výhodu nad uživateli aplikací v porozumění rekonstrukční metodologie. Přestože ztrácí na typické informatiky ve zvládnutí obecné teorie stromových struktur včetně matematického popisu, jejich schopnosti převyšují v biologické interpretaci výsledků založené na evoluční hierarchii.

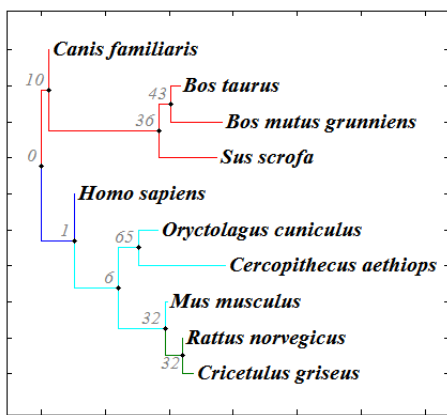
O dobře zvládnutém fylogenetickém základu ve výuce svědčí i rok od roku rostoucí zájem mezi studenty o bakalářské a diplomové práce zaměřené na tuto problematiku. Vzhledem k tomu, že stěžejní předmět *Analýza biologických sekvencí* věnující se fylogenetice, běžel letos prvním rokem, dá se předpokládat, že zájem studentů bude stále stoupat. Poptávku jistě podpoří i fakt, že o studenty ovládající výpočetní biologii včetně fylogenetiky je již během studia zájem ve vědeckých týmech jak z jiných škol, tak v komerční sféře.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena projekty: GAČR 102/09/H083 a FRVŠ 719/2011/G3.

REFERENCE

- [1] HIGG, P., ATTWOOD, T.K. *Bioinformatics and molecular evolution*, Wiley-Blackwell, 2005.
- [2] JUKES, T.H., CANTOR, C.R. *Evolution of protein molecules* Mammalian Protein Metabolism, H.N. MUNRO, ed., Academic Press, 1969, pp. 21-132.
- [3] NEI, M., KUMAR, S. *Molecular Evolution and Phylogenetics* Oxford University Press, 2000.
- [4] SAITOU, N., NEI, M. *The neighbor-joining method: a new method for reconstructing phylogenetic trees*. Molecular biology and evolution, vol. 4, Jul. 1987, pp. 406-25.
- [5] GASCUEL, O. *BIONJ: an improved version of the NJ algorithm based on a simple model of sequence data*. Molecular Biology and Evolution, vol. 14, 1997, pp. 685-695.
- [6] MUSE, S.V. *Estimating synonymous and nonsynonymous substitution rates*. Molecular Biology and Evolution, vol. 13, 1996, pp. 105-114.
- [7] HOLMES, S. *Statistics for phylogenetic trees*. Theoretical population biology, vol. 63, Feb. 2003, pp. 17-32.



Obr. 3. Ukázka špatné volby nastavení fylogenetické analýzy (PAM 350, Jukes-Cantor, cena otevření mezer 10:1, metoda NJ)

Výukové aplikace pro zpracování genomických dat v bioinformatických předmětech

Denisa MADĚRÁNKOVÁ¹, Helena ŠKUTKOVÁ¹, Ivo PROVAZNÍK¹

¹ Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, 612 00 Brno, Česká republika, maderankova@feec.vutbr.cz

Abstrakt. Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně zajišťuje od akademického roku 2007/08 bakalářský studijní program Biomedicínská technika a bioinformatika se stejnojmenným oborem, v rámci kterého jsou vyučovány předměty Bioinformatika a Praktika z bioinformatiky. Pro tyto předměty byly vytvořeny tři výukové aplikace v grafickém uživatelském rozhraní Matlab pro demonstraci bioinformatických témat a pro praktickou výuku řešení a algoritmizace těchto témat.

Klíčová slova. Bioinformatika, biomedicínská technika, Matlab, výukové aplikace.

I. ÚVOD

V roce 2007 byl schválen Ministerstvem zdravotnictví ČR a akreditován Akreditační komisí MŠMT ČR nový bakalářský studijní program s názvem Biomedicínská technika a bioinformatika s jedním stejnojmenným oborem na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně. V rámci tohoto multidisciplinárního oboru je vyučován povinný předmět *Bioinformatika* a volitelný předmět *Praktika z bioinformatiky*. Do současné doby prošlo těmito předměty 256 studentů.

Předmět *Bioinformatika* je vyučován v letním semestru druhého ročníku studia. Pro úspěšné absolvování musí studenti získat zápočet a složit písemnou zkoušku. Předmět je ohodnocen 6 kredity podle ECTS. Během semestru studenti absolvují celkem 26 hodin nepovinných přednášek, 26 hodin povinných počítačových cvičení a 13 hodin je věnováno samostatné činnosti. Cílem předmětu je studenty seznámit se základními tématy, kterými se bioinformatika genomických a proteomických dat zabývá. Např. se jedná o zarovnávání sekvencí, substituční matice, databáze sekvencí dat, základy fylogenetiky a predikce proteinových struktur.

Předmět *Praktika z bioinformatiky* je vyučován v letním semestru třetího ročníku. Za úspěšné absolvování předmětu získávají studenti zápočet a 4 kredity. Vyučuje se celkem 39 hodin počítačových cvičení a 13 hodin je věnováno samostatné práci. Tento předmět se zabývá prohloubením praktických dovedností studentů řešit bioinformatické problémy. Jelikož je pro jakoukoliv analýzu klíčové připravit správně data, je tomuto tématu věnována asi třetina vyučovacího času. Následně se studenti zabývají rozšířením znalostí o zarovnávání sekvencí, numerickými

reprezentacemi, spektrogramy a dalšími tématy.

V rámci počítačových cvičení těchto předmětů bylo vytvořeno několik výukových programových aplikací, které studentům umožňují lepší pochopení probíraného tématu a vlastní realizaci některých úkolů.

Praktická část výuky je převážně vedena pomocí programového prostředí Matlab, které studentům umožňuje vlastní tvorbu algoritmů, díky čemuž lépe pochopí základní principy bioinformatiky. Se základy práce s programovým prostředím Matlab jsou studenti seznámeni již v prvním ročníku studia v předmětu *Algoritmizace a programování*. Matlab je používán v počítačových cvičení velké části předmětů zajišťovaných Ústavem biomedicínského inženýrství.

V předmětech *Bioinformatika* a *Praktika z bioinformatiky* není vyučována základní syntaxe Matlabu. Studenti ji pouze aplikují k vytváření funkčních aplikací základních algoritmů bioinformatických témat. Nově se však setkávají s možností vytvářet grafické uživatelské rozhraní (Matlab GUI). V tomto rozhraní jsou vytvořeny studijní aplikace pro výpočet základních statistik genomických dat, aplikace pro zarovnávání genomických sekvencí a aplikace pro přípravu datového souboru genomických sekvencí pro další analýzu. Do těchto uživatelských aplikací studenti vytváří samostatně funkce dle zadání pro konkrétní cvičení, které mají k dispozici na e-learningu. Po skončení výuky jsou jim na e-learningu zveřejněny možná správná řešení. Aplikace mají popisky v anglickém jazyce, aby se studenti sžili s danou terminologií, avšak studentům je umožněno si aplikace přizpůsobit.

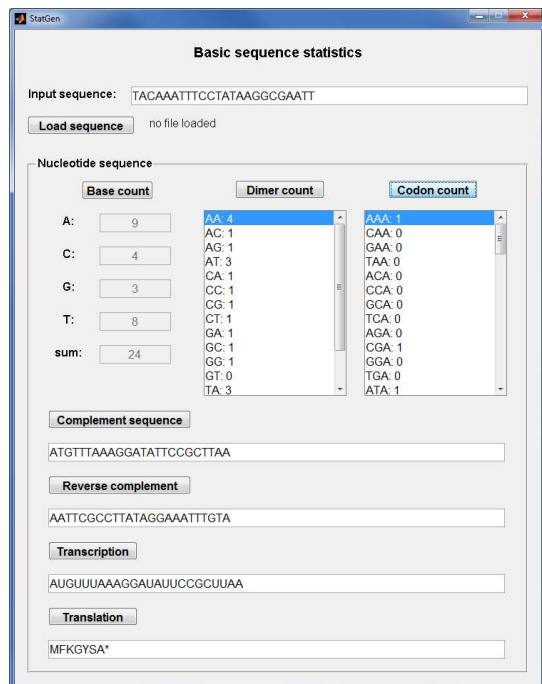
II. APLIKACE STATGEN

Aplikace StatGen je určena pro první dvě počítačové cvičení předmětu *Bioinformatika*. Jelikož je samotná tvorba grafické uživatelské aplikace časově náročnější, její tvorbou se studenti nezabývají. Jejich úkolem je naprogramovat funkci vybraných tlačítek a výsledky zobrazit. Vzhled aplikace je zobrazen na obr. 1.

Aplikace umožňuje práci se sekvencí DNA, která se buď zadává ručně, nebo je možné ji načíst z textového souboru. V sekvenci se spočítají četnosti jednotlivých nukleotidů, četnosti dimerů a kodonů. Následně je možné vytvořit komplementární a reverzně komplementární sekvenci, a dle

centrálního dogmatu molekulární biologie transkripční sekvenci RNA a výslednou sekvenci aminokyseliny.

Studenti jsou vedeni k tomu, aby programově ošetřovali vstupní data, tj. pro sekvence DNA mohou být použity pouze znaky A, C, G a T, zadání jiných znaků nesmí vést k chybě programu, ale k upozornění uživatele. Ošetřování vstupních dat vede studenty k zamyšlení, s čím vlastně pracují.



Obr. 1. Vzhled aplikace StatGen s příkladem analýzy.

Studenti k jednotlivým tlačítkům programují samostatně funkce, které jsou v hlavní aplikaci volány. Tímto si zopakují práci se vstupními a výstupními proměnnými.

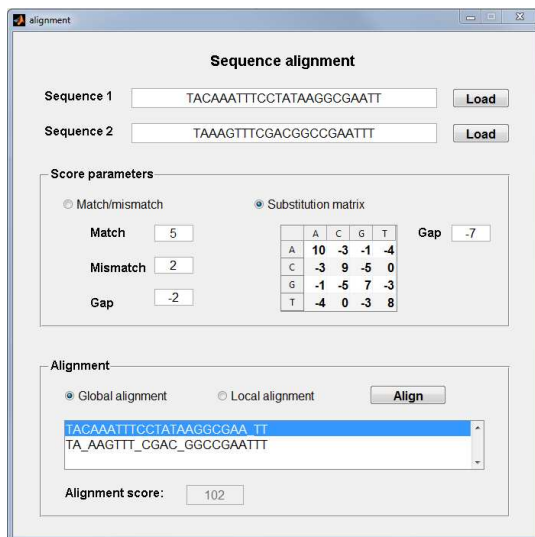
Úkolem aplikace není studentům demonstrovat bioinformatické problémy, pouze si zopakují základní syntaxi Matlabu, aby se v následujících cvičení již soustředili na analýzu a řešení jednotlivých bioinformatických témat jako je např. zarovnávání sekvencí.

III. APLIKACE ALIGNMENT

Zarovnávání sekvencí nukleotidů je základní a často klíčovou úlohou bioinformatiky. Globálnímu, lokálnímu a vícenásobnému zarovnávání a s tím souvisejícím substitučním maticím jsou v předmětu *Bioinformatika* věnovány čtyři přednášky a čtyři počítačová cvičení.

Základní principy zarovnávacích algoritmů jsou studentům prezentovány na řešených příkladech a následně sami doplňují klíčové části kódu do příslušných funkcí pro globální (Needlemanův-Wunchův algoritmus) a lokální (Smithův-Watermanův algoritmus) zarovnávání. Tyto části

kódu doplňují opět do grafické uživatelské aplikace v Matlabu, tak aby poté měli k dispozici funkční program,



Obr. 2. Vzhled aplikace Alignment s příkladem zarovnání sekvencí.

v kterém mohou porovnávat různé výsledky pro oba typy algoritmů a různé nastavení hodnot substituční matice.

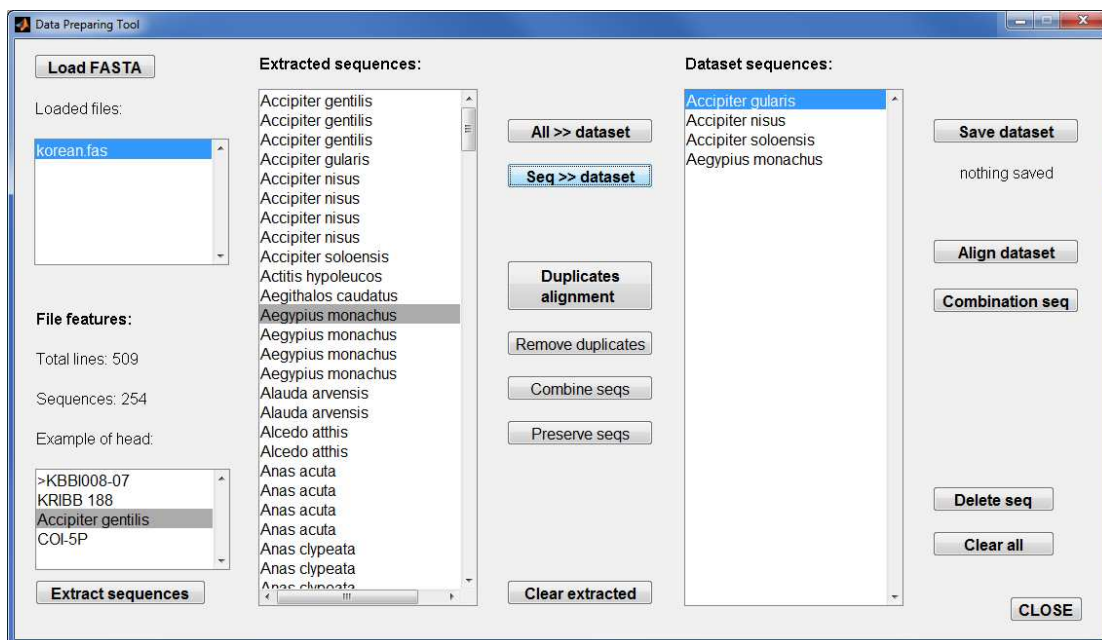
V aplikaci je možné sekvence zadávat ručně nebo je načíst z textového souboru. Je možné nastavit pro ohodnocování zarovnání použití substituční matice nebo jednodušší ohodnocování shody/neshody párů nukleotidů. Hodnoty ohodnocování je možné měnit a tak sledovat jejich klíčový vliv na zarovnání.

IV. APLIKACE DPT

Aplikace DPT (Data Preparing Tool) slouží k přípravě sekvencí pro následnou analýzu. Většina databází, odkud je možné sekvence získávat, poskytuje data ve FASTA formátu. S FASTA formátem se studenti seznamují již v předmětu *Bioinformatika*. V předmětu *Praktika z bioinformatiky* se učí extrakci dat ze souborů tohoto typu a dále získané sekvence upravit a roztrždit dle požadavků další analýzy.

Na obr. 3 je znázorněn vzhled aplikace s příkladem přípravy datového souboru. Studenti opět tvoří jednotlivé externí funkce, které se v aplikaci volají. Přesné zadání mají studenti k dispozici přes e-learning i s příkladovými soubory, na kterých mohou aplikaci otestovat.

Základem je vytvořit spolehlivou funkci pro načtení dat z FASTA souboru a rozkódování popisné hlavičky u jednotlivých sekvencí v souboru uvedených. Popisná hlavička první sekvence v souboru se zobrazuje, aby uživatel mohl rozhodnout, která část popisu se použije jako název sekvencí v datovém souboru, což bývá nejčastěji jedinečný kód sekvence v databázi nebo název druhu organismu odkud sekvence pochází. V aplikaci jsou



Obr. 3. Vzhled aplikace DPT s příkladem přípravy datového souboru.

extrahované sekvence dále prezentovány pod vybraným typem názvu (v obr. 3 jsou to názvy organismů).

Následně je možné z extrahovaných sekvencí vybírat ty, které se zařadí do datového souboru pro následnou analýzu. V případě, že je mezi extrahovanými sekvencemi několik sekvencí stejného druhu, je možné je zarovnat a podle toho rozhodnout, kterou z nich zařadit do datového souboru, či z nich vytvořit konsenzuální sekvenci.

Aplikace má studenty naučit práci s různými datovými strukturami a především jim umožnit vytvořit datový soubor pro analýzu, které následně samostatně programují.

V. ZÁVĚR

Aplikace StatGen a DPT byly zahrnuty do výuky v akademickém roce 2010/11, aplikace Alignment se začne používat v následujícím akademickém roce. Ke každé aplikaci mají studenti k dispozici v e-learningovém systému VUT přesné zadání úkolů a ještě před skončením příslušného cvičení mají možnost si stáhnout kompletní řešení, aby jej mohli porovnat s vlastní prací a opravit si případné chyby.

Výhodou těchto aplikací je sjednocení vstupů a výstupů, tj. formát vstupních dat a výsledků. Před zavedením aplikací do výuky studenti sice programovali velice podobné funkce, avšak samostatně spouštěné a formátu vstupu a výstupu věnovali málo pozornosti, což mělo za následek nepoužitelnost, ač principiálně funkčních algoritmů, k další práci.

Studium bioinformatiky by nemělo být pouhým učením o metodách a algoritmech zpracování bioinformatických dat, ale také vedení studentů k „dobré praxi“, tj. aby si osvojili

zodpovědný a svým způsobem rutinní přístup k zpracování bioinformatických dat. Budeme-li mluvit o genomických datech, jejich množství s každým dnem v databázích extrémně roste, což s sebou nese potřebu automatického zpracování. Zde prezentované výukové aplikace učí bakalářské studenty, jak k datům správně přistupovat a práci s nimi automatizovat a výsledky formátovat tak, aby je bylo možné dále zpracovávat.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena projekty GAČR 102/09/H083 a FRVŠ 2011/719/G3.

Sekce:

Biomedicínské aplikace

History of Czechoslovak Pacemaker Industry

David KORPAS

Institute of Nursing, Silesian University, Faculty of Public Policies, Hauerova 4, 746 01 Opava, Czech Republic, david.korpas@seznam.cz

Abstract. Former Czechoslovakia was one of just several counties in the world producing its own pacemakers. This paper describes only the milestones of the development and shows the pictures of technical solutions and designs. The story itself is fascinating and can be used as a demonstration of local technical craft. The pacemakers systems, both cans and leads, were manufactured for about 10 years in Prague. Then, the manufacturing was moved to Valašské Meziříčí, where stays for next almost twenty years. The annual production was at 1980s more than three thousands single chamber pacemaker systems. The pacemaker patient care was provided in 16 pacemaker centers.

Keywords. history, pacemaker, industry.

I. INTRODUCTION

In the early pacemaker years, especially in the second half of 1960s, belonged the Czechoslovak pacemaker industry among the pioneers at least in the Europe [1, 2]. The very first implant of (imported) pacemaker took place in 1962 and Czechoslovakia significantly contributed to the development of permanent pacing, especially in that years [3]. Scientific clinical and technical tasks were solved by Research Institute for Electronics and Modeling in Medicine (VUEML) in Prague. In this institute, also defibrillation experiments were performed. Different biphasic shocks and other important techniques, actual at that time, were tested. Dogs served as laboratory animals. The pioneer work for the determination of optimal defibrillation shock waveform was published in 1962. This work demonstrated that lower energy biphasic shock waveform is more efficient than generally used monophasic. The implantable defibrillator's development fully confirmed this.

II. DEVELOPMENT

At the beginning, just several employees worked in VUEML. Later on, the operation manufacturing of pacemaker leads and devices started. The mechanical construction of leads, pacemakers and battery encapsulation technology were done by excellent mechanics. First Czechoslovak pacemaker was implanted to the patient in March 1965 [2]. Its electrical designer was Vladimír Bičík and consisted of PCB and battery elements,

encapsulated in epoxy resin case. The pacemaker had original shape, with incised part for leads [1]. Lead output from pacemaker was therefore somehow protected, and leads did not break and did not irritate subcutaneously. This shape has been then taken by other pacemaker companies. The first pacemaker had two transistors, eleven passive components and was fed by four mercurial cells. One of the circuitry is shown at Fig. 1.

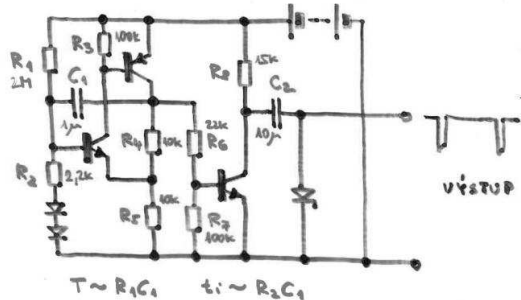


Fig. 1. Circuitry of asynchronous pacemaker [author V. Bičík, with permission]

The first devices had battery voltage of 6,5 V and pacing output of 6 V. Pacing was unipolar, used epimyocardial leads. On epoxy resin case, there was a stainless steel area served as an indifferent electrode (Fig. 2). Epoxy resin had to be chemically modified, because of biocompatibility. This material was not absolutely proof for body fluids. In-leak of body fluids therefore occurred along the conductive connections between electronic circuits and outer pacemaker surface. Epoxy resin served as ion filter, and was permeable just for nonconductive de-ionized water. If in-leak occurred, the systems terminated with catastrophically failures of electronic components (capacitor surges, transistor failures). Moistening of electronics was manifested as RC timer crossover, and subsequently increasing of pacing rate (runaway).



Fig. 2. Pacemaker VVI (on demand) from 1968 with epoxy resin case

At the end of 1960s, the original design of VVI pacemaker circuitry was built, see Fig. 3.

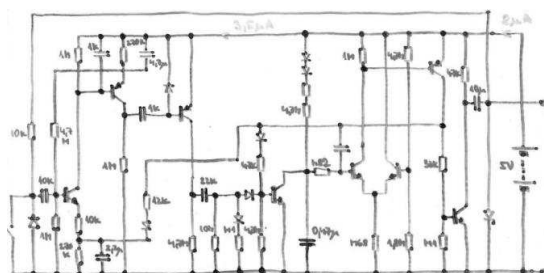


Fig. 3. On demand pacemaker circuitry [author V. Bičík, with permission]

First Czechoslovak transvenous pacing lead was finalized in 1968. Endocardial unipolar lead had funnel-shape passive fixation. For lead conductor, special steal AKV extra S was used. It was an unalloyed carbon steal. Conductor helix was four-start, and single wires were not so stressed. Thanks to this, the lead had very good mechanical properties. Electrodes were made from platinum-iridium alloy, used for pacing lead electrodes up to now. Insulation was firstly from silicon rubber. This material was sensitive and breaks occurred in the place of ligature where entering the vein. This failures, sometimes caused also the pectoral pacing, could be detected by impulse-scope, method for displaying the pacing spikes on oscilloscope. Surface electrical manifestations were at that time the only way how to detect the pacemaker operation conditions. At the early 1970s, the device for pacing threshold measurement was developed too [1,4].

III. MANUFACTURING

Until the beginning of 1970s, about 3000 single chamber pacing systems were manufactured in VUEML. This did not cover the clinical practice needs. In 1972 the manufacture was assumed by company Tesla Valašské Meziříčí [2]. The VUEML was then specialized on other

medical devices – monitors, defibrillators, temporary pacemakers, etc.

The main task in transformed manufacturing in Tesla was, except of increasing the production, final solution of in-leak using quality encapsulation into metal case. Metal-case pacemaker was model LSK 201 (Fig. 4), contained still electronics designed in VUEML. All Tesla metal cases were from stainless steel, not titanium.



Fig. 4. Pacemaker Tesla LSK 201

With increasing requirements for miniaturization it was necessary to move from discrete electronic components to integrated circuits. Development and manufacturing work performed in company Tesla Rožnov pod Radhoštěm. First thought about monolithic integrated circuit for VVI pacemaker began about 1978 and 1979. Work itself started since September 1979. Initially there should be two circuits. The first would contain input amplifier, comparator and control circuits, the second then timer, internal memories and output part. The integrated circuit was named MA350. Pacemakers LSK 350 series had pacing output voltage of 5 V, refractory interval typically 240 ms, with lower limit of 180 ms and upper of 350 ms, sensitivity to R-wave typically ± 2 mV with lower limit of $\pm 1,5$ mV and upper $\pm 2,5$ mV, mean current consumption 23 μ A (pacing impulse width 0,55 ms) or 6 μ A (inhibition) [5]. Typical value of pacing output voltage for new battery was -5,35 V.



Fig. 5. Pacemaker Tesla from 1980s

IV. CONCLUSION

Further, the preparation of runaway indication and much needed programmable pacemaker also started. Unfortunately, the next situation in Czechoslovak medical device market was not wishing for these activities.

REFERENCES

- [1] Lipoldová J, Novák M. Historie trvalé kardiostimulace. *Kardiol Rev* 2006; 8(4):166-173
- [2] Půl století kardiostimulace. URL: <http://www.homolka.cz/common/files/2008-10-01_-_tm-pul_stoleti_kardiostimulace.doc> (cit. 2010-10-19)
- [3] Historie ústavu pro choroby oběhu krevního a Kliniky kardiologie URL: <<http://www.ikem.cz/www?docid=1004103>> (cit. 2010-10-18)
- [4] Fejfar Z. Peleška a Pelešovci aneb kardiostimulace v Krči. *Cor Vasa* 1996; 35(1): K12–K15.
- [5] Krouská D. Technické parametry integrovaného obvodu MA 350 pro kardiostimulátor LSK 350. In: o trvalé kardiostimulaci: sborník přednášek ze 7. celostátního symposia: Boboty, 20.-23. dubna 1983. Praha, 1983

Implantace mechanických srdečních podpor jako totální srdeční náhrada: důvod k obdivu nebo odsouzení?

David MACKŮ

Elektrotechnická fakulta, ČVUT, Technická 2, 166 27, Praha 6, davidmacku@yahoo.com

Abstrakt: Cíl mého článku je podrobně analyzovat tento "off label" způsob implantace a zvážit etické a právní aspekty této implantace. Způsob implantace dvou pulsatilních mechanických srdečních podpor (VAD) jako totální srdeční náhrada (TAH) byl velmi dobře popsán v MMCT (Multimedia Manual of Cardiothoracic Surgery) v 2007. V březnu 2011 byla provedena v Texas Heart Institutu implantace dvou nepulsatilních levostranných srdečních podpor (LVAD) jako TAH. Pacient přežil méně než jeden měsíc od operace. Způsob implantace "VADs jako TAH" není uveden v návodech od výrobce. Implantace VADs jako TAH není autorizována FDA, to znamená žádné experimenty s tímto hybridním systémem v laboratoři, žádné pokusy na zvířatech, žádné klinické studie na lidech. Implementace těchto nevyzkoušených systémů do klinické praxe formuluje dvě zásadní otázky: Je správné, že chirurg používá zdravotnický prostředek v rozporu s návodem od výrobce? Je pacient před těmito operacemi řádně informován o povaze a rizicích výkonu?

Klíčová slova: mechanická srdeční podpora, totální srdeční náhrada, lékařská etika, medicínské právo

I. ÚVOD

Používání implantabilního zdravotnického prostředku v rozporu s návodem od výrobce se stává stále častěji smutnou realitou. Snahou mého článku je sumarizovat informace o „off label“ implantaci "VADs jako TAH", zvážit možné komplikace, etické a právní aspekty této operace

II. METODY

Popis zdravotnických prostředků

Mechanická srdeční podpora - Ventricular assist device (VAD): mechanická pumpa, která pomáhá poškozené komoře srdce čerpat krev do krevního řečiště, například VAD Thoratec[1]

Totální srdeční náhrada - Total artificial heart (TAH): zařízení, které kompletně nahrazuje poškozené srdce, skládá se ze dvou pump, které kompletně zajišťuje krevní tok v malém plicním a velkém systémovém krevním řečišti, například TAH CardioWest [2]

VAD a TAH jsou různé zdravotnické prostředky, které se většinou implantují v případech terminálního stadia srdečního selhání. Způsob implantace je pro každý zdravotnický prostředek jiný. Kardiolog by měl zdravotnický prostředek implantovat v souladu s návodem od výrobce.

„Vezmi dva VADs a vytvoř jeden TAH“

Na základě dostupné literatury a svých osobních zkušeností, tyto operace probíhají v Evropě a poslední zkušenosti z března tohoto roku dokládá,

že i v USA. Na obranu kardiologů nutno dodat, že tyto operace jsou většinou určeny pro velmi těžké pacienty ve špatném klinickém stavu. Tito pacienti by pravděpodobně bez implantace VAD nebo TAH umřeli. Zpravidla se jedná o poslední pokus o jejich záchranu. Kardiolog k této alternativní implantaci (VADs jako TAH) přistupuje, pokud usoudil, že je potřeba odstranit obě komory a originální TAH nemá na pracovišti k dispozici. Vytvořený hybridní systém „VADs jako TAH“ nemá povolení FDA, tzn. systém nebyl vyzkoušen v laboratoři na oběhových smyčkách, na zvířatech, neexistují žádné klinické studie na lidech.

Metoda implantace dvou pulsatilních pump „VADs jako TAH“ je poprvé zaznamenána v [3] a je velmi podrobně popsána v MMCT (Multimedia Manual of Cardiothoracic Surgery) [4]. Článek prezentuje německé zkušenosti v Bad Oeyenhausen s 14 pacienty s takto naimplantovaným hybridním systémem. VADs jako TAH znamená, že obě komory srdce jsou odříznuty a odstraněny, v hrudníku zůstává pouze malá část nativního srdce, skládajícího z levé a pravé síně, atrioventrikulárního septa, trikuspidální a mitrální chlopně. Umělé rezervoáry jsou vytvořeny a našity na síně. Do takto připravených rezervoárů jsou umístěny vstupní kanyly. Vstupní kanyly jsou vedeny přes kůži a spojeny s VAD. Output kanyly spojují VADs aortu nebo plicní tepnu. Obě pumpy (VADs) jsou umístěny mimo pacientovo tělo. Originální TAH se skládá ze dvou pump uvnitř pacientova těla

Způsob implantace nepulsatilní VAD jako TAH byl pravděpodobně poprvé uskutečněn v

březnu 2011 v Texas Heart Institut [5]. Pacientovi se sarkoidozou byly odstraněny obě komory, vytvořeny rezervoáry z protéz a poté vloženy dvě vstupní kanyly nepulsatilní srdeční podpory Heart Mate II. Jedná se opět o použití zdravotnického prostředku v rozporu s návodem. Navíc po odstranění obou selhávajících komor a implantaci nepulsatilní pumpy, došlo k vytvoření téměř čistého nepulsatilního krevního toku jak v plicím, tak v systémovém řečišti. Výsledný tok krve v řečišti po implantaci nepulsatilní VAD nebývá vždy čistě nepulsatilní, je ovlivněn činností selhávající pulsatilní pumpy – nativní srdeční komorou. Neexistuje jednoznačně přesvědčivý důkaz, že nepulsatilní krevní tok je stejně validní jako krevní tok pulsatilní. Pacient umřel za dobu kratší než 30 dní na selhání jater a ledvin.

Legální aspekty

Použití zdravotnického prostředku v rozporu s návodem od výrobce může být v některých zemích považováno za nelegální. [6] Kardiochirurg, stejně jako každý jiný občan je povinen dodržovat zákony. Povinnosti kardiochirurga je postupovat podle instrukcí uvedených v návodech od výrobce.

Informovaný souhlas [7]

Podle Úmluvy o biomedicině [8] by měl být každý pacient řádně informován o povaze výkonu svým lékařem. Výkon by měl být vysvětlen detailně, měly by být zmíněny možné nežádoucí komplikace. Pacient potvrzuje text informovaného souhlasu svým podpisem. Pokud dojde k implantaci hybridního systému bez řádného poučení pacienta, bez vysvětlení všech možných komplikací dochází při těchto operaci k porušení etických norem (autonomie). Při výskytu neočekávaných závažných komplikací, spojených s experimentální implantací, k porušení principu non malificence.

Analýza efektivnosti nákladů léčby

Mechanické srdeční podpory patří k nejnákladnějším zdravotnickým prostředkům ve zdravotnictví. Například levostranná VAD HeartMate II [9] stojí v české Republice přibližně 2,5 mil. korun. Její použití je vyhrazeno pouze pro indikaci "bridge to transplantation", pacient dostává VAD nebo VADs do té doby, než je pro něj nalezeno vhodné dárcovské srdce. Indikace "destination therapy" znamená, že pacient, který není vhodný pro transplantaci srdce dostává VAD nebo VADs natrvalo až do smrti. Efektivita zákroku, kdy jsou experimentálně implantovány dva kusy LVAD HeartMate II je v případě Craig A. Lewis [5] velmi nízká. Jinými slovy, náklady na prodloužení života pacienta o méně než 30 dní jsou příliš vysoké. Použití HeartMate II pro indikaci „destination therapy“ není v České Republice hrazeno z prostředků všeobecného zdravotního pojištění.

III. ZÁVĚR

Testování nových přístrojů, resp. systémů a jejich simulace v různých podmínkách provozu jsou v technických oborech zcela běžné a tvoří základní kámen výzkumné práce. Nasazení nového zdravotnického přístroje, resp. nové technologie do klinické praxe je většinou podmíněno experimenty na fyzikálních a zvířecích modelech. Je velká škoda, že simulace průtokových a tlakových poměrů v lidském těle pro různé typy mechanických podpor cirkulace nejsou v medicíně příliš rozšířené.

Použití hybridního systému „VADs jako TAH“ lze chápat jako experimentální a nedostatečně klinicky vyzkoušené.

IV. PODĚKOVÁNÍ

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

V. LITERATURA

- [1] VAD Thoratec [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: <http://www.thoratec.com/>
- [2] CardioWest TAH [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: <http://www.syncardia.com/>
- [3] Akira Sezai, Latif Arusoglu, Kazutomo Minami, Aly EL-Banayosa, and Reiner Körfer: Implantation of biventricular assist device for chronic heart transplant. *Ann. Thorac. Surg.*, Aug 2002;74:609-611
- [4] Körfer R., El Banayosa A., Morshuius M., Tenderech G., Weiss N., Arusoglu L.: Total artificial heart –implantation technique using CardioWest or the Thoratec system. *MMCTS* 2007; 2007:2485
- [5] Successful Implantation of a Continuous Flow Total Artificial Heart in a Patient at the Texas Heart Institute [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: http://www.texasheartinstitute.org/AboutUs/News/2011-03-23news_tah.cfm
- [6] Zákon 123/2000Sb. [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: [\[http://portal.gov.cz/wps/portal/_s.155/701?ka m=zakon&c=132/2000\]](http://portal.gov.cz/wps/portal/_s.155/701?ka m=zakon&c=132/2000)
- [7] Informovaný souhlas. [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: [\[http://www.ferovanemocnice.cz/souhlas-se-zakrokem-32/souhlas-pacienta-se-zakrokem-75.html\]](http://www.ferovanemocnice.cz/souhlas-se-zakrokem-32/souhlas-pacienta-se-zakrokem-75.html)

Trendy v biomedicínskom inžinierstve 2011

- [8] Úmluva o biomedicíne. [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: [http://www.ferovanemocnice.cz/data/Umluva%20o%20biomedicine.pdf]
- [9] Hearmate II [online]. [cit. 05-07-2011]. Dostupný z WWW: http://www.thoratec.com/

Increasing of the quality of life of seniors by automation of households and application of the services based on ICT in Slovakia

Daniel SIMAN¹, Marianna ANDRÁŠOVÁ, Marek NOVÁK, Dušan ŠIMŠÍK, Alena GALAJDOVÁ

¹ Department of Automation, Control and Human Machine Interactions, Faculty of Mechanical Engineering, Technical University of Košice, Slovakia

Abstract. The paper describes the experience obtained from the field trials with seniors in Slovakia and the trial itself. The trial consisted of application of the software and hardware solutions for the home automation and the ICT based services to the houses of participating seniors, followed by testing of this system in the real conditions and gathering of data.

Keywords. Ageing, seniors, automation, e-inclusion, ICT.

I. INTRODUCTION

ICT plays an important role in social services development; new services become a part of the social system in European countries. The goal of MonAMI project is to demonstrate that accessible and useful services based on ICT, allowing the people with disabilities and elderly to increase autonomy, safety, and quality of their lives, can be delivered in mainstream systems and platforms. The availability of such services is very low in Slovakia nowadays. Authors think that MonAMI project has a visible impact on Slovak environment and ICT services market.

II. TRIAL IN KOŠICE

MonAMI technology and services were tested thoroughly in the laboratory without and later with perspective users. Users and their careers provided a good feedback to researchers especially in the content of services and user interface.

Finally, 20 participants were chosen for field trials of MonAMI services due to the eligibility criteria. With the users their carers participated to the project as well, providing feedback about their experiences with the services during the trial.

Every user was provided with the detailed information about the system and devices to be installed into her/his household. In accordance with the Nuremberg Code (1947) and the Declaration of Helsinki (1975), all participants in the trial were volunteers and provided written informed consent.

12 of the selected users haven't been using computer before and 13 of selected user haven't been using internet before the trial. The reasons were that users either had

feeling they didn't need to use the computer and/or internet, or didn't have the computer and/or internet or their disabilities didn't let them to use the computer and internet.

The services such as social alarm – panic button, monitoring of the presence, temperature, luminescence, smoke, leaking gas were installed into the households. Among the most required services by the users was the Social alarm service, which in Slovakia is still a new service not very well adapted. Authors used user centered design for installation plans. The realization plan in every household was uniquely configured by technician to the needs of user and career.

A. Installation process

The installation was performed in five steps:

1. Each user was visited by interviewer for the signatures of contracts and informed contents while the technician drew the sketch of the household, determining the sensors location.
2. Pre-installation - the wiring and the devices that need an electrical and certificated installations, e. g. gas sensor or smoke sensor, were performed by electricians cooperating with technicians.
3. The internet connection was established.
4. Installation of sensors, actuators and residential gateway performed by technicians following the installation plan. Installation of social alarm device, which was already configured for each household in the Laboratory.
5. Launching the system, actuators and sensors, configuration of the system to the user's and carer's needs was performed.



Fig. 1. Residential gateway, presence sensor and social alarm basic unit installed in the user's households (left to right).

The installation of the wiring for the 1-wire gas and smoke sensors was performed by professional electricians hired for this task. 1-wire sensors were placed in the kitchen, where the potential of fire or gas leaking was the highest. Two motion and luminosity sensors, as well as two temperature sensors were installed into the households. The placement of the sensors depended on individual needs of each user and carer. Usually, the motion sensor was placed in the corridor and in the living room of the apartment. Temperature sensors were usually placed in the bedroom and living room.

B. System configuration

The configuration of the system was performed by technician according to the user's habits and both user's and carer's requirements. For example ZoneSURE service monitoring the presence in the pre-set time was set to the each user differently due to the different lifestyle. In some cases, the activity was monitored every day of the week in the morning with the time depending on the user's habits. E.g. when user usually wakes up every day around 7:00AM, the ZoneSURE service was set to monitor no activity from 6:00AM to 8:00AM. If there was no activity detected in pre-set time, the carer received an alarm SMS because there was.

The configuration was set for every service in this manner. If the configuration occurred as unsuitable the service could be re-configured.



Fig. 2. MonAMI team member configuring the system to the individual needs of user.

III. USER'S TRAINING

The training process followed the launching of the installed system and was performed by the MonAMI team members. It consisted of these steps:

- Greetings and thanks for the participation
- Introduction of the training process outline.
- Explanation of each device installed in the household.
- Introduction of the user interface, explanation of what is on the screen and how is the interface to be used.
- Going through every button and possibilities of the interface, explanation of how to use the services. Practical presentation of the interface usage by interviewer, explanation of the use step by step.
- Practicing by user and carer while in front of the interviewer.
- Asking, if the training was clear and understood.
- Providing the user and carer with hotline phone number to the interviewer.

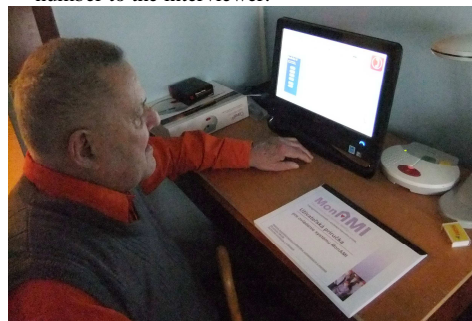


Fig. 3. User after the training with user interface on the residential gateway screen and the user manual.

IV. INTERVIEWS

There were three questionnaires to be filled for the data gathering for each user and carer. Baseline – before trial questionnaire, Mid-Term checkup – questionnaire in the middle of the testing phase and the Post-Trial questionnaire.

The baseline interviews were centered on the social and demographical facts about the users and on their health status, using the structured questionnaire.

The mid-term face-to-face interviews included filling the semi-structured questionnaires, where the first data about the accessibility, acceptability and suitability of the services were collected. The interviewer discussed each service enabled in the user's households and found out, what the user and carer were happy or unhappy with about the each particular service, how the services fitted into their daily lives. Also, the interfaces used in trial were discussed. The mid-term interviews were time demanding whereas each particular service installed in the user's household was discussed with both user and carer.

The post-trial instrumentation consisted primarily of in-depth, semi-structured interviews about users' perceptions of the benefits of the services. Authors visited each user to

perform face-to-face post-trial interview to collect detailed valuable data about the usefulness of the services according to the independence, health and well-being, social networking, safety-security, acceptability and e-inclusion.



Fig. 4. User filling the questionnaire with the MonAMI team member

I. RESULTS

Following the data obtained during the trial and interviews we suggest these steps to be undertaken:

- Reliability of the services should be increased.
- Services should be provided with the voice outputs signalization on the user interface for user's notification about alarm situation.
- Increase the quality of social games, provide the internet access for the web sites dedicated to elderly.
- The training of users should be repeated in shorter or longer time periods, according to the needs of individual's abilities acquired.
- Most of the users find glimmer of the LED and indicators located on the sensors and electrical devices disturbing.
- Services such as remote door control and video door-keeper would increase the quality of life of elderly.
- Using of the portable PC tablet as a user interface.

The trials ran for three months, ending in the beginning of April. The experience from the whole trial is very helpful for future development of such services in our region. MonAMI field trial opens discussions with local stakeholders leading to formulation of the new tasks in social area like demanding the creation of an effective platform for the Social alarm service in Košice city. Activities within the frame of the project has pushed the Municipality of Košice to facilitate the discussions about the care for elderly and disabled based on ICT.

II. CONCLUSION

The experimental testing of the MonAMI technologies and services in the real conditions has raised expectations from both researchers and users in region. Seniors are grateful for having the opportunity to try the new services

and to be the part of the project with such an important value for their quality of life. Although the elderly in Slovakia are very low computer literate, most of them are willing to getting start with using the computers and internet. Our experience shows that demonstration of new services during field trials is very important for implementation of new ICT services. One of the most important reason of why seniors in Slovakia are still afraid of using the ICTs is mainly the fact that they don't have the information about what they can obtain and how advantageous can using of ICTs be. This could be reduced by improving the knowledge and education of the elderly people, including the practical demonstrations.

ACKNOWLEDGEMENT

The work is part of the solution within the international donation 6th EC Framework Program - Priority 2.3.2.10 e-Inclusion „Mainstreaming on Ambient Intelligence“ IST-5-0535147 and VEGA „1/1162/11 – Teoretické princípy, metódy a prostriedky diagnostiky a rehabilitácie mobility seniorov“.

REFERENCES

- [1] FAGERBERG, G., Mainstream Services for Elderly and Disabled People at Home, Assistive Technology from Adapted Equipment to Inclusive Environments, *AAATE Conference*, Florence, Italy, 2009.
- [2] KUNG, A., JEAN-BART, B., Making AAL Platforms a Reality, *Ami-10. International conference on ambient intelligence*, Malaga, Spain, 2010.

Modulární diagnostický systém pro experimentální lékařské účely

Michal PRAUZEK¹, Martin STANKUŠ¹, Ondřej ADAMEC¹, Tomáš PETEREK¹,
Marek PENHAKER¹, Martin ČERNÝ¹, Vladimír KAŠÍK¹, Martin AUGUSTYNEK¹

¹ Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství, Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 17. listopadu 15, 708 00 Ostrava-Poruba, Česká republika, michal.prauzek@vsb.cz, martin.stankus@vsb.cz, ondrej.adamec@vsb.cz, tomas.peterек@vsb.cz, marek.penhaker@vsb.cz, martin.cerny@vsb.cz, vladimir.kasik@vsb.cz, martin.augustynek@vsb.cz

Abstrakt. Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat experimentální modulární diagnostický přístroj pro měření biologických signálů. V moderním lékařství je nutné denně měřit a analyzovat široké spektrum proměnných pocházejících z pacientů. Za tímto účelem bylo navrženo 6 kanálové měřicí zařízení s vzorkovacím kmitočtem 2 kHz a 12 bitovým ADC převodníkem. Pro praktické testování měřičích přístrojů byly navrženy a realizovány moduly elektrokardiografu a fotopletysmografu, které rozšiřují tento experimentální diagnostický systém.

Klíčová slova: Elektrokardiografie, pletysmografie, biosignál, sběr dat, měření, zpracování biosignálů.

I. ÚVOD

V lékařském výzkumu a v biomedicínském inženýrství je nutné často provádět experimenty s měřením biomedicínských signálů. Všechny živé organismy produkují mnoho různých signálů, elektrické, mechanické, magnetické, akustické, optické nebo chemické. Zvláště elektrický signál, tzv. bioelektrický signál, je pro lékaře velmi důležitý k určení životních funkcí pacienta. Tento biosignál je zpravidla nejčastěji vyhodnocován, protože ho lze jednoduše snímat a zesilovat pomocí speciálních biozesilovačů.

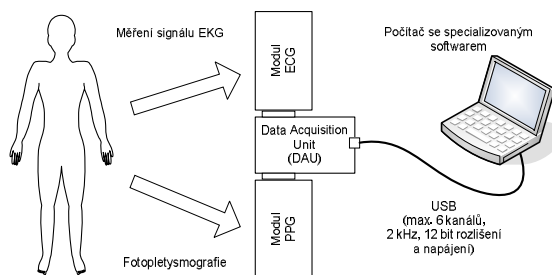
Signál ze snímacích elektrod je přiváděn do speciální lékařské elektroniky, kde je dále zpracováván. Tyto lékařské elektronické přístroje pro měření biologických signálů jsou unikátní a jsou nezaměnitelné se standardními elektronickými přístroji, které se používají v běžném průmyslu. Liší se především použitými elektronickými součástkami, vstupním odporem a přesností jednotlivých komponent. Dále je kladen velký důraz na bezpečnostní parametry přístroje pro měření biopotenciálů.

II. NÁVRH DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU

Zařízení pro diagnostiku se skládá ze tří částí, které jsou zobrazeny na obrázku 1. První z nich je jednotka pro sběr dat (DAU) a dále to jsou dvě modulární jednotky biozesilovače. Jeden z modulů je bioelektrický zesilovač pro měření elektrokardiogramu (ECG) a další je optický

signálový zesilovač pro měření fotopletysmografie.

Centrální jednotkou navrhovaného konceptu diagnostického systému je sběrný modul (DAU) s analogově-digitálním převodníkem a USB připojením k počítači. Tato jednotka slouží k připojení dalších modulů, které integrují specifické řešení biozesilovače. V tomto případě se jedná je jednotky sběru elektrokardiogramu a fotopletysmografické křivky.



Obr. 1. Koncept diagnostického systému

Jednotka pro sběr dat se skládá z několika funkčních bloků, které jsou strukturovány s ohledem na funkčnost zařízení a bezpečnost pacienta. Zpracování dat je prováděno v mikroprocesoru (MCU), tento procesor čte data z analogově digitálního převodníku (ADC) pomocí sériového rozhraní SPI, které je integrováno v převodníku. Získaná data jsou převedena do datových paketů a zaslána do specializovaného softwaru pomocí rozhraní USB. Celé zařízení je rovněž napájeno z USB rozhraní standardním napájecím napětím 5V. Mikroprocesor a sběrnice SPI jsou napájeny napětím 3,3 V, které zajišťuje stabilizátor napětí. Převodník má galvanické oddělení, které zajišťuje bezpečnostní oddělení patientského obvodu od obvodu spojeného s počítačem. K tomuto účelu jsou použity optické DC/DC konvertory.

Pletysmografická jednotka využívá metodu reflexního snímání signálu z prstu pacienta. Vyzařované infračervené záření prochází tkání, odráží od kosti a toto odražené záření je snímáno infračerveným detektorem. Po snímání

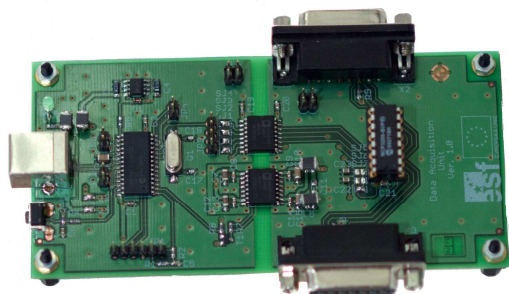
je nutno proudový signál převést na signál napěťový, aby se dal zesilovat pomocí napěťových zesilovačů. Zbylá část modulu jsou aktivní filtry s přesně nastaveným, které zesílí signál až na úroveň napájecího napětí. Filtrační frekvence jsou stanoveny s ohledem na charakter měřeného signálu a vstupní napěťovou úroveň.

Navržený ECG modul je určen k měření elektrokardiogramu z pacienta. Měřený amplitudový rozsah může být mezi 0,5 mV až 5 mV. Frekvenční rozsah, který je standardní pro diagnostické účely je mezi 0,05 Hz a 150 Hz. Signál měřený z povrchu těla je ovlivněn různými artefakty, jako je dýchání, pohyb těla, nedostatečný kontakt elektrody s tělem nebo vysokofrekvenční rušení od různých přístrojů. Tyto specifické vlastnosti signálu kladou velké technické požadavky na konstrukci daného modulu biozesilovače.

III. REALIZACE DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU

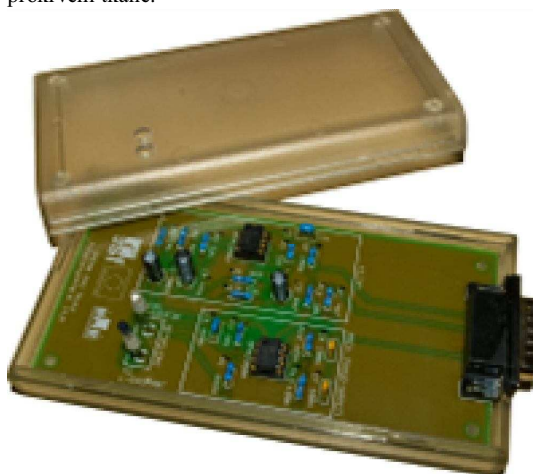
Zařízení je postaveno na modulární koncepci, kdy je možno rozšiřovat celý systém o další konstruované moduly s dodržением specifikace napájení a komunikačního portu. Jednotka pro sběr dat (DAU), stejně jako analogové periferie (jednotky PPG, ECG) jsou realizovány na desce plošných spojů. Tyto desky jsou připojitelné k jednotce DAU pomocí D-SUB15 konektorů. Každý z těchto konektorů obsahuje 3 analogové vstupy převodníku a napájení 5V.

Centrální datová jednotka (DAU – obrázek 2) je realizována na 3 vrstevném plošném spoji. Zemnicí vrstva umístěna uprostřed desky zlepšuje signálovou integritu a snižuje vysokofrekvenční rušení pocházející z DC/DC převodníku. Zařízení je prostorově rozděleno na komunikační část obsahující MCU a LDO a část izolační obsahující ADC a analogové vstupní konektory. Hranici mezi těmito dvěma částmi tvoří izolovaný DC/DC konvertor a izolovaná SPI sběrnice. USB rozhraní poskytuje napájení jak pro jednotku DAU, tak pro obě analogové periferie. Analogové rozhraní jsou poskytovány s 5V napájecím napětím. Celkový dostupný výkon pro obě rozhraní je 500mW, tento výkon může být odebrán analogovými moduly.



Obr. 2. Jednotka pro sběr dat

Jednotka PPG pro snímání reflexního fotopletysmogramu (obrázek 3) se skládá z pěti bloků. Vstupní část představuje vysílač (infračervená LED), přijímač, převodník proudu na napětí a filtry. Kombinací jednoduchých součástek vzniklo unikátní, ekonomické a jednoduché zařízení pro snímání fotopletysmografického záznamu reflexní metodou. Infračervená vysílací dioda je použita jako vysílač infračerveného záření. Tato součástka pracuje na vlnové délce 870 nm, což vyhovuje měření prokrvení tkáně.



Obr. 3. Jednotka fotopletysmografu

Infračervené záření je snímáno fototranzistorem. Jeho relativní spektrální citlivost je ve stejném rozsahu jako u použitého infračerveného vysílače. Vysílač i přijímač jsou umístěny na desce pletysmografu tak, aby byly natočeny stejným směrem a mohly snímat signál reflexním způsobem. IR záření prochází tkání a pak se odráží od kosti. Operační zesilovač OPA2350 je použit pro řešení aktivního filtru. Tento obvod firmy Texas Instrument je vyráběn CMOS technologií a je optimalizován pro nízkonapěťové a vysokorychlostní operace. Důležitou vlastností tohoto operačního zesilovače je nízký šum a provoz v celém rozsahu napájecího napětí

Elektrokardiograf (obrázek 4) používá vstupní předzesilovač realizovaný pomocí přístrojového zesilovače (INA 126, Texas Instruments), který odstraňuje souhlasné rušení elektrod a zesiluje pouze vstupní rozdílové napětí. Napájení pravou nohou ve zpětné vazbě je použito k odstranění poruch a napěťového driftu. Toto zapojení invertuje absolutní hodnotu známého šumu a vrací ji zpět do pacienta přes elektrodu na pravé noze.

Elektrokardiogram musí být zesílen na přiměřenou úroveň. Hlavní zesílení se provádí pomocí invertujícího zesilovače (OPA2335, Texas Instruments). Celkové zesílení měřicího řetězce je nastaveno na hodnotu 1000. Předzesilovač zesílí signál 8 krát, takže zesílení operačního zesilovače stačí jen 130 násobné. Použití dolnopropustného

filtru je nutné k odstranění vysokofrekvenčních rušení definovaného frekvenčního spektra signálu v potřebném rozsahu pro zobrazení. Dolní kritická frekvence je 150 Hz a je zajištěna RC členem ve zpětné vazbě tohoto zesilovače.



Obr. 4. Jednotka elektrokardiografu

IV. MĚŘENÍ A TESTY

Jednotky byly testovány společně zapojené v jednom měřicím řetězci (Obrázek 5). Byly použity laboratorní zdroj, osciloskop, ECG FLUKE 7000DP a Index 2 Pulse Oximeter Simulator tester pro ověření funkčnosti obou modulů.



Obr. 5. Kompletní měřicí řetězec

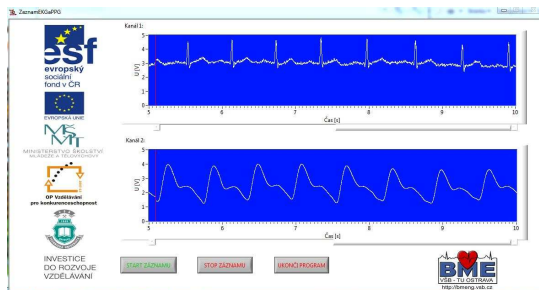
Centrální datová jednotka byla naprogramována pro sběr dat a jejich přenos do PC pomocí USB. Interní firmware zůstává uložen v jednotce.

Synchronní EKG a PPG signály byly měřeny navrženým řešením a tím byla ověřena kvalita biologického signálu a úroveň jejich šumu. Vše bylo vyhodnoceno v navrženém softwaru.

V. SOFTWARE

Speciální software pro testování a vizualizaci biomedicínských signálů (obrázek 6) byl realizován v prostředí LabView 2010 pro jeho uživatelsky přijatelné rozhraní a možnost jednoduché komunikace s DLL knihovnou vytvořenou pro operační systém Windows, která spolupracuje s DAU. Hlavními požadavky na software byly jednoduché uživatelské rozhraní umožňující čtení a zobrazení dat v reálném čase a komplexní možnost ukládání dat do textových souborů pro jejich další zpracování.

Rozhraní komunikace mezi LabView a DAU probíhá pomocí DLL knihovny. Především je nutné otevřít rozhraní DAU jednotky. To se provádí vyvoláním `daulfaceOpen` funkcí. Pokud otvírání DAU rozhraní probíhá správně, algoritmus přechází k dalšímu kroku. Je nutné odstranit vzorky, které byly uloženy do zásobníku FIFO. Tím se zabrání možnému zkreslení časové osy. Tento krok je prováděn vyvoláním funkce `FlushFifos`. Nyní je algoritmus připraven k shromažďování dat. Podstata algoritmu je založena na nekonečné smyčce. Podle klíče na analogovém modulu algoritmus rozeznává, zda je měřeno EKG nebo PPG. Oba biologické signály pocházející z PPG nebo ECG mohou být zobrazeny na jednom ze dvou samostatných grafů.



Obr. 6. Ukázka software

VI. ZÁVĚR

V práci byl navržen měřicí řetěz modulárního experimentálního systému pro lékařskou diagnostiku. Centrální jednotka byla navržena a otestována, plně splňuje požadavky na datové jednotky použité v lékařských systémech a experimentálních systémech.

Modul fotopletysmografu je schopen měřit prokrvení tkáně reflexní metodou pomocí optických součástek, fotodiody a fototranzistoru. Signál je zpracován přesným měřicím řetězcem a výsledek může být hodnocen odborníkem bez zkreslení diagnostické hodnoty signálu.

Analogový modul elektrokardiografu snímá jednonábové EKG z končetin pacienta. Tato konstrukce odpovídá standardnímu snímání EKG a lze ji použít v lékařské diagnostice.

Celý systém tvoří ucelené zařízení pro experimentální medicínu a demonstraci měření biosignálů z pacienta. Data ze systému lze vyhodnocovat přímo, nebo na základě analýzy z uložených vzorků. Systém lze výhodně použít i pro výukové účely.

PODĚKOVÁNÍ

Práce byla podpořena projektem ESF „Biomedicínská technika na středních školách“ registrační číslo CZ.1.07/1.1.07/02.0075. Tento projekt je spolufinancován z Evropského sociálního fondu a státního rozpočtu České republiky.

REFERENCE

- [1] [1] CERNY, M.: Movement Monitoring in the HomeCare System . In IFMBE proceedings. Ed. Dossel-Schleger, Berlin:Springer, 2009, issue. 25, ISBN 978-3-642-03897-6; ISSN 1680-07
- [2] [2] ADAM, K. A., GARANI, G., SAMARAS, N., SROVNAL, V., KOZIOREK, J. KASIK, V., KOTZIAN, J. Design and Development of Embedded Control System for a Lime Delivery Machina In Proceedings of the 10th Wseas International Conference Mathermatical Methods and Computational Techniques MMACTEE' 08: p. 186-19,2008, ISBN: 978-960-6766-60-2
- [3] [3] SKAPA, J. VASINEK, V., SISKA, P. Analysis of Optical-Power Redistribution for Hybrid Optical Fibers In Book Fiber Optic Sensors and Applications Volume 6770, 2007 ISSN: 0277-786X, ISBN: 978-0-8194-6930-4, DOI: 10.1117/12.752587
- [4] [4] KREJCAR, O., JANCKULIK, D., MOTALOVA, L., Architecture, Development and Testing of Home Care Biomedical System. In Vehicular Technology Conference Fall (VTC 2009-Fall), 2009 IEEE 70th, September 20-23, 2009, Anchorage, Alaska, USA. IEEE Conference Publishing Services, Piscataway, NJ, USA, 2009, pp. 2108-2113. ISSN 1090-3038, Print ISBN 978-1-4244-2514-3, DOI 10.1109/VETECF.2009.5378908
- [5] [5] BRIDA P., MACHAJ J., BENIKOVSKY J., DUHA J. An Experimental Evaluation of AGA Algorithm for RSS Positioning in GSM Networks // Electronics and Electrical Engineering. – Kaunas: Technologija, 2010. – No. 8(104). – P. 113–118.

Netradiční zobrazení reakce člověka při psychickém zatěžování

Vladimír ECK, Lenka LHOTSKÁ, Tomáš SLAVÍČEK

Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická Českého vysokého učení technického v Praze, Karlovo náměstí 13, 121 35, Praha 2, Česká republika, eck@fel.cvut.cz

Anotace. Příspěvek se zabývá návrhem a netradiční grafickou interpretací grafického modelu, který by názornou formou zobrazil průběhy změn psychosomatických veličin - reakci člověka, který byl vystaven v čase proměnné psychické zátěži. Ta byla testovaná osobě programově simulována postupným automatickým předkládáním řady matematicko - logických úloh s různou řešitelnou obtížností. Celkový počet 30 úkolů byl strukturován po 10 do 3 zátěžových úrovní. Každý z úkolů obsahoval 10 testovacích polí. Řešení každého úkolu spočívalo v uspořádání testovacích polí v požadovaném pořadí za daný časový limit. Na 5-ti testovaných osobách byly během testování snímány některé jejich psychosomatické veličiny jako signály EEG, EKG, krevní tlak v artérii prstu, dechová frekvence a saturace hemoglobinu kyslíkem, a to před psychickou zátěží, při ní a následně relaxaci testované osoby. Naměřené hodnoty těchto psychosomatických veličin jsou graficky znázorněny v jedno-, dvou- a trojrozměrných tzv. Subsystémových grafech v Podprostorech „plíce“, „srdce“ a „mozek“, které jsou integrovány do trojrozměrného Systémového grafu v Systémovém prostoru. V něm koncové body vektorů psychosomatických veličin vytvářejí v závislosti na čase a psychické zátěži osoby prostorové křivky a s jejich průměty vyplňují útvary aproximovatelné elipsami v rovině a rotačním elipsoidem v prostoru. Parametrizací Systémového a Subsystémových grafů tak byly získány nové vektorové a skalární veličiny. Tato transformace umožňuje integrálně sledovat změny všech měřených psychosomatických veličin při přechodech testované osoby ze stavu klidu do psychické zátěže a zpět ve formě vázaných Elipsogramů a StresMetru jako indikátorů změn forem klidu a stresu u člověka. Z analýzy výsledků měření je provedena klasifikace testovaných osob podle stupně stresovatelnosti. Simulace byly prováděny v prostředí Matlab - Simulinku s využitím videa.

Klíčová slova. Grafický model, psychosomatické veličiny člověka, psychická zátěž, Subsystémový graf, Subsystémový podprostor, Systémový graf, Systémový prostor, Elipsogram, StresMetr, stupeň stresovatelnosti člověka.

I. ÚVOD

V mnoha zaměstnáních a životních situacích je člověk vystaven různým stresovým situacím. Opětovným působením stresoru na jedince se dotýčný může na takovou zátěž výcvikem adaptovat a být schopen její vliv na své chování minimalizovat (např. výcvik operátorů pro veliny

technologických komplexů). Pro analýzu takovýchto dějů je nutné umět monitorovat subjekt s možností přehledného a jednoduchého srovnání nejen jeho výsledků samotných, ale provádět totéž i v rámci celé skupiny.

Formulované cíle, jejichž splnění zde popíšeme jsou: 1. Navrhnout a realizovat zátěžový test, 2. Měřit a vyjádřit projevy zátěže působící na člověka prostřednictvím na něm měřených psychosomatických veličin formou Grafického modelu. 3. Zavést nové proměnné (Elipsogram a StresMetr) pro charakterizování stupně stresovatelnosti testovaných osob.

Za tím účelem byl pro opakovatelnou a definovatelnou psychickou zátěž naprogramován matematicko - logický test, skládající se z 30 úkolů, uspořádaných po 10 do 3 zátěžových úrovní. Každý z úkolů obsahuje 10 testovacích polí. Řešení každého úkolu spočívá v uspořádání testovacích polí ve správném pořadí a je časově limitováno.

Grafické znázornění naměřených dat a jejich vyhodnocování sehrává tak v porozumění experimentu důležitou roli. V tomto pojednání je navržena a realizována představa aproximovat prostor, jež je vyplněn trajektorií koncového bodu výsledného vektoru jednoduchým geometrických útvarem. Z vybraných a neinvazivně měřených psychosomatických veličin srdce, plic, a mozku je vždy v trojrozměrném Subprostoru sestrojen příslušný Subvektor s jeho průměty. Jednotlivé Subprostory pospojováním vytvoří výsledný Systémový prostor. Koncový bod výsledného lomeného vektoru vyplní v tomto prostoru jistou jeho část, kterou můžeme aproximativně popsat jednoduchými geometrickými útvary.

II. NÁLEŽITOSTI GRAFICKÉHO MODELU

A. Blokové schéma

obsahuje bloky:

1. Psychická stimulace subjektu - je realizována zátěžovým testem,
2. Měření a záznam psychosomatických veličin - odrážející klidový a zátěžový stav subjektu,
3. Úprava a zpracování dat - spočívající v konversi, synchronizaci a sjednocení naměřených dat,
4. Jednorozměrné grafy - průběh psychosomatických veličin v čase s výrazněním jednotlivých fází testování,

5. Dvojměrné grafy – dynamické vztahy mezi vybranými dvěma psychosomatickými veličinami se zvýrazněním fáze testování (klid, zátěž, relaxace).

6. Trojrozměrné grafy (Subsystémové) – zobrazení závislosti trojice psychosomatických veličin v Subsystémovém Subprostoru

7. Trojrozměrný graf (Systémový) – sjednocení všech trojrozměrných grafů (Subprostorů) do jednoho trojdimenzionálního Systémového prostoru.

B. Aproximace grafů pomocí jednoduchých geometrických útvarů

Subsystémové i Systémový graf tvoří v závislosti na čase a zátěži prostorové a rovinné křivky, které je možné přibližně aproximovat základními geometrickými útvary, jakými jsou například úsečky nebo elipsy, kružnice, rotační elipsoidy, koule atd.

C. Popis parametrů geometrických útvarů

Aproximací křivek a ploch základními geometrickými útvary vznikají nové veličiny odvozené z parametrů těchto útvarů (polohy vůči počátku, plochy útvarů a jejich vzájemných poloh, Elipsogram, StresMetr apod.). Popis dějů je mnohdy jednodušší než popis všech psychosomatických veličin tvořících Systémový graf v Systémovém prostoru.

D. Vyhodnocení zobrazení

Pro vyhodnocení těchto zobrazení se ukázala možnost nahradit množství měřených psychosomatických veličin zjednodušenou a přehlednější reprezentací pomocí uceleného grafického zobrazení a určovat tak míru psychické zátěže působící na testovaný subjekt komplexně.

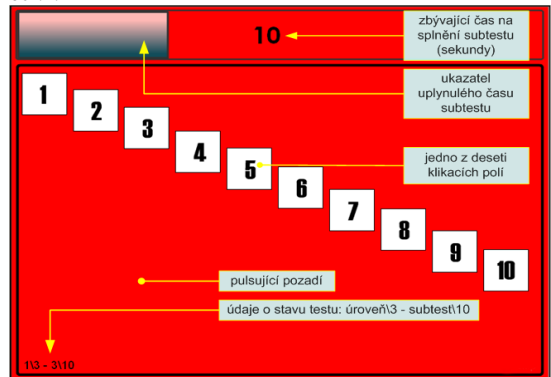
II. ZÁTĚŽOVÝ TEST (Z-TEST)

Pro vyvolání reakce měřitelné změnou psychosomatických veličin z klidového do zátěžového stavu a zpět bylo nutné zatížit měřenou osobu definovanou **psychickou zátěží**. Pro tento účel byl vytvořen jednoduchý **zátěžový test**, který zvyšuje pozornost osoby pro svou náročnost na postřeh a logicko-matematické myšlení.

A. Koncepce testu

Test je členěn do 3 úrovní. Každá úroveň obsahuje 10 subtestů. Každý subtest obsahuje 10 polí se symboly určující pravidla správného pořadí „kliknutí“ na pole. Měřená osoba je testem také **audiovizuálně stimulována**. Audio stimulace je způsobena zvukem bijícího srdce, jehož frekvence se skokově mění s úrovní testu. Vizuální stimulaci testu tvoří červené pozadí obrazovky, které synchronně pulsuje podle zvuku bijícího srdce. Červená barva pozadí byla zvolena úmyslně, neboť může působit na subjekt tak, že zrychlí jeho srdeční a dechovou činnost a je vnímána jako barva aktivity,

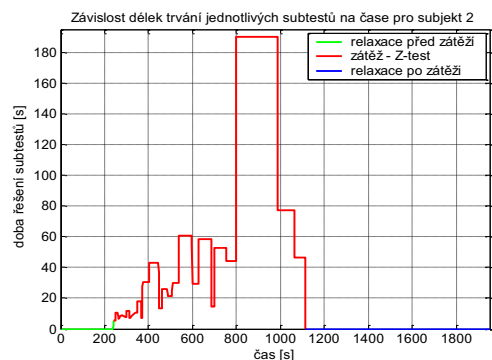
soutěživosti a agresivity. Příklad prvního pole testu je uveeno na obr.1.



Obr.1 Ukázka jednoho ze zátěžových subtestů

B. Zobrazení a vyhodnocení průběhu testu

Průběh testu je nejzřetelnější v grafické podobě. Na obr.2 je vynesena odpovídající schodovitá funkce vyjadřující závislost doby trvání řešení jednotlivých subtestů na čase. Jsou vynášeny takové časové úseky, které testovaná osoba potřebovala na splnění každého úkolu, tedy i s chybami. Protože časy jednotlivých subtestů jsou závislé na schopnostech měřené osoby, můžeme tyto hodnoty považovat za ukazatel míry **psychické zátěže** jednotlivých subtestů. Na testované osoby byl použit vždy stejný test a to za stejných podmínek. Výstup testu je tedy možno považovat za úspěšnost jedince v řešení daného testu vyvolanou definovatelnou **psychickou zátěží**.



Obr.2 Průběh schodovité funkce vyjadřující závislost doby trvání řešení jednotlivých subtestů na čase.

III. PSYCHOSOMATICKÉ VELIČINY

A. Výběr psychosomatických veličin

Pro zobrazení klidového a zátěžového stavu člověka

pomocí psychosomatických veličin byly vybrány signály, jejichž hodnoty se s psychickou zátěží nějakým způsobem mění. Vybrané veličiny byly přímo neinvazivně měřeny, nebo získány zpracováním zaznamenaných signálů. Za signály nesoucí informaci o psychickém stavu testované osoby byly vybrány:

**Výkon EEG v oblasti levé hemisféry v pásmu α ,
výkon EEG v oblasti pravé hemisféry v pásmu α ,
výkon EEG v oblasti mezi hemisférami v pásmu α ,
výkon EEG v oblasti levé hemisféry v pásmu β ,
výkon EEG v oblasti pravé hemisféry v pásmu β ,
výkon EEG v oblasti mezi hemisférami v pásmu β ,
výkon EEG v oblasti levé hemisféry v pásmu ν ,
výkon EEG v oblasti pravé hemisféry v pásmu ν ,
výkon EEG v oblasti mezi hemisférami v pásmu ν ,
tepová frekvence,
dechová frekvence,
doba nádechu,
doba výdechu,
dechová hloubka,
zvednutí hrudníku při nádechu,
pokles hrudníku při výdechu,
hodnota systolického tlaku,
hodnota diastolického tlaku,
okysličení krve.**

B. Průběh měření

Testování se zúčastnilo celkem 5 osob. Jedná se o muže ve věku 22-26 let. Měření probíhalo v 5 fázích.

1.Příprava na měření. Testovaná osoba byla ústně seznámena s testem. Byly jí přiblíženy všechny varianty úloh v testu a vysvětlena pravidla pro jeho úspěšné řešení. Na testovaného byly připojeny měřicí přístroje a byl umístěn na lehátko do polohy v polosedě. Dále mu na kolena byl položen notebook s připraveným zátěžovým testem. Zároveň byl zaznamenán čas počátku měření, a tím spuštěny i záznamy z přístrojů.

2.Relaxace před testem. Měřený měl za úkol co nejvíce se uvolnit a snažit se relaxovat. Osoba měla otevřené oči a nebyla rušena okolím.

3.Test. Subjekt měl co nejrychleji splnit všechny úlohy v testu. Přitom se snažit o co největší soustředění, maximální výkonnost a o co nejmenší chybovost při plnění testu.

4.Relaxace po testu. Měřená osoba měla opět co nejvíce relaxovat při otevřených očích a nebyť při tom rušena.

5.Konec měření. Zastavení záznamů z přístrojů a uložení dat v počítači.

C.Zobrazení dat

Cílem je zobrazit zpracovaná data způsobem, který umožní přehledně studovat změny v signálech při **psychické zátěži a relaxaci** měřeného. Úkolem je navrhnout zjednodušenou grafickou interpretaci množství měřených signálů a pomocí tohoto způsobu pohlížet na subjekt jako na komplex plný psychosomatických změn. Změny psychické zátěže tedy způsobují charakteristické chování měřených veličin testované osoby. Toto chování je

využito pro konstrukci netradičního 3-D zobrazení **Systémovým grafem v Systémovém prostoru.**

Nejprve se zabýváme skutečností, jak reagují jednotlivé měřené veličiny na změnu **psychického stavu** člověka, vyvolanou **zátěžovým testem**. Rozlišení 3 fází testování je provedeno barevností naměřených křivek. Zelená část křivky označuje fázi relaxace před zátěžovým testem, červená barva fází, kdy subjekt řešil zátěžový test a modrá barva relaxační dobu po testu.

D.Normování psychosomatických signálů

Do 2-D grafů jsou vynášeny závislosti vždy dvou psychosomatických veličin, které jsou uváděny v různých jednotkách. Pro možné srovnání reakcí těchto psychosomatických veličin jednotlivých subjektů je nutné veškeré signály znormovat. Signály jsou tedy relativně vztaženy k jejich jistým limitním hodnotám. Do grafů jsou vynášeny závislosti procentuální změny signálů vztažené k těmto limitním hodnotám. Za limitní hodnoty byly použity maximální respektive minimální hodnoty signálu konkrétní psychosomatické veličiny z množiny hodnot všech měřených subjektů.

E.Trojrozměrné grafy (Subsystémové)

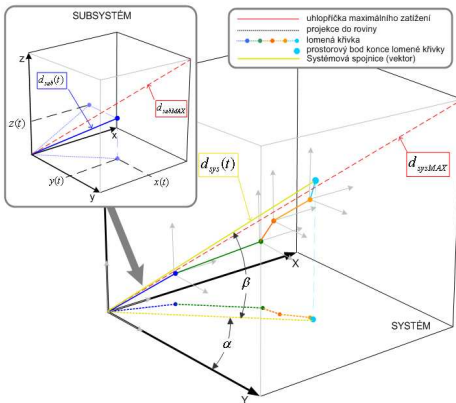
Podobně jako v 2-D grafech jsou i ve 3-D grafech vyneseny závislosti tří normovaných veličin do kartézského souřadného systému tak, aby se s psychickou zátěží vzniklá prostorová křivka vzdalovala od počátku souřadnic. Tyto grafy jsou nazvány **Subsystémové**, protože tvoří základy pro **graf Systémový**. Vždy tři signály vynesené do jednoho **Systémového grafu** jsou zvoleny tak, aby charakterizovaly konkrétní orgán. Z dostupných naměřených veličin je tedy sestaveno 5 Subsystémů, které charakterizují srdce, plíce a mozek ve třech frekvenčních pásmech (alfa, beta, theta).

F. Systémový graf

Systémový graf je 3-D graf, který je sestaven z jednotlivých **Subsystémových grafů (Subsystémy SRDCE, PLÍCE a MOZEK)**. Struktura Systému je tedy tvořena pěti Subsystémy. Subsystémy jsou mezi sebou hierarchicky svázány takovým způsobem, že Subsystémová křivka na nižší úrovni tvoří časově proměnný souřadnicový počátek pro Subsystém na úrovni vyšší. Pořadí uspořádání Subsystémů je voleno subjektivním úsudkem takto: **Subsystém 1 (PLÍCE), Subsystém 2 (SRDCE), Subsystém 3 (MOZEK ν), Subsystém 4 (MOZEK α) a Subsystém 5 (MOZEK β).**

Subsystém 1 je řazen do počátku **Systémového prostoru**. V **Systémovém grafu** je v každém časovém okamžiku vykreslováno pouze pět bodů v prostoru, jejichž pozice je dána hodnotami veličin v jednotlivých Subsystémech. Tyto body jsou spojeny úsečkami, jejichž délky interpretují relativní vytíženost orgánů během měření jako odezva orgánů na psychickou zátěž. Za klíčovou hodnotu celého **Systému** jsou považovány souřadnice pohybu koncového bodu lomené křivky, která je tvořena zmíněnými úsečkami. Díky hierarchickému propojení jednotlivých **Subsystémů** za sebou

odráží tento koncový bod chování všech nižších elementů celého Systému. Vzdálenost tohoto bodu od počátku souřadnicového systému je považována za ukazatel míry vytížení všech orgánů jako celku (v sekvenci klid – zátěž – relaxace), tedy za zjednodušený komplexní pohled na změny psychosomatických veličin popisující chování jednotlivých orgánů. Trajektorie v prostoru, kterou vytváří tento koncový bod v čase, bude dále nazývána **Systémovou trajektorií** nebo také **Systémová křivka**. Obr. 3 znázorňuje tvorbu Systémového prostoru ze Subsystémových podprostorů, jakož i vytváření systémového grafu ze subsystémových grafů.



Obr.3. Architektura systému ze subsystémů a vztah mezi novými veličinami a psychosomatickými veličinami

Na osách **Systémového grafu** jsou procentuální změny všech veličin, které tvoří **Subsystémy**.

Na **ose X** jsou změny těchto psychosomatických veličin: dechová frekvence, tepová frekvence, výkon mozku v pásmu ν mezi hemisférami, invertovaný výkon mozku v pásmu α mezi hemisférami a výkon mozku v pásmu β mezi hemisférami.

Na **ose Y** jsou veličiny: okysličení krve, diastolický tlak, výkon mozku v pásmu ν nad pravou hemisférou, invertovaný výkon mozku v pásmu α nad pravou hemisférou a výkon mozku v pásmu β nad pravou hemisférou.

Na **ose Z** veličiny: posunutou hloubku dechu, systolický tlak, výkon mozku v pásmu ν nad levou hemisférou, invertovaný výkon mozku v pásmu α nad levou hemisférou a výkon mozku v pásmu β nad levou hemisférou.

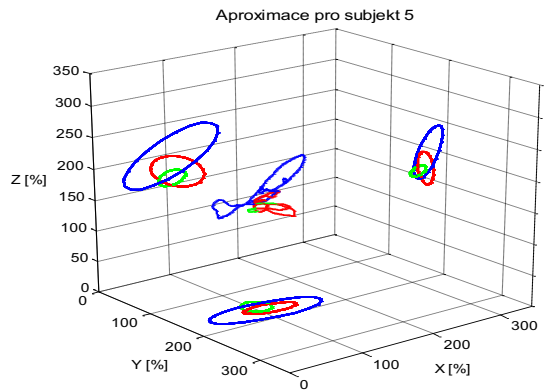
Z animace Systémového grafu v grafickém uživatelském prostředí je možné vyzorovat nejen chování jednotlivých Subsystémů v čase, ale i změny psychosomatických veličin, tvořících Subsystémy.

G. Aproximace grafických struktur vhodnými geometrickými útvary

Systémový graf ukazuje vytíženost všech orgánů při **psychické zátěži** i **relaxaci** jako celku. Důležitým ukazatelem reakce orgánů na zátěž je rychlost změny polohy koncového bodu lomené čáry (**Systémové křivky**). Dynamika změny polohy tohoto bodu je graficky zachycena plochami **elips** promítnutých do jednotlivých rovin **Systémového prostoru**. Parametry elips (velikost poloos, úhly natočení elips v rovině vůči počátku souřadnicového systému a jejich plochy) jsou dány zpracováním části křivky, která vznikla v prostoru

pohybem koncového bodu **Systémového grafu**. Těžištěm bodů, které tvoří danou část křivky, je proložena přímka s nejmenší kvadratickou chybou. Dále je zjištěna maximální vzdálenost těchto bodů od proložené přímky a také od její normály. Tyto dvě vzdálenosti jsou považovány za velikost hlavní a vedlejší poloosy elipsy. Natočení hlavní poloosy elipsy je dáno orientací přímky prokládající body (v rovině XY a XZ vůči ose X a v rovině YZ vůči ose Y). **Elipsa** tedy graficky ohraničuje maximální vzdálenost bodů, které tvoří část křivky v určitém časovém období, od proložené přímky a její normály. Toto časové období bude dále nazýváno **aproximačním oknem**. Velikost **aproximačního okna** je možné měnit, a tím i počet bodů, kterými je přímka prokládána.

Nastavením okna na hodnotu délky relaxace před testem, zátěže při testu nebo relaxace po testu, získáme 3 trojice elips, které graficky zachycují velikost změn měřených psychosomatických veličin během jednotlivých testovacích období. Situace je znázorněna na obr.4.



Obr.4 Aproximace elipsogramy

Zvláště zajímavé jsou parametry elipsy při řešení testu subjektem. Srovnání těchto parametrů mezi jednotlivými osobami vypovídá o míře přizpůsobivosti (**stupni stresovatelnosti**) subjektu na danou **psychickou zátěž**. Čím méně bude **zátěžový test** osobu psychicky stimulovat, tím se bude trajektorie při zátěži méně odlišovat od částí trajektorií při relaxaci. V rámci zátěžové části křivky budou také probíhat její menší změny tzn. vzdálenost bodů trajektorie od prokládané přímky a normály bude menší, tím se zmenší i elipsa (její plocha) a bude se více překrývat s elipsami, které vznikly aproximací části křivek při relaxaci.

IV. ZAVEDENÍ NOVÝCH VELIČIN

Novými parametry popisujícími dynamiku jednotlivých Subsystémů jsou délky úsečkových elementů $d_{sub1}(t) \dots d_{subn}(t)$ (obr.3) lomené prostorové křivky **Systémového grafu**, charakterizující vytíženost jednotlivých orgánů. $x(t), y(t)$ a $z(t)$ jsou hodnoty veličin v čase t jednotlivých **normovaných psychosomatických signálů**

v Subsystému. Velikosti $x(t)$, $y(t)$ a $z(t)$ mohou nabývat maximálně 100% těchto **normovaných signálů**. Další významnou novou veličinou je vzdálenost $d_{sys}(t)$ koncového bodu lomené křivky od počátku souřadnicového systému. Tato vzdálenost charakterizuje **vytíženost organismu** při testování, jež je dána Subsystémy, respektive orgány popsanými vždy třemi psychosomatickými veličinami. Spojnice prostorového bodu konce lomené křivky s počátkem souřadnicového systému tvoří **úhlopříčku** (obr.3) **Systémového grafu**. Tato úhlopříčka odpovídá maximálnímu vybuzení všech orgánů tak, že všechny signály definující jednotlivé Subsystémy dosahují relativní vytíženosti 100%. Poloha prostorového bodu konce lomené křivky se v čase mění a s ním i poloha a délka spojnice s počátkem souřadnic. Tuto spojnicu popíšeme dvěma úhly α a β , a parametrem d_{sys} .

Elipsy vyjadřující dynamiku změny trajektorie konce lomené křivky jsou vždy 3 (3 projekce do rovin) pro jedno **aproximační okno**. Pro každou elipsu je možné spočítat její plochu $eS(t, d_{ao})$ v závislosti na čase t a délce aproximačního okna d_{ao} .

Za novou veličinu je nyní považována suma obsahu projekcí všech tří elips jako funkce času t a délky aproximačního okna d_{ao} .

A. Grafické zobrazení nových veličin

Popis Systému novými veličinami umožňuje studovat pohyb a změny parametrů lomené křivky, která udává působení **psychické zátěže** na subjekt. **Elipsogram** je zobrazení využívající **aproximaci Systémové trajektorie elipsami**. Byly porovnávány výsledky obsahu elips pro aproximované celky trajektorie Systémového grafu při psychické zátěži a při plnění jednotlivých Subtestů měřenou osobou. Potvrdila se také jejich vypovídací hodnota o vlivu stresu na chování subjektů.

Zobrazení, které informuje o procentuálních změnách Subsystémů i Systému v čase je nazýváno **StresMetrem**. **StresMetr** poskytuje informaci o procentuálním zatížení všech orgánů ($d_{sub1}(t) \dots d_{sub5}(t)$) a o celkovém zatížení testovaného subjektu ($d_{sys}(t)$) v čase. Součástí tohoto znázornění je sloupcový graf ukazující okamžité hodnoty veličin v tomto zobrazení popsaném v rámci animace v **grafickém uživatelském rozhraní**.

B. Vyhodnocení zobrazení novými veličinami

Systémový graf spolu se zobrazením pomocí **Elipsogramu** a **StresMetru** poskytují dostatečné informace o komplexních dějích v jednotlivých orgánech měřených subjektů a i osobě jako celku. V rámci těchto zobrazení je možné mezi sebou názorně srovnávat reakce - chování jednotlivých subjektů.

C. Vyhodnocení vlivu psychické zátěže subjektů Elipsogramem

Pomocí **Elipsogramu** je hodnocena dynamika části trajektorie **Systémového grafu** (pohyb koncového bodu lomené čáry) polohou a **obsahy elips**. Vzájemně jsou porovnatelné hodnoty obsahů elips pro jednotlivé subjekty. **Aproximační okno** je vždy nastaveno na délku doby relaxace před i po testu, a na dobu, kdy subjekt plnil požadavky testu. Hodnoty obsahu elips pro jednotlivé fáze měření jsou použitelné pro **odhady stresovatelnosti osob**.

Nejzajímavější jsou hodnoty **obsahů elips** při fázi řešení Z-testu. Ty charakterizují, jak moc velké změny při testování organismus prodělává.

Dynamika Systémové trajektorie zobrazená pomocí **obsahů elips** v jednotlivých fázích testování promítnutých do jednotlivých rovin prostoru umožňuje tak podle jejich velikosti a vzájemné polohy usuzovat na míru reakcí subjektu během testu a na jeho schopnost relaxace před a po testu.

D. Vyhodnocení vlivu psychické zátěže subjektů StresMetrem

StresMetr procentuálně hodnotí komplexně změny parametrů popisující chování **Systémového grafu**, který byl zkonstruován z psychosomatických veličin měřených na osobách při testování (fázích klid, psychická zátěž, relaxace).

V grafech, které budou prezentovány na konferenci, jsou vyneseny průměrné hodnoty psychického zatížení po dobu jednotlivých Subtestů a dále pro srovnání je uveden i graf časů řešení jednotlivých Subtestů testovanými osobami. Grafy názorně ukazují, jaké bylo chování organismu jednotlivých subjektů při přechodu z klidu do zatížení a zpět relaxací do klidu. Průběhy psychického zatížení jednotlivých orgánů v čase jsou **StresMetrem** dobře znázorněny.

Graf časů řešení Subtestů testovanými osobami ukazuje časovou náročnost řešení, která je úměrná složitosti Subtestu. Dále je vidět trend stoupajících obtížností (podle doby řešení) Subtestů zvyšující se hlavně v třetí úrovni testu. Při srovnání s grafem procentuálního psychického zatížení je znát zvýšená zátěž osob přibližně v okolí nejnáročnějších Subtestů. Je patrné i mírné zpoždění reakce těla na zvýšenou psychickou zátěž.

Tabulkově byly zpracovány délky trvání celého zátěžového testu (**Z-testu**) u jednotlivých subjektů a také procentuální chybovost v testu, kterou osoby udělaly. Dále bylo vyjádřeno průměrné procentuální zatížení osob při jednotlivých fázích měření a přírůstky psychického zatížení při testu, vztažené k hodnotě při relaxaci před i po testu. K posouzení účinků testu na subjekty jsou důležitější přírůstky hodnot, protože každý jedinec, díky své psychosomatické organismu, začíná test s jinou klidovou hodnotou psychického zatížení.

V. SHRNUTÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ, DISKUSE A VÝHLED DO BUDOUCNOSTI

Pro zhodnocení působení zátěžového testu na psychický stav jedince je vhodné brát v úvahu výsledky z obou typů

zobrazení grafického modelu pomocí nových veličin (jak **StresMetru**, tak **Elipsogramu**).

Dosažené výsledky potvrdily možnost ve smyslu grafického modelu testovat vliv psychické zátěže na **stupeň stresovatelnosti** testovaných osob. Zajímavými parametry testu jsou chybovost subjektu a doba řešení testu subjektem. Dále pak dynamika v měřených datech a zlomy z klidu do zátěže a zpět.

Pro snadnější porovnání účinků testu na 5-ti měřených subjektech byla sestavena tabulka s ohodnocením pořadí hodnot jednotlivých ukazatelů, které charakterizují **psychické zatížení** (délka testu, chybovost v testu, přírůstky psychického zatížení při přechodu relaxace-zátěž-relaxace a dynamika psychického zatížení během testu v pořadí největší - nejmenší). Jedničkou je ohodnocena nejvyšší výsledná hodnota ze všech subjektů a pětikou nejnižší pro každý ukazatel. Součtem všech ohodnocení pro subjekt je získáno pořadí, které určuje nejvyšší psychické zatížení subjektu testem (nejnižší hodnota součtu) a nejnižší zatížení (nejvyšší hodnota).

Vyvozené závěry o psychickém zatížení subjektů pomocí **StresMetru** a **Elipsogramu** se shodují s tím, jak na experimentátora působily emoční projevy měřených osob. Taktéž všechny osoby shledaly těžší druhou část testu, obzvláště pak animované Subtesty, což se projevilo ve výsledcích měření zvýšením hodnot psychické zátěže. Z výsledků experimentů lze usoudit, že netradiční pojetí zobrazení reakcí člověka na psychickou zátěž pomocí grafického modelu zde popsaného je funkční.

Jsme si vědomi toho, že pro vyvození obecnějších závěrů je nutné statisticky vyhodnotit větší množinu osob a použít ostré testování v případě operátorů přímo na cvičných trenežerech.

V zaměstnáních, která vyžadují zodpovědná jednání ve stresových situacích, by se již vyhovujícím zaměstnancům mohly změřit jejich reakce na stresové situace (**Elipsogram**, **StresMetr**). Pro nově přijímané osoby by tak byla stanovena pomocná kritéria, na základě kterých by se vybíraly vhodné osoby pro tato zaměstnání (například operátor ve velínu technologického komplexu).

Zajímavá by byla studie o chování subjektů při opakovaném působení stejné **psychické zátěže**. Sledováním změn **StresMetru** a **Elipsogramu** by bylo možné obdržet závěry po kolikátém opakování tohoto testu se psychická zátěž jím vyvolaná na subjekt zmenší či zvětší. Další variantou experimentu by bylo opakováním testu několikrát po sobě, čímž by se projevil procesy adaptace a únavy testovaného subjektu. Seřazením Subtestů na základě úspěšnosti subjektu může toto přeskupení charakterizovat i individuální stupně obtížnosti zátěže od nejmenší po největší simulované testem.

Zátěžový test by mohl být kombinován se zjištěním IQ u jednotlivých osob. Skupině osob by byl změřen inteligenční kvocient a posléze by se tyto měřené subjekty podrobily zátěžovému testu, který by nám mohl podat informace o tom, jak moc působí stres na osoby s vyšším IQ oproti osobám s IQ nižším.

Měřením a zpracováním psychosomatických veličin v reálném čase by se **Elipsogram** a **StresMetr** mohl využít jako grafický biofeedback v **monitoru operátora**.

Další využití **Systémového zobrazení**, **StresMetru** a **Elipsogramu** by mohlo při modifikaci programu na **on-line měření a zobrazení** sloužit jako **diagnostický monitoring**

psychické zátěže osoby při lékařských vyšetřeních zvláště pak při rehabilitaci nemocných.

VI. ZÁVĚR

Všechna nově navržená zobrazení byla integrována do **grafického uživatelského rozhraní MATLABU**, kde je možné grafy animovat a sledovat jejich průběhy v čase, jak bude ukázáno při přednášce.

Řešení tohoto problému bylo prováděno ve spolupráci naší katedry s Výcvikovým střediskem energetiky (VSE a.s. Chomutov), jehož cílem je **návrh a realizace monitoru operátora**, kde by bylo možné průběžně sledovat psychické zatížení operátorů jak při výcviku, tak opakovaných atestacích a lékařských vyšetření.

Potřebná data byla získána experimentálním měřením v prostorách Společného pracoviště biomedicinského inženýrství FBMI a I.LF, FBMI ČVUT v Praze. Cílem dílčího výzkumu je objektivizovat závěry psychologických dotazníků a praktického výcviku operátorů jak při výběru, tak i pravidelných atestacích s cílem zjišťování odolnosti operátorů vůči stresu pro práci ve velinech technologických komplexů.

VII. PODĚKOVÁNÍ

Tato práce je podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 "Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicinského inženýrství II".

REFERENCE

- [1]SVATOŠ, J.: Biologické signály 1 – Geneze, zpracování a analýza, *Učební texty, Vydavatelství ČVUT*, Praha, 1998
- [2]TROJAN, S. a kol.: Lékařská fyziologie, *Grada Avicenum*, Praha, 1994
- [3]POKORNÝ, J. Přehled fyziologie člověka 2.díl., *UK Praha*, 2002
- [4]HÁNA, K.. Měření vlivu audiovizuální a biologické zpětné vazby na základní fyziologické parametry člověka. *Disertační práce: Západočeská univerzita, elektrotechnická fakulta, Plzeň*, 2001
- [5]HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M.: Zpracování signálů a obrazů. *Vydavatelství ČVUT*, Praha, 2000
- [6]SCHREIBER, M. a kol.: Funkční somatologie. *Vydavatelství H&H*, Praha, 1998
- [7]BRONZINO, J., D.: The Biomedical Engineering Handbook. *CRC Press, IEEE Press*, 2000

Posúdenie účinku rehabilitácie mechatronickou topánkou SMILING na posturálnu stabilitu seniorov

Lenka SZERDIOVÁ, Samer Abdo AL-RABEEI, Miroslav GORLICKÝ, Dušan ŠIMŠÍK

Katedra automatizácie, riadenia a komunikačných rozhraní, Strojnícka fakulta Technickej univerzity v Košiciach, Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, lenka.szerdiova@tuke.sk, samer.abdo@gmail.com, miroslav.gorlicky@tuke.sk, dušan.simsik@tuke.sk

Abstract. Predkladaný článok sa zaoberá výskumom v oblasti pohybovej analýzy človeka a jej využitia v klinickej praxi pri vyhodnocovaní efektívnosti rehabilitácie seniorov. Cieľom pilotnej štúdie bolo posúdiť vplyv nekonvenčného rehabilitačného systému SMILING na psychický a motorický funkčný stav a špeciálne na parametre posturálnej stability seniorov. Na štúdiu participovalo 20 pacientov (M – 2, Ž – 18, priemerný vek skupiny $69,95 \pm 4,17$; hmotnosť $70,38 \pm 8,28$ kg; výška $163,05 \pm 7,76$ cm) patriacich do skupiny seniorov s rizikom pádov. Pacienti boli vyšetrovaní prostredníctvom:

1) klinických kvalitatívnych testov zameraných na:

A) psychický stav – „Geriatrická stupnica depresie (GDS)“; „Kvalita života“ (SF12); Medzinárodná stupnica obáv z pádov (FES - I),

B) funkčný stav motoriky – „Krátky test fyzického výkonu“ (SPPB), Tinetti – test „rovnováhy a chôdze“ (POMA).

2) laboratórneho kvantitatívneho objektivizovaného testu. Jedná sa o vyhodnotenie posturálnej stability pri stoji v pokoji so zavretými očami (TZO) na základe merania na silovej platni KISTLER 9286BA.

Výsledky meraní nie sú ešte kompletne spracované, preto článok prezentuje len metodický postup na príklade vyhodnotenia výsledkov jedného pacienta (Ž, 72 r, 68 kg, 163 cm). Pre posúdenie účinku rehabilitačného tréningu SMILING v prípade hodnotenia psychologického a funkčného stavu pacienta boli použité parametre priemer (AVG) a smerodajná odchýlka (STD) popisnej štatistiky a v prípade hodnotenia posturálnej stability boli sledované parametre výchylka a rýchlosť centra tlaku (CoP) v bočnom (ML) a predozadnom (AP) smere a dĺžka trajektórie CoP (D). Pre posúdenie vplyvu rehabilitačného programu na posturálnu stabilitu pacienta sme použili párový *t*-test pre závislé súbory.

Keywords. Rehabilitácia, topánka SMILING, posturálna stabilita, silová platňa, seniari.

I. ÚVOD

Posturálna rovnováha je komplexný proces, ktorý zahŕňa koordinovanú aktivitu viacerých senzorických systémov, motorických a biomechanických komponentov [1]. Kontrola posturálnej stability je základom schopnosti človeka stáť a samostatne chodiť. Narušená rovnováha preukázateľne koreluje v mnohých štúdiách so zvýšeným rizikom pádov.

Pády a úrazy sú 7. najčastejšou príčinou smrti u seniorov [2]. Hlavnou príčinou pádov v starobe je znížená schopnosť rýchlej posturálnej adaptácie na meniace sa, či sťažené podmienky pri chôdzi s rôznymi nepriaznivými faktormi (ľad, sklon...) [3]. Riziko pádu je dané stabilitou pacienta, kvantitou a kvalitou jeho vedomia a náročnosťou prostredia na jeho pohybové schopnosti. Výsledky viacerých štúdií, zaoberajúcich sa prevenciou proti pádom dokazujú priaznivý vplyv pravidelnej pohybovej aktivity na posturálnu stabilitu. Zároveň zdôrazňujú, že cvičenie u každého pacienta neumožní úplne odstrániť ťažkosti, môže však podstatne znížiť ich ďalší rozvoj.

Absencia špecializovaných a preventívno-rehabilitačných centier, zameraných na diagnostiku a prevenciu pádov na Slovensku je závažný problém. Cieľom projektu SMILING bolo vytvoriť komplexný rehabilitačný systém pre tréning chôdze prostredníctvom mechatronickej topánky SMILING. Tento nekonvenčný rehabilitačný systém sa nezamerá na rad cvičení s cieľom zvýšiť charakter svalovej sily a pohyblivosti kĺbov, ako takmer všetky tradičné cvičenia, ale na dynamické správanie sa motoriky človeka počas chôdze a učenie sa novému procesu motoriky v dôsledku vekom znížených reálnych schopností [4].

Posturálna stabilita je najčastejšie kvantifikovaná prostredníctvom parametra centra tlaku (CoP). CoP je definovaný ako bod pôsobenia výslednej vertikálnej sily, pôsobiacej na základňu opory. Štúdie, zaoberajúce sa hodnotením a kvantifikáciou posturálnej stability dokázali, že abnormálny posuv CoP v bočnom (mediálno-laterálnom - ML) smere, meraný v pokojnom stoji, má veľký význam pri predikcii pádov počas dynamických pohybových štruktúr. Výraznejší posuv CoP v predozadnom smere (anterio-posteriórnom AP), meraný v pokojnom stoji so zavretými očami, je možným prediktorom pádu dopredu, nakoľko ES odráža celkovú koordináciu vizuálneho, proprioceptívneho a vestibulárneho systém pre udržanie v stoji [5].

II. MATERIÁLY A METÓDY

A. Rehabilitačný program SMILING

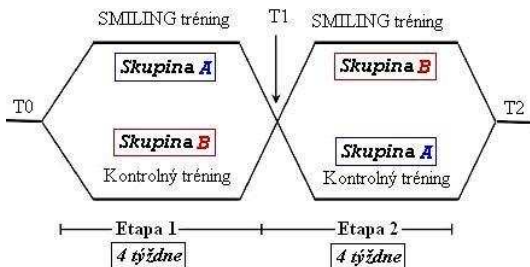
Rehabilitačný program SMILING bol navrhnutý klinickými pracoviskami medzinárodného projektu

SMILING [4, 6] validácia tréningového programu sa uskutočnila na 4 klinických pracoviskách [4] podľa schémy na obr. 1. Tréning každej etapy rehabilitačného programu trval 4 týždne, pričom v každom týždni pacient absolvoval sériu 18 úloh dvakrát týždenne s jednodňovým odstupom. Úlohy v znení napr. „kráčajte po priamke“, „kráčajte po osmičke“, „kráčajte po kruhu atď.“ boli časovo ohraničené 1 minútou. Subjekt kráčal podľa určitého kľúča po trasách, znázornených na obr. 2.

Rehabilitačného programu SMILING sa zúčastnilo celkovo 20 pacientov, ktorí boli na základe nižšie uvedených kritérií zaradení do skupiny pacientov s rizikom pádu:

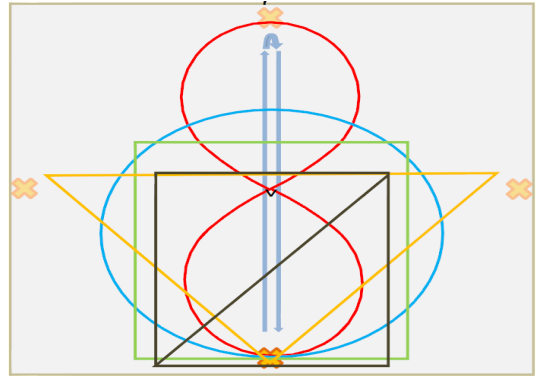
- vek 65 rokov a viac,
- schopnosť chodiť najmenej 20 metrov samostatne, t.j. bez asistovanej pomoci a bez pomocných zariadení, s výnimkou jednobodovej palice,
- výskyt jedného alebo viacerých pádov v predchádzajúcom roku (pády pri športe boli vylúčené),
- bez poškodenia zraku a sluchu (schopnosť čítať, pozerat' sa na televíziu, používať telefón, sledovať konverzáciu, aj s okuliarmi a/alebo so slúchadlami),
- absolvovanie štandardizovaných fyzických a kognitívnych funkčných testov: Tinetti - POMA (Nástroj orientový na hodnotenie výkonnosti mobility) a dosiahnutie skóre medzi 22 až 26),
- pozitívne hodnotenie pri skúmaní kognitívnych ochorení (CODEX),
- dosiahnutie skóre 0 pri GDS – 4 položkovke [4].

Tréning subjektov na Slovensku sa uskutočnil v priestoroch Vysokošpecializovaného odborného geriatrického ústavu sv. Lukáša v Košiciach za účasti biomedicínskych inžinierov zo Strojníckej fakulty TU v Košiciach. Pacienti boli rozdelení do dvoch skupín A, B a absolvovali tréningový program v dvoch etapách (pozri obr. 1).



Obr. 1. Schematické znázornenie časového harmonogramu realizácie rehabilitačného programu [4]

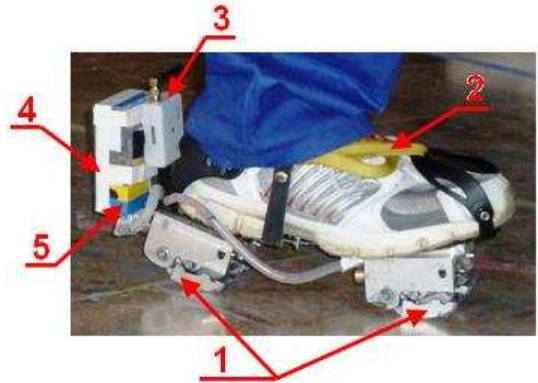
- T0 – Testovanie pred tréningom
 T1 – Testovanie po 1. etape tréningu
 T2 – Testovanie po 2. etape tréningu
 SMILING tréning – tréning prostredníctvom SMILING topánky
 Kontrolný tréning – tréning prostredníctvom Dummy topánky



Obr. 2. Schematické znázornenie trás kráčania [4]

B. Popis mechatronickej topánky SMILING

SMILING topánky sú komplexný mechatronický systém, ktorý vyžaduje interakciu jednotlivých senzorov, dát, mechanických častí a ľudskej činnosti. Zahrňujú mechanické časti ako konštrukciu topánky, mechanické prevody a mechanické klapky (abduktory), senzorové vybavenie v podobe S-modulov a riadenia motorov mikropočítačovou riadiacou jednotkou (MCU) [7].



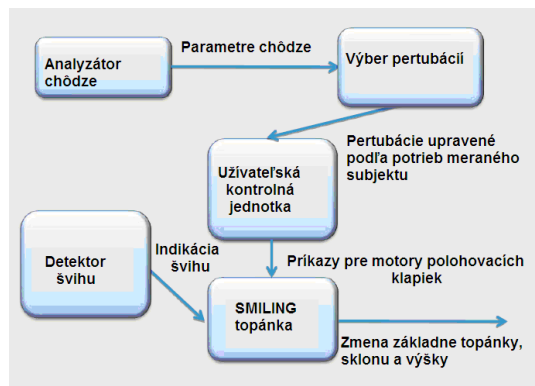
Obr.3. Popis mechatronickej topánky SMILING

- 1 – Mechanické klapky; 2 – Sťahovací pás; 3 – S-modul; 4 – Batéria; 5 – MCU

MCU je hlavnou časťou SMILING topánok, ktorá uchováva vhodné sady vzoriek perturbácií podľa ktorých sú riadené motory. Perturbáciami sa rozumie vychýlenie aktuátorov (mechanických klapiek) z predošlej pozície do pozície novej. Riadenie motorov je synchronizované s chôdzou človeka, ktorá je detekovaná a spracovávaná externým gyroskopom v S-module [8, 9].

Každá topánka je vybavená štyrmi nezávislými mechanickými zariadeniami poháňanými DC motormi, dva v prednej a dva v zadnej časti. Motory sú v pohybe iba počas švihovej fázy cyklu chôdze. Detekcia švihovej fázy sa vykonáva v reálnom čase algoritmom bežiacim v elektronike SMILING topánok, ktorá spracováva signály z interných senzorov. Tieto senzory, ako aj elektronika bezdrôtového pripojenia sú zakomponované v modulech IMEC pre bezdrôtový prenos dát a S-module pre záznam 6-

D parametrov chôdze pomocou gyroskopu a akcelerometra [9]. Motormi sa mení výška aktuátorov na topánke, ktorej končatina práve ukončila švihovú fázu a prechádza do opornej fázy, zmení sa aj sklon základne topánky, čím je oporná končatina vystavená nepredvídateľnej zmene prostredia. Predikcia zmeny polohovacích klapiek vychádza z predchádzajúceho charakteru vykonaných krokov. Perturbácie sú vyvolávané pomocou algoritmov generujúcich chaotický signál a teórie dynamických systémov. Perturbácie menia sklon polohovacích klapiek nezávisle v rozmedzí $\pm 4,5^\circ$ v sagitálnej a frontálnej rovine a zmenou výšky v rozsahu do 20 mm. Užívateľ tak reaguje na zmeny sklonu topánok udržaním rovnováhy pri chôdzi a zároveň vykonáva špecifické úlohy. Užívateľ a celkový tréningový program je riadený pomocou užívateľskej riadiacej jednotky (UCU). Dáta sa spracovávajú a uchovávajú taktiež v UCU. UCU je prenosné zariadenie, ktoré má používateľ pripevnené okolo pásu. Pred vykonaním samotného programu, riadiaca jednotka vyzve užívateľa vykonať úlohu prostredníctvom audio (napr. „kráčaj po obvode štvorca“). Zatiaľ čo užívateľ absolvuje tréningový program, jednotka zbiera v reálnom čase dáta o výkone chôdze a poskytuje spätnú väzbu používateľovi (napr. „Výborne, Vaša úloha je ukončená, je čas prejsť na náročnejšie úlohy“) [4].



Obr. 4. Funkčná architektúra mechatronickej topánky SMILING [4]

C. Úloha mechatronickej topánky SMILING

Rehabilitačný program SMILING prostredníctvom mechatronickej topánky SMILING má za cieľ zlepšiť funkcie stability počas chôdze. Zmena výšky a sklonu mechanických klapiek simuluje zmenu vonkajšieho prostredia, pri ktorej je človek nútený vyvažovať ťažisko tela pre udržanie stability a zapájať tak senzorický, efektorový a CN systém. Neustálo stimuláciou CNS dochádza k narušeniu nesprávnych návykov a zlepšeniu nerveovej elasticity i reakčnej schopnosti. Užívateľ sa učí novému stereotypu chôdze riešením neočakávaných podnetov z vonkajšieho prostredia a prekonávať tak neistotu a strach pri chôdzi.

D. Testovanie a vyhodnocovanie údajov

Pacienti boli vyšetrení za pomoci klinických testov,

zameraných na vyšetrenie psychického a funkčného stavu (PFs) a laboratórneho testu zameraného na vyšetrenie posturálnej stability. Na vyšetrenie psychického stavu boli použité testy: GDS 15 položkový; SF12; FES - I. Funkčný stav bol vyšetrený na základe testov: Tinetti - POMA; SPPB. Časový harmonogram testov bližšie popisuje tab. I.

Tab. I. Časový harmonogram vykonávaných testov

Testovanie		T0	T1	T2
Psychologický stav	GDS	x	–	–
	SF-12	x	x	x
	FES	x	x	x
Funkčný stav	POMA	x	x	x
	SPPG	x	x	x
Laboratórny test	TZO	x	x	x

Testovanie posturálnej stability: Z metodologického hľadiska je CoP priamy indikátor stability, ale súčasne aj nepriamy indikátor latentného teoretického konceptu, ktorý posturálna stabilita predstavuje [1]. Posuv centra tlaku (CoP) bol zaznamenávaný pomocou piezoelektrickej silovej platne (Kistler, typ 9286AB, Švajčiarsko). Vyšetrení zaujali postoj s päťami spolu a špičkami rozozretými do 30°, ruky voľne vedľa seba. Signály z platne boli zosilnené a digitalizované pri vzorkovacej frekvencii 100 Hz počas merania, ktoré trvalo 30 s. Pacienti absolvovali meranie v situácii so zatvorenými očami (TZO). Ako najvhodnejší parameter pre posúdenie posturálnej stability boli:

1. posuv CoP v ML,
2. posuv CoP v AP,
3. dĺžka trajektórie CoP,
4. Rýchlosť CoP v_x – priemerná rýchlosť COP v ML,
5. Rýchlosť CoP v_y – priemerná rýchlosť COP v AP.

Pre posúdenie vplyvu tréningového programu na posturálnu stabilitu seniorov sme použili dvojvýberový párový t -test pre závislé súbory (hypotéza: H_0 – stav sa výrazne zlepšil; H_1 – stav sa výrazne nezlepšil pre $\alpha = 0,05$. Ak $p \geq \alpha$ H_0 nezamietame, ak $p \leq \alpha$ H_0 zamietame).

III. VÝSLEDKY

V tejto časti uvádzame ako metodickú ukážku výsledky hodnotenia jednej pacientky (Ž, 72 r, 68 kg, 163 cm), zaradenej do tréningového programu skupiny A. Posúdenie účinku tréningového programu mechatronickej topánkou SMILING na posturálnu stabilitu je možné, ak porovnáme rozdiel výstupov z testovania T0 a T1.

Tab. II. Sumárne skóre klinicko-funkčných testov

Testovanie	T0	T1	AVG	STD
GDS15	19	–	19	± 0
SF12	22	23	22,33	$\pm 0,57$
FES-I	22	22	22,33	$\pm 0,57$
POMA*	15/11	15/12	15,33/11,66	$\pm 0,57$
SPPB	10	10	10,33	$\pm 0,57$

* Skóre stoj/chôdza

Bodové skóre z klinických testov bolo vyhodnotených

základnými parametrami popisnej štatistiky AVG, STD v programe MS Excel. Na záznam dát výchyliek a rýchlosti CoP bol využitý softvér BioWare 4.0.0. (Typ 2812) od firmy Kistler. Parametre posturálnej stability boli štatisticky spracované programom MS Excel.

Testy zamerané na zhodnotenie PFs pacientky nevykazujú žiadne progresívnejšie zmeny (pozri tab. II). Z toho je možné konštatovať, že účinok absolvovaného tréningu po 1. etape sa prejavil na PFs pacienta nepatrne.

Účinok rehabilitačného tréningu sa výraznejšie preukázal na výstupoch laboratórneho testu pokojného staja TZO.

Tab. III. Posuv CoP ML/AP

Testovanie	Parameter [cm]	min	max	AVG $\times 10^{-7}$	STD	D
T0	CoP ML	-2,88	3,16	2,33	$\pm 1,07$	204,59
	CoP AP	-2,05	2,34	9	$\pm 0,66$	
T1	CoP ML	-1,67	1,36	4,67	$\pm 0,67$	144,11
	CoP AP	-1,65	2,24	0,33	$\pm 0,7$	

Pri porovnaní výchyliek CoP (pozri tab. III) po jednotlivých etapách rehabilitačného tréningu pacient dosiahol v porovnaní s hodnotami so vstupného merania podstatne lepšie výsledky. Aplikáciou 4 týždňového tréningu s mechatronickou topánkou SMILING sme zaznamenali zníženie výchylky CoP v ML smere o 55% a v AP smere o 40%. Dĺžka trajektória CoP sa skrátila o 30%. V ukazovateli priemernej rýchlosti CoP sme zaznamenali zníženie hodnôt v oboch smeroch ML a AP. Absolvovaním tréningového programu sme zaznamenali zníženie priemernej rýchlosti v ML smere o 1,83 m/s a v AP smere o 0,89 m/s (pozri tab. IV).

Tab. IV. Rýchlosť CoP ML/AP

Testovanie	Parameter [m/s]	min	max	AVG $\times 10^{-6}$	STD
T0	CoP v_x	-3,28	3,18	2,02	$\pm 0,87$
	CoP v_y	-2,70	2,02	-1,2	$\pm 0,88$
T1	CoP v_x	-0,03	0,03	-0,19	$\pm 0,015$
	CoP v_y	-0,03	0,02	0,31	$\pm 0,013$

Z uvedených výsledkov je zrejmé, že rehabilitácia prostredníctvom mechatronickej topánky SMILING má vplyv na posturálnu stabilitu. Aby sme dokázali, že odchýlky parametrov po absolvovaní rehabilitačného tréningu nie sú náhodné ale systémové, údaje sme štatisticky overili t -testom. (pozri tab. V).

Tab. V. Výsledky analýzy t -test, $\alpha = 0,05$

Parameter	Pred a po rehabilitácii SMILING (T0-T1), p -hodnota
CoP ML	0,99
CoP AP	0,86
CoP v_x	0,87
CoP v_y	0,93

IV. ZÁVER

Predkladaná štúdia prezentuje predbežné výsledky hodnotenia vplyvu tréningového programu mechatronickou topánkou SMILING na parametre posturálnej stability jedného pacienta. V prípade hodnotenia vplyvu tréningového programu na psychický a funkčný motorický stav pacienta možno konštatovať, že účinok rehabilitácie sa radikálne neprejavil pri kvalitatívnom klinickom vyhodnotení chôdze. No v prípade objektivizovaného kvantitatívneho hodnotenia účinku tréningu na posturálnu stabilitu, prostredníctvom merania na silovej platni počas testu TZO, sme zaznamenali štatisticky významné rozdiely vo všetkých sledovaných parametroch CoP na hladine významnosti $\alpha = 0,05$, čo svedčí o pozitívnom vplyve rehabilitačného programu SMILING na parametre posturálnej stability.

POĎAKOVANIE

Príspevok je súčasťou riešenia grantového projektu VEGA: „1/1162/11 – Teoretické princípy, metódy a prostriedky diagnostiky a rehabilitácie mobility seniorov“ a bol dofinancovaný Agentúrou na podporu výskumu a vývoja na základe zmluvy č. DO7RP-0004-09. The research leading to these results has received funding from the European Community's Seventh Framework Programme (FP7/2007-2013) under grant agreement n° 215493-ICT - SMILING project.

REFERENCIE

- [1] P. KOLÁŘ, a kol. Rehabilitace v klinickej praxi. 2010. 650s. ISBN 9788072626571.
- [2] EURÓPSKA KOMISIA. 2010. Návrh – Aktívne starnutie 2012 [online]. 2010 [cit. 2010-03-01]. Dostupné na internete: <[http://www.europarl.europa.eu/meetdocs/2009_2014/documents/com/com_com\(2010\)0462_com_com\(2010\)0462_sk.pdf](http://www.europarl.europa.eu/meetdocs/2009_2014/documents/com/com_com(2010)0462_com_com(2010)0462_sk.pdf)>
- [3] MARTIN, J. 2008. Gerontológia [online]. 2010. [cit. 2011-03-01]. Dostupné na internete: <<http://www.socpraca.nazory.cz/uploads/2/65.ppt>>
- [4] PROJECT SMILING. 2010. [online]. 2010. [cit. 2011-03-01]. Dostupné na Internete: <<http://www.smilingproject.eu/pdf/Rehab2008.pdf>>
- [5] ROERDINK, M., De HAART, M., DAFFERTSHOFER, A., DONKER, S. F., GEURTS, A. C. H. and BEEK, P. J. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. Volume 174, Number 2, p. 256-269.
- [6] KELLY, V. E., SCHRAGER M. A., PRICE, R., FERRUCCI, L., AND COOK, A. S. Age-Associated Effects of a Concurrent Cognitive Task on Gait Speed and Stability During Narrow-Base Walking. Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES 2008, Vol. 63A, No. 12, 1329-1334.
- [7] AL-RABEEI, S. A., SIMSIK, D., GALAJDOVA, A., PAVLOV, P. Research of the fall risks decreasing in the senior's gait in Slovakia. In *Lékař a technika*, 2010, vol. 40, no. 2, p. 53-57.
- [8] BULGHERONI, M., D'AMICO, E. AND THE SMILING CONSORTIUM. The SMILING system: a comprehensive approach to the perturbation of walking. In *ICABB-2010, Venice, (Italy), 2010, str. 2*.
- [9] TACCONI, C., PACI, G., ROCCHI, L., FARELLA, E., BENINI, L., CHIARI, L. User Control Unit for the Smiling System: Design and Functionalities. In *ICABB-2010, Venice, (Italy), 2010, str. 2*.

Regulace BLDC pohonů pro asistivní technologie

Miroslav LOŽEK¹, Pavel ZAHRADNÍK², Jan HAVLÍK¹

¹ Katedra teorie obvodů, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká Republika, lozekmir@fel.cvut.cz

² Katedra telekomunikační techniky, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká Republika, zahradni@fel.cvut.cz

Abstrakt. Technologie BLDC spočívá ve specifické konstrukci elektrických motorových pohonů spjaté se sofistikovaným způsobem řízení. Motor je charakteristický absencí jakýchkoli přenašečů elektrické energie na rotační část pohonu, což vede ke zvýšení spolehlivosti a účinnosti celého systému. Kvalita pohonu je také závislá na způsobu řízení, které je zabezpečeno pulzním regulátorem s mikroprocesorovou jednotkou. Vysoké účinnosti soustavy je dosaženo zavedením zpětné vazby nesoucí informaci o poloze rotoru. Uvedené vlastnosti BLDC pohonů umožňují jejich využití v široké škále aplikací včetně oblasti asistivních technologií. Cílem prezentovaného projektu je návrh a realizace regulačního členu s vysokou výkonovou zatížitelností a malými tepelnými ztrátami. Důraz je kladen na plynulost a přesnost regulace v celém rozsahu otáček, což je hlavním předpokladem pro použití ve zdravotnické technice a asistivních technologiích.

Keywords. BLDC, motor, regulátor, pohon.

I. ÚVOD

Rozvoj technického průmyslu se nerozlučně pojí s automatizací všeho druhu. Jedním z neodmyslitelných prvků automatizovaného systému může být i elektrický pohon. Ve specifických oborech, mezi které patří právě zdravotnická technika, je u elektromechanických prvků kladen velký důraz především na jejich kvalitu a spolehlivost. Velmi nadějně řešení otázky pohonů se naskytá v technologii BLDC (**B**rush**L**ess **D**irect **C**urrent), jejíž fyzikální princip otevírá dveře možnostem využití velmi kvalitních a spolehlivých konstrukcí motorů.

Je důležité si uvědomit, že výborné vlastnosti tohoto typu pohonu není dosaženo pouze správnou volbou konstrukce motoru a technologií výroby, ale také přesným způsobem řízení.

Vize tohoto projektu spočívá v návrhu a realizaci regulačního systému, který bude disponovat vysokou výkonovou zatížitelností, nízkými ztrátami a tedy i vysokou účinností, precizností regulace a možnostmi snadné modularity pro různé aplikace nejen v oblasti lékařské techniky, ale obecně v celém biomedicínském inženýrství. Projekt je zaměřen primárně na pohony s vyššími výkonovými nároky, jako jsou například elektrické invalidní vozíky [10]. Navržený regulátor má posloužit k testování a ověření vhodnosti použití v dopravních prostředcích pro invalidní spoluobčany.

II. KONSTRUKCE MOTORU

BLDC motor je charakteristický svou podobností s běžnými střídavými stroji. Stator je tvořen pólovými nástavci, na kterých je navinuto třífázové vinutí spojené do hvězdy. Obměnu oproti běžnému střídavému motoru je možné nalézt v oblasti rotoru, ten je zde tvořen silnými permanentními magnety [3, 6]. Rotor není třeba zásobovat elektrickou energií a odpadá tak nutnost použití kontaktních přenašečů energie.

Důsledkem tohoto způsobu konstrukce je v první řadě zamezení veškerého jiskření, což vede ke snížení hluchnosti a opotřebení motoru a tím i ke snížení požadavků na pravidelnou údržbu. Motor je tak možné vyrobit ve velmi robustní a odolné podobě. Při použití kvalitního ložiskového upevnění dosahuje BLDC pohon vysoké účinnosti, v praxi i více jak 95% [4].

Z hlediska řízení lze motor provozovat bez-senzorově, přičemž je zpětná informace o poloze hřídele získávána přímo z vinutí statoru a to za pomoci principu BEMF (**B**ack **E**lectro**M**otive **F**orce) [2, 5]. Lepších výsledků je pak dosaženo implementací polohových senzorů v různé podobě. Velmi rozšířený způsob zavedení pevné zpětné vazby je pomocí vhodně rozmístěných magnetických čidel po obvodu statoru. Senzory tak monitorují magnetické pole pohybuujícího se rotoru [1].

III. PRINCIP ŘÍZENÍ

Regulace BLDC pohonů je založena na pulzním režimu řízení. Výkonový stupeň řídicí jednotky je tvořen šesti elektrickými spínači sestavených v můstkovém zapojení, na výstupních svorkách se může objevit jeden ze tří povolených stavů (kladný potenciál, nulový potenciál nebo vysoká impedance). Spínání je řízeno mikroprocesorovou jednotkou definující, která ze tří fází má být v daném okamžiku vybuzena.

A. Tvorba točivého magnetického pole

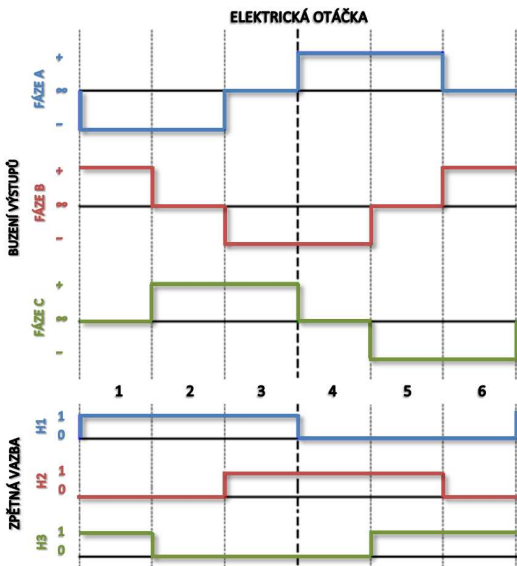
Točivé magnetické pole, které unáší rotor, je tvořeno přesně daným cyklickým buzením fází. Teorie algoritmu řízení říká, že ve stejný čas musí být sepnuty právě dvě fáze, každá s opačným potenciálem. Vodičem vinutí začne procházet elektrický proud v daném směru, což má za

následek magnetizaci příslušných pólových nástavců. Třetí fáze zůstává odpojena. Proces tvorby točivého magnetického pole se skládá ze šestice vhodně sestavených variant sepnutí, které se cyklicky opakují. Sled těchto sekvenčních segmentů je nastíněn vrchní částí obr. 1.

B. Zpětná vazba

Zpětná vazba je implementována pomocí tří magnetických senzorů s binárním výstupem, jejichž logická kombinace nese informaci o poloze rotoru s rozlišením 60° , což je pro správný chod motoru dostačující.

Každému ze šestice budících segmentů odpovídá právě jedna logická kombinace binární zpětné vazby. Algoritmus řídicího procesu budí aktuální fázi do té doby, než dojde ke změně informace o natočení hřídele. Změna jednoho ze tří signálů soustavy senzorů vede ke komutaci buzení. Přesný sled signálů zpětné vazby a následné výstupní odezvy je vyobrazen na obr. 1.



Obr. 1. Sled impulzů buzení

C. Regulace výkonu

Výkon motoru, rychlost otáčení a točivý moment jsou spjaté parametry, jež lze ovlivnit změnou vstupního napájecího napětí. Regulace celého systému se tak redukuje na regulaci napětí zdroje. Vzhledem k pulznímu charakteru buzení je výhodné implementovat změnu napětí přímo do řídicího procesu pomocí PWM (Pulse Wide Modulation). Statorové vinutí je možné chápat jako indukční zátěž, vyhlazovací filtr. Mechanická odezva motoru je za předpokladu správné volby frekvence PWM obdobná jako při lineární změně napětí.

IV. REALIZACE REGULÁTORU

Pro přehlednější popis elektroniky regulátoru lze tento systém rozdělit z hlediska funkce na dvě rozdílné části. První z nich lze principiálně nazvat blokem výkonovým, druhou částí je pak řídicí nízkopříkonový blok. Základní sestavení funkčních částí regulátoru je nastíněno pomocí blokového schématu na obr. 2.

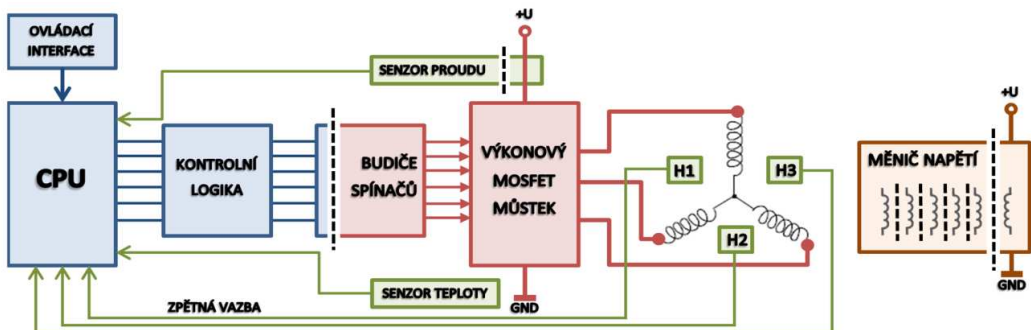
A. Řídicí blok elektroniky regulátoru

Jádrum celého systému je mikroprocesorová jednotka. Vzhledem k výborným vlastnostem převážně v oblasti paralelních procesů byl zvolen kontrolér Parallax Propeller, díky němuž bylo možné zavést velmi rychlé řízení s přesnou a plynulou implementací hardwarové PWM. V tomto bloku je možné nalézt další podpůrné prvky, jako jsou např. A/D převodník, optické oddělovače, bezpečnostní hradlo a soustava senzorů pro ochranu elektroniky.

B. Výkonový blok elektroniky regulátoru

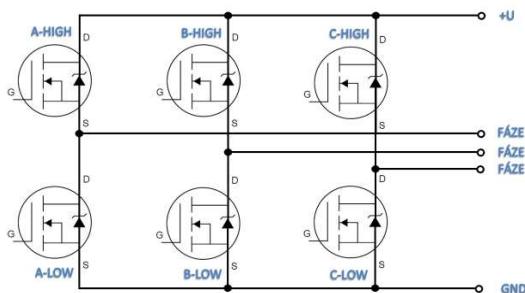
Výkonový můstek je sestaven z tranzistorů typu MOSFET s N-kanálem, jeho schématické zapojení je vyobrazeno na obr. 3. Tento typ elektronických spínačů je obzvláště vhodný pro pulzní aplikace vysokých výkonů [8]. Při výběru této součástky je, mimo jiné velmi důležité dbát na hodnotu parametru R_{DS} (odpor kanálu v sepnutém stavu), jeho velikost se značnou měrou odrazí na tepelných ztrátách při vyšším zatížení.

Dalším důležitým parametrem určující efektivnost pulzní regulace je doba sepnutí jednotlivých tranzistorů. Minimální hodnota tohoto parametru je dána konstrukcí



Obr. 2. Blokové schéma regulátoru

součástky, avšak je možné ji negativně ovlivnit nesprávným buzením hradla tranzistoru. Hlavním požadavkem na budiče spínacích prvků je jejich schopnost dodat dostatečný náboj do hradla řízeného tranzistoru v co nejkratším čase. V praxi to znamená použít budič s nízkoztrátovým výstupním spínačem v kombinaci s tvrdým napěťovým zdrojem.



Obr. 3. Funkční schéma třífázového výkonového můstku

C. Napěťový zdroj

Z principiálních důvodů výše zmíněného způsobu buzení spínačů je nutné použít specifický měnič napětí. Jedná se o 5 nezávislých, galvanicky oddělených napájecích zdrojů. Návrh měniče je realizován použitím transformátoru s vyšším počtem sekundárních vinutí, řízení transformace energie je zabezpečeno pomocí technologie TOPSwitch [7].

Díky galvanickému oddělení je možné plně oddělit silovou a řídicí část elektroniky, což výrazně přispívá k eliminaci nežádoucího rušení vzniklého spínáním velkých proudů.

D. Softwarové vybavení regulátoru

Program regulátoru je díky již zmíněné možnosti paralelních procesů přehledně rozdělen do několika sekcí. Je zde přítomen samostatný algoritmus, který zabezpečuje komutaci fází na základě odezvy zpětné vazby (viz obr. 1). Pulzně-šifrová modulace je implementována nezávisle a aplikuje se automaticky na aktivovaném výstupu.

Řízení střídavy PWM je obsaženo v procesu zpracování vstupního ovládacího rozhraní. Vzhledem k segmentaci algoritmu je zde možnost modularity jednoduchou úpravou kódu podle požadavků na konkrétní použití regulátoru.

Vysoká výkonová zatížitelnost s sebou nese nutnost zvýšeného monitorování správnosti chodu. Softwarové zabezpečení je realizováno ve třech úrovních (napětí, proud, teplota). Napěťová ochrana spočívá v omezení aktivace regulátoru pouze v určitém rozsahu hodnot napájecího napětí, což je výhodné převážně v kombinaci s použitím akumulátorových článků. Proudový senzor monitoruje kontinuální i špičkový proud procházející silovou částí regulátoru. Při velmi vysokých špičkových či dlouhodobějších nadproudových odběrech v kombinaci se zvýšenou teplotou spínacích prvků dojde k deaktivaci chodu a tím snížení rizika destrukce elektroniky [1].

V. VYUŽITÍ BLDC POHONU V ASISTIVNÍCH TECHNOLOGIÍCH

Většina komerčně vyráběných invalidních vozíků používá ke svému pohonu vhodně převodovaný stejnosměrný motor. Nejběžnější typy vozíků dosahují průměrných dojezdových vzdáleností okolo 30 km při účinnosti motoru okolo 70 %. V případě použití BLDC pohonu je ale možné dosáhnout účinnosti až 95 %, tj. o 25 % více oproti běžnému stejnosměrnému pohonu. Při zachování stejné hmotnosti a kapacity baterie je tak možné dosáhnout dojezdu téměř 50 km.

Implementace motorů přímo do kol vozíku, což právě BLDC motory umožňují, navíc podstatně snižuje míru opotřebení a pravděpodobnost mechanických poruch. Veškeré řízení tak může být řešeno plně elektronicky s velkou přesností pohybu v prostoru. Všechny elektronické prvky vozíku lze integrovat do jednoho regulátoru opatřeného sofistikovaným softwarem.

Takováto konstrukce navíc umožňuje i další snížení spotřeby energie. Další úsporu lze totiž dosáhnout snížením hmotnosti a to především díky absenci převodů a ostatních přenašečů mechanické energie. Nižší hmotnost celého vozíku pak může vést buď k použití baterie s menší kapacitou a tedy i nižší hmotností při zachování stejné dojezdové vzdálenosti, nebo případně při použití stejné baterie k dalšímu zvýšení dojezdu.

Uvedené vlastnosti BLDC pohonů tak vytváří velký prostor pro provedení poměrně zásadních změn v konstrukci invalidních vozíků, které lze v brzké době očekávat.

VI. ZÁVĚR

Popsaný regulátor byl realizován a upraven pro použití v jednostopém dopravním prostředku. Bylo použito vestavného 60-pólového motoru o příkonu 4 kW v zadním kole vozidla. Testování na elektrickém skútru lze považovat za úspěšné, pohon vykazoval dlouhodobě stabilní vlastnosti, vysokou účinnost a dobré jízdní vlastnosti. Opodstatněnost použitého přístupu k testování tkví především ve zvýšeném náročnostním profilu zkušebních testů, než by tomu bylo v případě využití k pohonu invalidního vozíku. Lze proto oprávněně předpokládat, že užití v oblasti lékařské techniky nebo asistivních technologií by vedlo k nejhůře stejným nebo případně i lepším výsledkům.

Regulátor vykazuje plynulou regulaci v celém rozsahu otáček i zatížení s možností velmi pohotové akcelerace. Tepelné ztráty jsou při běžném provozu minimální, což je výhodné jak z hlediska životnosti celého zařízení, tak i z hlediska minimalizace spotřeby energie a tím zvýšení dojezdové vzdálenosti při zachování stejného zdroje energie.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena v rámci projektu Vývoj perspektivních informačních a komunikačních technologií č. MSM 6840770014. Účast na konferenci je podporována z prostředků výzkumného záměru č. MSM 6840770012 (udělen Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky).

REFERENCE

- [1] LOŽEK, M. *Regulátor otáček*. Praha, 2011. 60 s. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [2] DEEPA, M.U., JAISON, M. Sensorless Control of Brushless DC Motor Drive Using Line-Line Voltage Detection. In *10th National Conference on Technological Trends*, Kerala, 2009.
- [3] AZIZUR, M.,ZHOU, P. Analysis of Brushless Permanent Magnet Synchronous Motors. In *IEEE Transactions on Industrial Electronics*,1996.
- [4] ZHU, Z.Q., XIA, Z.P., SHI, Y.F., HOWE, D., PRIDE, A., CHEN, X.J. Performance of Halbach Magnetized Brushless AC Motors. In *IEEE Transactions on Magnetics*, 2003.
- [5] SHAO, J. *Direct Back EMF Detection Method for Sensorless Brushless DC Motor Drives*. Blacksburg, 2003. 91 p. Faculty of the Virginia Polytechnic Institute.
- [6] KOSTARIDIS, A.; SORAS, C.; MAKIOS, V. *Magnetostatic Analysis of a Brushless DC Motor Using a Two-Dimensional Partial Differential Equation Solver*. Greece: University of Patras, 2001
- [7] KREJČÍŘÍK, A. *Spínané napájecí zdroje s obvody TOPSwitch*. Praha: BEN, 2002. 397 s.ISBN 80-7300-031-8.
- [8] JAVŮREK, J. *Regulace moderních elektrických pohonů*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2003. 264 s. ISBN 80-247-0507-9.
- [9] ROUBÍČEK, O. *Elektrické motory a pohony*. Praha: BEN, 2004. 179 s. ISBN 80-7300-092-X.
- [10] CHU, J., MOON, I., CHOI, G., RYU, J., MUN, M. *Design of BLDC motor Controller for Electric Power Wheelchair*. Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center. Incheon, Korea.

The Development of Medical Equipment Choice System

Ilya IVLEV, Peter KNEPPO

Department of Biomedical Technology, Czech Technical University in Prague, Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Czech Republic, ilya.ivlev@fbmi.cvut.cz

Abstract. WHO declares that the increase in financial losses in the health related problems of poor performance of the procurement system. The rapid growth of global revenue of the imaging market, the redistribution of MR systems market to Europe, the fact that in various countries around 50-80% of medical equipment needs replacing necessitates the creation of a rational choice system of MR-imager for healthcare facilities. Analyzed studies devoted to the realization of policy choice of medical equipment and research of Multi Criteria Analysis (MCA). According to the authors opinion to create, a system of rational choice of medical equipment is a reasonable use of the Analytic Hierarchy Process method by T.L. Saaty (AHP).

Keywords. Analytic Hierarchy Process, Multi Criteria Analysis, system of rational choice, MRI.

I. INTRODUCTION

According to the WHO, the main causes of financial loss is a malfunction of the system purchase and rational distribution of medicines and the inappropriate issuing of financial resources. According to the assumptions of the WHO, these problems can be solved by the development and implementation of relevant provisions. The WHO report for 2010 shows that the solution of these problems may be the creation of medical equipment management system (1).

No rational choice to develop the MR rapid development of the MR-system, and the fact that amount of equipment partially or totally inadequate for a proper diagnosis is in the world 50% (1) (in some countries as high as 80%(3)), case that it is necessary to raise the issue a system of rational choice MR-systems for healthcare institutions worldwide (1).

II. CURRENT STATE OF THE PROBLEM

The question of the purchase of medical equipment is not only important, but also requires special attention (1). Currently, researchers are working on formalizing the process for managing medical equipment (4) (5). From the ranks of management tasks for medical equipment, most important is the selection of purchase methods (6). There are attempts of (7) (8) (9) (10) adoption of the known

methods of evaluation and selection of various types of medical products.

Using artificial intelligence methods (neural networks) (9), value analysis (10) of the Human Factors Engineering (7), the Analytic Hierarchy Process have some limitations. Recently, on example of evaluation of artificial heart valves, by the adoption of methods of AHP (8), has been shown ability to use MCA methods in the tasks of assessment and medical techniques and devices. As a result of studies was made ranking of the heart valves. Valve dealing with the first position is the most rational choice within the above problem. The study (11) showing a similar logic is a matter of rational choice electrocardiographs for emergency stations. By using the method of analysis hierarchy, has been found alternative, which fulfilled the technical requirements specified by the experts.

III. METHODS OF MCA

Multi-Attribute Utility Theory (MAUT) is a systematic approach for quantifying an individual's preferences. It is used to rescale a numerical value on some measure of interest onto a 0-1 scale with 0 representing the worst preference and 1 the best. This allows the direct comparison of many diverse measures. The result is a rank ordered evaluation of alternatives that reflects the decision makers' preferences. An analogous situation arises when individuals, college sports teams, MBA degree programs, or even hospitals are ranked in terms of their performance on multiple disparate measures (12).

Early applications of MAUT focus on public sector decisions and public policy issues. These decisions not only have multiple objectives, they also often involve multiple constituencies that will be affected in different ways by the decision. Under the guidance of Ralph Keeney, a leading researcher in the field, many power plant-related decisions were made using MAUT. The military is also a leading user of this technique. The design of major new weapons systems always involves tradeoffs of cost, weight, durability, lethality and survivability. The federal government requires its defense contractors to use a structured method to make these design trade-off decisions. MAUT is one methodology in the broader field of Multi-Criteria Decision Making (MCDM) [12, 13].

The AHP is a direct competitor to MAUT as an efficient technique for rank ordering alternatives. MCDM also encompasses Multiobjective Mathematical Programming. This technique is used to tackle complex problems involving a large number of decision variables that are subject to constraints. Logical Decisions is a leading software product designed to facilitate MAUT and AHP studies [12]. The AHP (Saaty, 1986) is sometimes classified as a MAUT approach. It involves an importance-ratio assessment procedure and uses a hierarchy to establish preferences and orderings. A linear model is then derived and used to rank alternatives. Sensitivity analysis is possible by changing weights [12].

Golden Wasil and Levy (1989) also point out that the AHP has multiple criteria optimization applicabilities. An example of a bridge that can be built between MAUT and MCDM is given in Stam and Kuula (1991). In this paper, multicriteria optimization techniques are used as screening devices to produce small groups of solutions, and the AHP is used to determine which solution in the group is the most preferred at each iteration. [14]

To make a decision in an organized way to generate priorities need to decompose the decision into the following steps.

1. Define the problem and determine the kind of knowledge sought.

2. Structure the decision hierarchy from the top with the goal of the decision, then the objectives from a broad perspective, through the intermediate levels (criteria on which subsequent elements depend) to the lowest level (which usually is a set of the alternatives).

3. Construct a set of pairwise comparison matrices. Each element in an upper level is used to compare the elements in the level immediately below with respect to it.

4. Use the priorities obtained from the comparisons to weigh the priorities in the level immediately below. Do this for every element. Then for each element in the level below add its weighed values and obtain its overall or global priority.

Continue this process of weighing and adding until the final priorities of the alternatives in the bottom most level are obtained [15].

The table (see Tab. I) shows that the method of AHP is preferred in problems of multi-criteria quality assessment problems of complex objects. At the same time, the disadvantage of all methods is the lack of a mechanism combining the views of many experts in one, all methods have great subjectivity.

Tab. I. Analysis of the methods of multi-criteria quality assessment of complex objects

Characteristics	Methods			
	AHP	ELECTRE	TOPSIS	SAW
Accounting of multicriteria environment	+	+	+	+
Assessment of criteria	+	-	-	-
Assessment of expert opinion	+	-	-	-
Combining the different views of expert groups	-	-	-	-
Correspondence intuition	+	+	+	+
Decomposition of the problem	+	-	-	-
Subjectivity	+	+	+	+
Using of rating scale	+	+	+	+

IV. CONCLUSION

The above analysis clearly shows that to create a rational choice of specialist medical equipment (including MRI) is reasonable to use the method of Analytic Hierarchy Process

Currently from a mathematical point of view there is no ideal method which would address the issues on making multiple-criteria decision. Each of the analyzed method has its advantages and disadvantages. Moreover, none of the above methods does not allow for taking into consideration grades given by experts. These methods do not take account of the competence of experts for the selection of medical equipment, which later is used for health care.

ACKNOWLEDGEMENT

Research described in the paper was supported by the Grant Agency under grant IGA No NT/11532-5 of the Ministry of Health of the Czech Republic.

REFERENCES

1. **World Health Organization.** *The world health report: health systems financing: the path to universal coverage.* Geneva : World Health Organization, 2010. p. 128. ISBN: 978-92-4-156402-1.
2. **BCC Research.** *Medical Magnetic Resonance Imaging (MRI): Technologies and Global Markets. BCC Research: market forecasting.* [Online] August 2010. [Cited: 10 August 2011.] <http://www.bccresearch.com/about.php>.
3. **Voronin, Yu.** On the status of Medical Equipment

and Disbursement of Federal Budget and Off-budget funds Allocated to Production and Purchase Thereof. *Bulletins of the Accounts Chamber*. Annual, 2003, vol. 5, no. 65, pp. 186-203.

4. **Bliznakov, Z., Pappous, G., Bliznakova, K., Pallikarakis, N.** Integrated software system for improving medical equipment management. *Biomedical instrumentation & technology*. January 2003, vol. 37, no.1, pp. 25-33.

5. **Chien, C.-H.C., Hwang, B.-H., Lin, T.-R.; Wang, C.-Y.W., Chong, F.-C.** *Using web technique in the managing regulatory requirements of medical equipment for the nursing department*. New York : IEEE, 2006. Proceedings of the 28th IEEE. pp. 6773-6776.

6. **Brown, I., Wong, M.** *Managing Medical Technology in Australia's Health Care Systems - Planning, Prioritisation and Procurement*. New York : IEEE, 2006. pp. 5655-5658. ISBN: 1-4244-0033-3-06.

7. **Ginsburg, G.** *Human factors engineering: A tool for medical device evaluation in hospital procurement decision-making*, Orlando : Elsevier Science, June 2005, *Journal of Biomedical Informatics*, vol. 38, no. 5, pp. 213-219. ISSN 1532-0464.

8. **Hummel, J.M.** *Supporting medical technology development with the analytic hierarchy process*. Wageningen : Grafisch bedrijf Ponsen & Looijen bv, 2001. p. 199. ISBN: 90-367-1522-9.

9. **Ferreira Ramirez, E. F., Calil, S. J.** *IFMBE Proceedings*. [ed.] R. Magjarevic and J.H. Nagel. Berlin : Springer Berlin Heidelberg, 2007. Connectionist Model to Help the Evaluation of Medical Equipment Purchasing Proposals. vol. 14, pp. 3786-3789. ISBN 978-3-540-36839-7.

10. **Feldstein, J. and Brooks, E.** *Optimizing medical device buying. Value analysis models can help you improve decision-making process*. 5, Chicago, IL : American Hospital Pub., May 2010, *Materials management in health care*, vol. 19, no. 5, pp. 20-22. ISSN 1059-4531.

11. **Munjed, Ch.M.Ch.** The system of rational choice of medical equipment of emergency medical services. [PhD thesis]. St. Petersburg, Russia: s.n., 2008. p. 140.

12. **Laricev, O.I.** *Theory and Methods of Decision-Making, as well as Chronicle of Events in Fairyland*. 2-nd edition. Moscow: Logos, 2002. p. 392. ISBN: 5-94010-180-1.

13. **Linkov, I.; Satterstrom, F.K.; Kiker, G.; Seager, T.P.; Bridges, T.; Gardner, K.H.; Rogers, S.H.; Belluck, D.A.; Meyer, A.** *Multicriteria Decision Analysis: A Comprehensive Decision Approach for Management of Contaminated Sediments*. 1, Malden : Blackwell Publishers, February 2006, *Risk Analysis*, vol. 26, no.1, pp. 61-78. ISSN 0272-4332.

14. **Dyer, S.J.; Fishburn, P.C.; Steuer, R.E.; Wellenius, J.; Zionts, S.** *Multiple Criteria Decision Making, Multiattribute Utility Theory: The Next Ten Years*, s.l. : INFORMS, 1992, *Management Science*, vol.

38, no. 5, pp. 645-654.

15. **Saaty, T.L.** *Fundamentals of Decision Making and Priority Theory with the Analytic Hierarchy Process*. 2-nd edition. Pittsburgh : RWS Publications, 2000. p. 478. ISBN 0-9620317-6-3.

Universální Wi-Fi systém pro telemedicínské aplikace

Michal PRAUZEK¹, Martin STANKUŠ¹, Martin ČERNÝ¹

¹ Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství, Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 17. listopadu 15, 708 00 Ostrava-Poruba, Česká republika, michal.prauzek@vsb.cz, martin.stankus@vsb.cz, martin.cerny@vsb.cz

Abstrakt. Článek popisuje aplikaci bezdrátového modulu WISMC01BI firmy EZURIO na telemedicínské aplikace. Pro vývoj těchto aplikací byl navržen vývojový modul, který umožňuje návrh specifických programů pomocí počítače. Programování modulu probíhá pomocí jazyka UWScript, který je proprietárním řešením firmy EZURIO a zadává se z konzole pomocí AT příkazů. V článku je rovněž popsán způsob, jak testovat zabezpečení bezdrátového systému a odhalit špatně zvolené kódování a přístupové heslo.

Klíčová slova: Biotelemetrie, RS232 telemedicina, Wi-Fi, zabezpečení.

I. ÚVOD

Wi-Fi technologie je standard bezdrátového přenosu dat. Použití bezdrátových technologií je v dnešní medicíně velice široké. Existuje však mnoho přístrojů, které nejsou vybaveny bezdrátovým rozhraním, a bylo by vhodné tyto přístroje tímto rozhraním dovybavit.

Pro toto dovybavení byl vybrán bezdrátový Wi-Fi modul WISMC01BI vyráběný firmou EZURIO, který umožňuje bezdrátový přenos pomocí normy 802.11b/g.

II. BEZDRÁTOVÝ MODUL

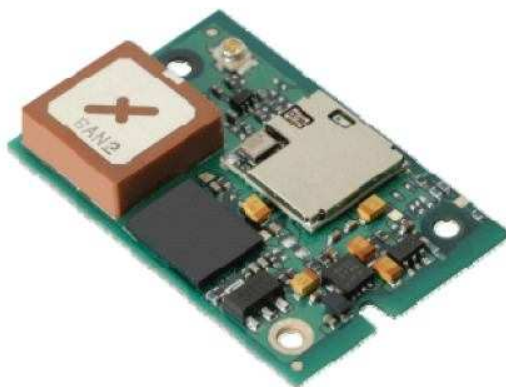
Bezdrátový modul WISMC01BI firmy EZURIO je integrované zařízení pro přenos dat pomocí pásma 2,4 GHz.

Modul používá procesor ARM7 s 16MB SRAM paměti a 64MB paměti FLASH. K vybavení patří 921,600bps UART, 12 GPIO pinů a dva 10 bitové A/D převodníky. Programování probíhá pomocí UWScriptu, což je proprietární jazyk fungující na principu AT příkazů zadávaných z konzole.

Připojení k zařízení je pomocí 40 pinového HIROSE konektoru. Napájení se provádí 5V stejnosměrným napětím, které je vnitřně stabilizováno na 3V. K modulu je možno připojit externí anténu pomocí UFL konektoru, interní keramická anténa má zisk 2dBi. Zařízení má proudový odběr ve standardním režimu 250mA a ve špičkách 550mA, proto není příliš vhodné k přenosným aplikacím, kdy může dojít k rychlému vyčerpání kapacity baterie.

Bezdrátové řešení podporuje standardní zabezpečovací

protokoly WEP 64/128bit, WPA-PSK, WPA2 Enterprise & Personal, IEEE 802.11i-PSK (AES-CCMP), TKIP Encryption, SSL2/SSL3/TLS1, což je velmi příznivé pro přenos citlivých medicínských dat. Bezdrátový modul je zobrazen na obrázku 1.



Obr. 1. Bezdrátový modul WISMC01BI

III. VÝVOJOVÝ BREAK-OUT BOX

Pro účely vývoje bezdrátových aplikací byl zkonstruován vývojový BREAK-OUT box. Tento kit umožňuje testování modulu a vývoj specifické aplikace pro konkrétní medicínskou aplikaci.

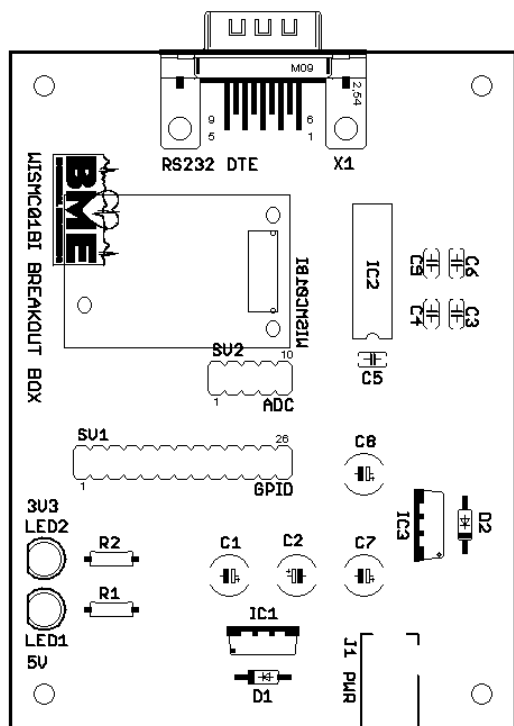
Modul se k vývojovému kitu připojuje pomocí rozhraní HIROSE, přes které je napájen. Připojení ke konfiguraci probíhá pomocí sériového rozhraní RS232, které je realizováno pomocí převodníku MAX3232. Tento integrovaný obvod převádí výstupní a vstupní 3V úroveň UART procesu ARM7 na standardní úroveň komunikace RS232 pomocí nábojové pumpy složené z kondenzátorů.

Analogově-digitální převodníky jsou vyvedeny na zvláštní konektor a lze je otestovat externě. Podobným způsobem je vyvedeno zbývajících 12 portů vstupně-výstupních bran procesoru.

Signalizace na desce slouží k ověření korektnosti napájecích obvodů modulu. K napájení jsou použity dva LDO stabilizátory. Pro základní napájení je použita úroveň

5V a pro napájení obvodu převodníku UART na rozhraní RS232 je použita úroveň 3,3V. Stabilizátory jsou doplněny o blokovací kondenzátory a diodu.

Připojení k počítači probíhá přes standardní konektor CANON DA-15. Napájení se přivádí externím adaptérem přes napájecí jack. Návrh BREAK-OUT boxu je zobrazen na obrázku 2.



Obr. 2. Vývojový BREAK-OUT box

IV. VÝVOJ APLIKACÍ

Vývoj aplikací se provádí v jazyku UWScript. V tomto jazyku je možno sestavovat jednotlivé skripty a nahrávat je do vnitřní paměti zařízení.

Jazyk nepoužívá speciální programovací rozhraní, ale zadává se přímo z konzole pomocí AT příkazů. Jazyk umí komunikovat se všemi periferiemi bezdrátového modulu. Lze nastavit mód a připojení bezdrátového modulu, dále ovládat jednotlivé GPIO piny a číst z vestavěných analogově-digitálních převodníků.

Přes programovací jazyk je možno také aktivovat vestavěný webový server, kde je možno zobrazovat vnitřní stav zařízení.

Vývoj aplikace probíhá na vývojovém BREAK-OUT boxu, kde se navržená aplikace nahraje do zařízení

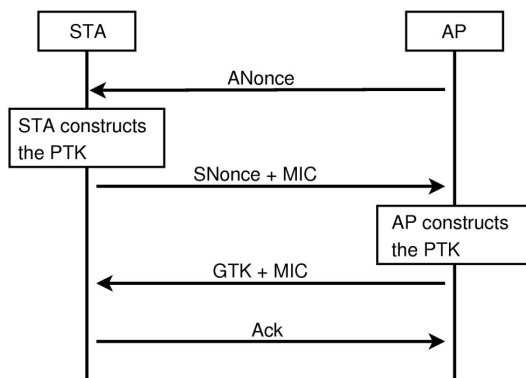
a teprve poté je naprogramovaný modul připraven pro řádnou aplikaci.

V. TESTOVÁNÍ BEZPEČNOSTI

K navrženému hardwarovému řešení byly navrženy procedury pro otestování bezpečnosti nastavení bezdrátové části zařízení. Je možné v principu testovat dva druhy zabezpečení, a to zabezpečení typu WEP a protokol WPA respektive WPA2.

Testování bezpečnosti má přispět k lepšímu zabezpečení přenosu medicínských dat ze zařízení vybaveného tímto systémem.

K návrhu testovacího systému byla využita linuxová distribuce BACKTRACK, která primárně slouží k testování bezpečnosti všech síťových prvků.



Obr. 3. WPA2 Handshake

Protokol WEP je velmi zastaralý způsob zabezpečení, testovací procedura slouží pouze k demonstraci času, který je nutný k prolomení nastaveného hesla.

Navržené testování protokolu WPA a WPA2 je možno provádět dvěma způsoby, to je napadání protokolu hrubou silou a slovníkovým útokem.

Obě testování mají stejnou první fázi, a to je monitorování stavu bezdrátové sítě a odpojení připojeného klienta pomocí přednastaveného skriptu. Po tomto odpojení je detekován handshake, což jsou šifrované informace obsahující bezpečnostní heslo bezdrátové části zařízení.

Zbývající část testování probíhá již v režimu offline pomocí hrubé síly nebo vygenerovaného slovníkového útoku.

Testování hrubou silou se používá k detekci krátkých hesel do šesti znaků, kdy jsou generována hesla podle dané posloupnosti a testována pomocí šifrování MD5.

Slovníkový útok probíhá pomocí připraveného slovníku hesel, která jsou opět šifrována protokolem MD5. Připraveno je několik druhů slovníků. Prvním slovníkem je seznam nejzákladnějších univerzálních hesel, která jsou zpravidla nastavována amatéry v zabezpečení sítě. Dalšími slovníky jsou již vybraná hesla z jednotlivých jazyků.

K základnímu testování se používá anglický jazyk, český jazyk, slovník univerzálních slov a rozsáhlá databáze jmen.

Když dojde ke shodě handshake a šifrovaného hesla protokolem MD5, je bezpečnostní heslo odhaleno. Tento způsob testování má odhalit slabě zabezpečené systémy přenosu medicínských dat nebo dat obecně. V zásadě odhaluje krátká hesla, nebo hesla, která jsou zvolena na základě reálných slovních spojení, popřípadě jejich kombinací.

Z tohoto testování vyplývá jednoznačné bezpečnostní doporučení pro nastavování zařízení. Jednoznačně je nutné používat protokol WPA, respektive jeho modernější variantu WPA2 s bezpečným heslem. Za bezpečné heslo lze považovat takové heslo, které obsahuje minimálně 8 znaků, jeho základ netvoří žádné slovo z libovolného jazyka, obsahuje jak malá, tak velká písmena. Bezpečnost hesla lze rapidně zvýšit vložením různých číslic, popřípadě použitím několika speciálních znaků.

I takto bezpečné heslo lze zjistit testováním hrubou silou. Čas k odhalení takového hesla je s běžnými výpočetními prostředky otázkou let, s nadstandardními výpočetními prostředky lze toto zkrátit na měsíce. Čas zjištění hesla se samozřejmě rapidně prodlužuje s počtem míst použitého bezpečnostního hesla.

VI. ZÁVĚR

V tomto článku byl představen bezdrátový modul WISMC01BI firmy EZURIO, který lze použít pro rozšíření medicínských zařízení o přenos dat přes protokol Wi-Fi.

Pro tento modul byl navrhnut vývojový kit BREAKOUT BOX, který umožňuje návrh specializované aplikace pro konkrétní zařízení. Programování probíhá pomocí jazyku UWScript, který se zadává AT příkazy z konzole.

V závěrečné fázi byly navrženy procedury k otestování nastaveného zabezpečení pomocí vhodného protokolu a hesla. Tyto procedury dovedou v první fázi odhalit špatně zvolený protokol zabezpečení a v druhé fázi odhalit slabě zvolené heslo. Článek obsahuje i bezpečnostní doporučení k volbě hesla, jeho složení a délku znaků bezpečnostního slova.

PODĚKOVÁNÍ

Práce byla podpořena projektem FRVŠ kategorie F3 s číslem 1504/2011 realizovaným na Vysoké škole báňské – Technické univerzitě Ostrava.

Dále byla práce podpořena projekty: TACR TA01010632, SCADA systém pro řízení a monitorování procesů v reálném čase, [IM0567 CAK] Centrum Aplikované Kybernetiky a interním grantovým projektem Biomedicínské inženýrské systémy VII.

REFERENCE

- [1] CERNÝ, M.: Movement Monitoring in the HomeCare System . In IFMBE proceedings. Ed. Dossel-Schleger, Berlin:Springer, 2009, issue. 25, ISBN 978-3-642-03897-6; ISSN 1680-07
- [2] ADAMEC, O., ECG Recording with Zigbee Technology, WOFEX'09, Ostrava 2009, page 158-160, ISBN: 978-80-248-2028-6
- [3] AUGUSTYNEK, M., PETEREK, T., The System for Measuring of Actimetry with ECG, WOFEX'09, Ostrava 2009, page 161-164, ISBN: 978-80-248-2028-6
- [4] ČERNÝ, M., PENHAKER, M.: Biotelemetry, Ostrava: 2007. ISBN 978-80-248-1605-0
- [5] ČERNÝ, M.: Telemetrické měření vybraných biologických signálů, Thesis, Ostrava: 2005
- [6] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFEMBACH, P: Lékařské diagnostické přístroje učební texty, Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-3
- [7] SPIŠÁK, J., IMRAMOVSKÝ, M., PENHAKER, M.: Snímače a senzory v biomedicině, Ostrava: 2007. ISBN 978-80-248-1607-4

Visual Stimulation System for Posturography Research

Jozef PÚČIK¹, Marián ŠALING², Oldřich ONDRÁČEK¹, Stanislav LOVÁS, Elena COCHEROVÁ¹

¹ Institute of Electronics and Photonics, Slovak University of Technology in Bratislava, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovak Republic, jozef.pucik@stuba.sk

² II Neurologická klinika LF UK, UNB Kramáre, Nemocnica akad. L. Déřera, Limbová 5, 833 05 Bratislava, marian.saling@kr.unb.sk

Abstract. Maintenance of upright standing, provided by postural control mechanism, is a complex process that includes vestibular, proprioceptive and visual sensory systems. This paper describes an experimental setup for studying effects of the visual sensory input. Core of the system is the force platform measuring the centre of pressure (COP) and PC-based data acquisition and moving scene projection. Composition of visual stimuli inducing sway in anterior-posterior and medial-lateral directions is described. Postural responses measured during different kinds of stimuli are presented and analyzed in time domain. Stabilograms, COP velocity and line integral parameters show evidence that visual stimuli cause COP deviations and are accompanied by increased effort to maintain balance.

Keywords. Posturography, postural control, force platform, visual stimulation, virtual reality.

I. INTRODUCTION

Human body in upright standing can be likening to an inverted pendulum: the centre of mass of the body is located above the anchor point represented by the ankle joints. The inverted pendulum is, by its nature, at boundary of stability in the equilibrium point. Maintenance of upright standing must be ensured by an ingenious control mechanism. Postural control is thus a complex process, that includes vestibular, proprioceptive and visual sensory systems. All of these sensory inputs are „integrated“ in the central nervous system to provide a control signal continually correcting action of the mechanical effectors. If some of the sensory components are weakened, affected by disease, injury or aging, or if the central controller does not give appropriate response, a person can fall. Falls can significantly affect quality of life, especially in elderly peoples.

Balance is clinically assessed by posturography [1], [2]. The most commonly available posturographic apparatus is a static posturographic force platform. The force platform measures coordinates of the centre of pressure (COP), that is related to the centre of mass (COM), a quantity actually affecting stability, projected on the ground plane. Changing experimental conditions, effects of individual sensory cues can be studied. Among sensory branches of the postural control feedback system mentioned above, we will concentrate on visual cues. The simplest way to document

importance of vision in the postural control is comparison of posturographic parameters measured when eyes are open and closed. More valuable information can be obtained by means of studying postural responses to specifically designed visual stimuli.

Researchers use various technologies to elicit a visual stimulus, such as analog mechano-optical systems, mechanically controlled motion patterns [3], or apparatuses based on digital technology, such as virtual reality environments [4], [5], with images projected on screens, HMD (head mounted displays) or expensive special purpose projection systems, such as those known under recursive acronyms CAVE, NAVE, BNAVE. Our experimental system exploits, except the force platform, only general purpose, commercially available components, comprising of single PC with dual graphic output, projector and rear projection screen.

Next sections briefly describe main components of the system, visual stimuli composition and evaluated parameters. Finally, measurement results are presented.

II. METHODS

The measuring system is PC-based, where PC provides the graphic user interface for measurement control, communicates with DAQ hardware, controls presentation of sequences of visual stimuli and provides videosequence for projector (Fig. 1). Visual stimuli were created by moving the virtual camera over the static scene defined in VRML

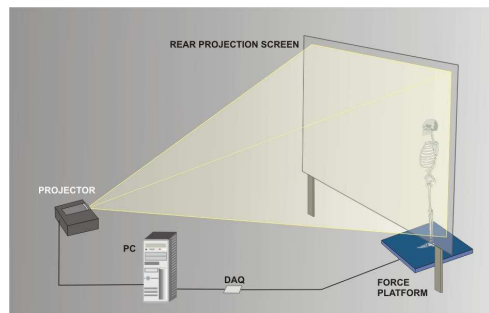


Fig. 1. Components of the proposed measurement system

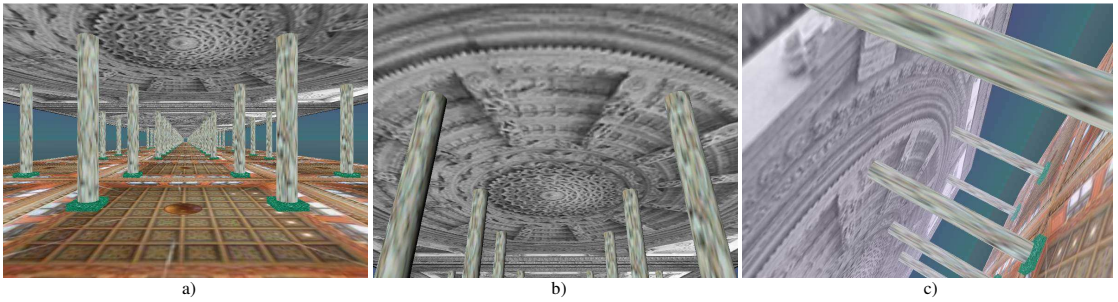


Fig. 2. Design of visual stimuli: a) insight into scene, b) effect of camera elevation in AP scene, c) ML scene snapshot corresponding to angle $\varphi = 60^\circ$

format (Virtual Reality Modeling Language). Measured stabilograms were processed to extract selected stabilometric parameters.

A. Measurement system components

The measurement system is constituted by force platform, data acquisition card, PC, projector and back projection screen. A force platform is a rigid platform supported in 3 or 4 points in which load cells are located that produce signals used for calculation of COP coordinates. The force platform used in our system was developed by Institute of Normal and Pathological Physiology, Slovak Academy of Sciences, and produces two analog signals proportional to deviations of COP in medial-lateral (ML, x) and anterior-posterior (AP, y) directions. Signals are digitized at sampling rate 100 Hz by means of NI USB-6008, 12-bit data acquisition device. Whole measurement is controlled from Matlab environment, by means of the program that displays graphic user interface on primary monitor. The secondary monitor is used for playing videostimulus, projected on the translucent screen. The projector is standard DLP type, with refresh rate at least 60 Hz for smooth playing fast moving scenes at 60 fps, with native resolution 1024×768 points and throw ratio 1.8. Measured subjects were standing close to the projection screen (at a distance of about 50 cm) to maximize field of view, because peripheral vision plays an important role in postural control [6].

B. Scene composition and animation

Visual scenes used for moving stimuli were composed from 3D objects defined in VRML format (VRML97 standard), displayed by means of Virtual Reality Toolbox (Matlab). The scene consists of floor and ceil separated by 6.1 m distance, pillars placed at regular distance 6 m. Objects are filled by color textures. Insight into the scene is shown in Fig. 2a).

Moving scenes were created by translational and rotational movement of camera over static scene described above. Camera position, look direction and orientation are defined by three vectors in Virtual Reality Toolbox notation. VRML uses Cartesian coordinate system, where Z-axis comes out of screen, X-axis is horizontal and Y-axis is vertical; standard spatial unit in VRML is meter. The

three vectors are: *CameraPosition* \mathbf{c}_{pos} (specifies the position of point from which the scene is viewed), *CameraDirection* \mathbf{c}_{dir} (pan and tilt the camera) and *CameraUpVector* \mathbf{c}_{up} (roll the camera, this vector projected on the imaging plane corresponds to vertical direction oriented up).

Two types of movement scene were considered for our experiments, that are expected to induce body sway in anterior-posterior direction (AP scene) and medial-lateral direction (ML scene). Special attention was given, in contrast to other research work in the topic of this paper, to avoid possibility of fixation, i.e. no stationary point can be found in visible area of the moving scene. Therefore, simple translation and roll of the camera in the scene does not meet this requirement and proper camera direction adjustment must be involved.

AP scene stimulus was created by linear motion of the elevated camera along Z-axis direction at constant velocity v_z [m/s] of the camera in the virtual scene

$$\mathbf{c}_{pos}(t) = [x_0, y_0, z_0 \pm v_z t] \quad (1)$$

It can be found by projective geometry and pinhole camera model, that vertical component of the velocity in central part of the projection screen v_{y0} [m/s] is

$$v_{y0} = \frac{v_z}{d} \sin(\alpha)^2 \frac{3}{4} W_{screen} \frac{1}{2 \tan(FOV_v / 2)} \quad (2)$$

where d is vertical distance of the camera from ceiling, W_{screen} is screen width, 3:4 is image height-to-width ratio, FOV_v [rad] denotes vertical field of view angle, α is camera elevation angle specified indirectly by *CameraDirection* vector

$$\mathbf{c}_{dir} = [0, \tan(\alpha), -1] \quad (3)$$

ML scene requires concurrent manipulation of *CameraDirection* as well as *CameraUpVector* to keep stationary point out of visible area:

$$\mathbf{c}_{dir}(t) = [\tan(\alpha) \sin(\varphi), \tan(\alpha) \cos(\varphi), -1] \quad (4)$$

$$\mathbf{c}_{up}(t) = [\sin(\varphi), \cos(\varphi), 0] \quad (5)$$

$$\varphi = \pm \omega t \quad (6)$$

where ω denotes angular velocity [rad/s] of scene rotation.

Linear velocity in central point of screen is

$$v_{x0} = \omega \sin(\alpha) \frac{3}{4} W_{screen} \frac{1}{2 \tan(FOV_v / 2)} \quad (7)$$

Effects of camera manipulations described above on camera image can be seen in Fig. 2b), c).

C. Evaluated parameters

Beside visual inspection of stabilograms (i.e. COP coordinate signals), effect of visual stimulation on postural changes can be documented and quantified by means of parameters derived from stabilometric data. Whereas stabilogram waveforms are useful for body sway evaluation, absolute values of velocities characterize effort to maintain stability. Sway velocities can be evaluated separately for ML and AP directions:

$$v_x[n] = \frac{1}{T} |x[n] - x[n-1]| \quad [\text{mm/s}] \quad (8)$$

$$v_y[n] = \frac{1}{T} |y[n] - y[n-1]| \quad [\text{mm/s}] \quad (9)$$

where T denotes sampling period, $x[n]$ and $y[n]$ are ML and AP components of stabilograms, respectively. Velocity components can be combined into vector magnitude velocity, that, integrated over a specified time period, yields so called line integral stabilometric parameter. The line integral (LI [mm]) express length of COP trajectory excursed during the specified time period, consisting of N samples of the stabilogram

$$LI = \sum_{n=1}^{N-1} \sqrt{(x[n] - x[n-1])^2 + (y[n] - y[n-1])^2} \quad (10)$$

III. RESULTS AND DISCUSSION

Postural responses to the designed stimuli were measured in groups of healthy persons and patients. In this paper we will present only results for healthy persons, because patients group is of limited size and may require further partitioning into subgroups due to heterogeneity of diseases. Each of participant undergone a measurement protocol, that consists of presentation 4 scenes (AP forward and backward direction, ML left and right direction). Direction of movement was controlled by sign in equations (1) and (6).

For AP scene, values used for its design in virtual world were $v_z = 10$ m/s, $d = 5.1$ m, elevation angle 31° , $FOV_v = 45^\circ$, that yields central velocity 0.89 m/s on 1.9 m-wide projection screen. Velocity increases linearly with respect to x (horizontal) and quadratically with respect to y (vertical) coordinate of the projection screen, giving average vertical velocity component 1.04 m/s and average vector magnitude velocity 1.14 m/s. In the case of ML scenes we used angular velocity $72^\circ/\text{s}$ that produces velocity 1.11 m/s measured at central area of the screen.

Each measurement scene was presented 5 times, with randomly changed direction of movement to suppress

subject adaptation to the scene. A single measurement starts with 10 s prestimulus period (static scene), continued with 10 s stimulation (moving scene) and 30 s poststimulation period (static scene). Individual responses or parameters extracted from responses corresponding to particular scene type and orientation were averaged. Baseline of each measured stabilogram was corrected by subtraction the time-averaged value computed from prestimulus period.

General behavior of postural responses can be observed in Figs. 3, 4, where averaged responses for 7 subjects are presented. Stimulation period is highlighted by gray filled areas. Backward scene refers to patterns moving outwards screen (towards subject), scene forms contracting pattern, and vice versa in the case of forward scene. Positive deflections in x and y component of a stabilogram correspond to subject deviation in right and forward direction, respectively. We can see that a subject tends to deviate in the same direction as direction of scene movement. It is interesting to note initial positive deflection of the stabilograms both for forward and backward moving scenes. Such phenomenon was observed also in [3] and needs further explanation.

The velocity waveforms (7 subjects average) shown in Figs 5, 6 demonstrate increased effort to maintain stable stance during stimulation. Velocities computed according to (8), (9) were processed by applying rectangular moving average window of 1 s duration in order to suppress large random variations observed in instantaneous velocities.

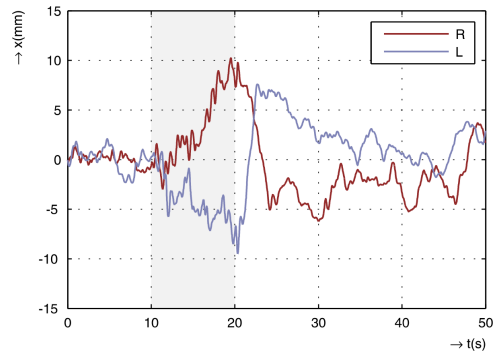


Fig. 3. Averaged stabilograms for ML (R-right, L-left) scenes

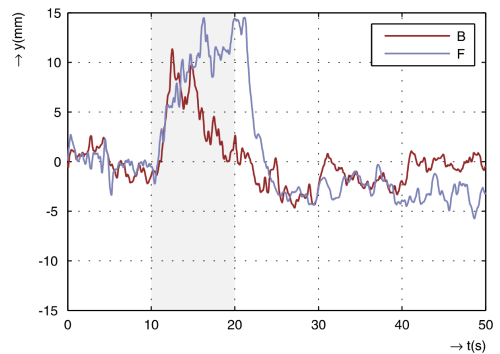


Fig. 4. Averaged stabilograms for AP (B-backward, F-forward) scenes

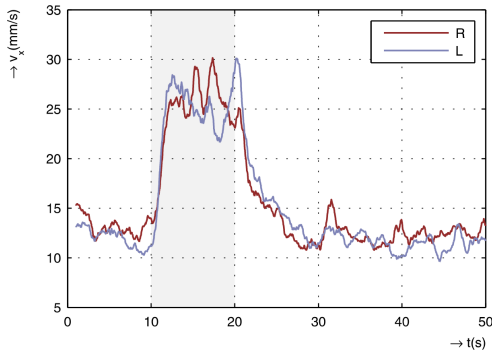


Fig. 5. Averaged and time-smoothed velocity for ML (R-right, L-left) scenes

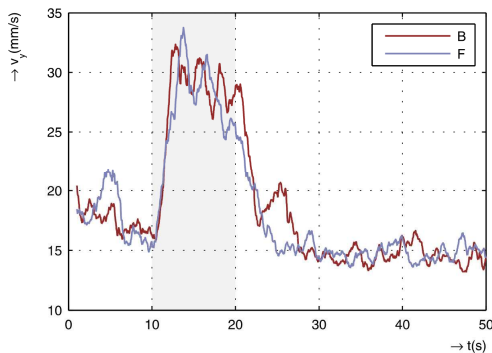


Fig. 6. Averaged and time-smoothed velocity for AP (B-backward, F-forward) scenes

Increased effort during stimulus can be justified also quantitatively by means of line integral parameter (10). Results are summarized in Tab. I. LI evaluated during stimulation period is significantly increased when compared to prestimulus values. Paired t-test [7] was used to evaluate LI change due to stimulation.

Tab. I. Effect of visual stimulation on line integral parameter

Scene	LI_0 [mm]	LI_1 [mm]	LI_d [mm]	P -value
B	247	373	127	8.5×10^{-4}
F	250	367	117	2.0×10^{-3}
L	232	397	165	2.4×10^{-3}
R	261	416	155	5.6×10^{-4}

LI_0 – prestimulus line integral, group average; LI_1 – in-stimulus line integral, group average; LI_d – difference $LI_1 - LI_0$; P -value evaluated by means of two-tailed paired t-test

IV. CONCLUSION

In this work we have presented measurement system for stabilometric research designed to measure postural responses to visual stimuli. Presented measurements document that developed system and designed visual stimuli are effective in inducing postural responses and allow their quantification in terms of posturographic parameters. In

generally, a person tends to deviate in the same direction as is the direction of scene movement, i.e. postural response tends to reduce retinal optic flow. In addition, maintenance of balance during stimulation requires increased effort than in stationary scene condition.

Results can give insight into control mechanism involved in maintaining human body balance, that is of active clinical importance with regard to assessing the risk of falls. Preliminary results on limited patient group suggest stronger responses to visual stimulus when compared to healthy persons.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the Ministry of Health of the Slovak Republic under the grant MZ 2007/67-FNsPBA-05 “Influence of cognitive dysfunction on postural instability” and by the Ministry of Education of Slovak Republic under the grants VEGA No. 1/0055/10 and KEGA No. 3/7411/09.

REFERENCES

- [1] DUARTE, M., FREITAS, S.M.S.F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010, vol. 14, no. 3, p. 183–192
- [2] LOVÁS, S., ONDRÁČEK, O., ŠALING, M., ŠURDA, J. Porovnanie normálnych a patologických stabilometrických parametrov. In: Proceedings of the 8th Czech-Slovak Conference Trends in Biomedical Engineering. Bratislava, 16.-18.9.2009, p. 200-202
- [3] ADAMCOVA, N., HLAVACKA, F. Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene. *Gait & Posture*, 2007, vol. 25, p. 99–105
- [4] TOSSAVAINEN, T., JUHOLA, M., PYYKKÖ, I., AALTO, H., TOPPILA, E. Development of virtual reality stimuli for force platform posturography. *International Journal of Medical Informatics*, 2003, vol. 70, p. 277–283
- [5] TOSSAVAINEN, T., TOPPILA, E., PYYKKÖ, I., FORSMAN, P.M., JUHOLA, M., STARCK, J. Virtual Reality in Posturography. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2006, vol. 10, no. 2, p. 282-292
- [6] STREEPEY, J.W., KENYON, R.V., KESHNER, E. A. Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance. *Gait & Posture*, 2007, vol. 25, p. 49–55
- [7] KOZLÍKOVÁ, K., MARTINKA, J. *Základy spracovania biomedicínskych meraní II*. Asklepios Bratislava, 2009, ISBN 978–80–7167–137–4

Využití formantů k diagnostikování vývojové dysfázie u dětí

Pavel GRILL¹, Jana TUČKOVÁ¹

¹Dept. of Circuit Theory, Czech Technical University, Faculty of Electrical Engineering, Technická 2, 166 27 Praha, Czech Republic, grillpavel@seznam.cz, tuckova@fel.cvut.cz

Abstract. Tento článek pojednává o určitém směru ve výzkumu dětí s neurologickou poruchou zvanou vývojová dysfázie. Toto onemocnění se snažíme klasifikovat z řečového signálu, kde využíváme pro jeho zpracování dvou odlišných přístupů. Jednak jsou to klasické metody zpracování řeči a dále jsou použity metody založené na principech umělých neuronových sítí. Na tomto projektu spolupracuje Laboratoř aplikací umělých neuronových sítí (LANNA) z Katedry teorie obvodů Fakulty elektrotechnické Českého vysokého učení technického v Praze a Dětská neurologická klinika v Motole. K popisu řeči těchto dětí a k jejich klasifikaci byla záměrně vybrána formantová analýza, a to především z důvodu jejich fyziologické povahy.

Keywords. Formanty, vývojová dysfázie, KSOM.

I. ÚVOD

V současnosti se stáváme svědky mohutného technologického rozvoje ve zpracování lidské řeči výpočetní technikou. Hlasem jsme schopni ovládat různá zařízení a pomocí nich provádět jednotlivé úkony. Vždy se ale nejedná jen o jednoduché aplikace. Je možné např. převádět mluvenou řeč přímo na text nebo identifikovat daného mluvčího. Zároveň s tím existují i systémy fungující opačně, kdy se hlas nezaznamenává, ale vytváří se uměle. Tyto tzv. Text-to-Speech (TTS) systémy jsou založeny stále z větší části na zpracování gramatických pravidel, ale objevují se, v zahraničí i u nás, systémy nebo jejich části, které využívají nějakou formu trénování. Poznatky, které byly nashromážděny během vývoje těchto systémů, jsme se na našem pracovišti rozhodli využít k tvorbě aplikace, která by byla nápomocna při léčbě některých neurologických poruch dětí. Především se jedná o taková onemocnění, kdy dochází k ovlivnění tvorby a porozumění řeči. Hlavní myšlenka je, že díky přímému vlivu na tvorbu řeči je možnost nemoc nejen určit, ale i klasifikovat různá její stádia a pokroky v léčbě. Aplikace znalostí ze zpracování řeči je jedním z faktorů, které se na diagnóze a léčení podílejí.

II. ZPRACOVÁNÍ DAT

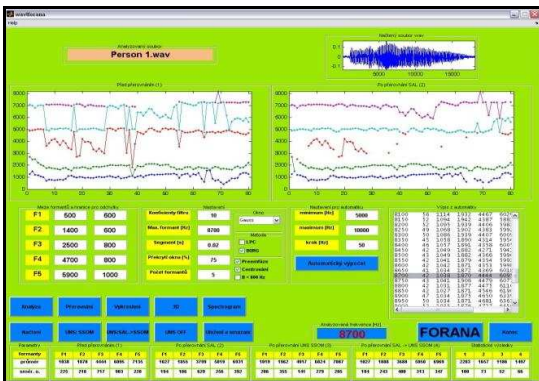
A. Tvorba databáze

Pořízení zvukových nahrávek a tvorba řečové databáze je vstupem pro každý výzkum zabývající se zpracováním řeči. Pro účely současného výzkumu je zapotřebí vytvořit databázi novou, která se opírá o základy předchozí databáze, ale je modifikována pro nynější potřeby. Významnou změnou je, že nová databáze obsahuje promluvy dětí s různými stupni onemocnění (lehké, střední a těžké) oproti minulosti. Databáze obsahuje různé typy promluv, které byly vytvořeny logopedy a klinickými psychology na základě uznávaných testů a vlastních zkušeností s danou problematikou a zahrnují v sobě celé spektrum slov i slovních spojení. Pořizování nahrávek probíhá v logopedické ordinaci, která není izolována od okolního světa a proto je v nahrávkách obsažen i okolní šum a ruch. Logoped předčítá určitý text a děti tento text opakují. Promluvy jsou nahrávány pomocí klopového mikrofonu do notebooku iBook G4 zn. Apple za použití softwaru ProTools LE. Zvukové nahrávky jsou ukládány ve standardizovaném formátu wav. Vzorkovací frekvence je nastavena na 44.1 kHz, rozlišení na 16bitů a nahrávky jsou v režimu mono. Pro jejich další zpracování se používá profesionální program CoolEdit 2000 a vlastní programy vytvořené v programovém prostředí MATLAB. Jedním z nich je program LABELOVÁNÍ, který je určen pro přesný popis hlásek v promluvě. Děti opakují text s mnoha chybami, což je na jedné straně pozitivní pro náš výzkum, ale na straně druhé není možné se současnými technickými prostředky vytvářet databázi automaticky. Celý proces této tvorby se proto provádí ručně a je velice pracný a zdoluhavý.

B. Analýza formantů

Pro výzkum v oblasti zpracování řečového signálu nemocných dětí, které trpí vývojovou dysfázií, se snažíme preferovat popis řečového signálu pomocí formantové analýzy. Je to z toho důvodu, že formanty mají fyziologickou podstatu vzniku (formanty charakterizují vyskyt akustické energie v řečovém spektru) a jejich tvorbu

lze dát do souvislosti s činností mozku a pohybem artikulačního ústrojí. K extrakci formantů byl vyvinut program FORANA [1] (Obr.1), který byl kompletně vytvořen v programovém prostředí MATLAB. K vývoji programu (program byl vytvořen v rámci činnosti laboratoře LANNA) nás vedla především nutnost správné formantové analýzy. Původně se extrakce formantových kmitočtů z řečového signálu zajišťovala pomocí programu PRAAT. Tento program byl vytvořen Paulem Boersmanem a Davidem Weeninkem z katedry fonetiky na amsterdamské univerzitě a je uznáván a používán fonetiky na celém světě. Jelikož se ale při analýze objevují chyby v klasifikaci formantů, nebylo možné považovat výsledky získané programem PRAAT [2] za relevantní a bylo přistoupeno k vývoji programu, který by formanty klasifikoval s minimálními chybami. Dalším atributem, který byl podmínkou při vzniku FORANY, je zautomatizování celého procesu extrakce formantů z řečového signálu.



Obr. 1 Programové prostředí FORANA.

C. Správná klasifikace formantů

Pro správnou klasifikaci formantových kmitočtů je nutné nejprve vyřešit problémy, které vznikají při jejich analýze. Zejména je zapotřebí určit optimální frekvenci formantové analýzy pro každou hlásku. Velkým problémem formantové analýzy je frekvenční závislost formantů. Pro každou samohlásku je zapotřebí zvolit jinou frekvenci, na které se bude provádět analýza. Tato skutečnost vychází z fyziologických základů tvorby hlasu. Není-li frekvence analýzy samohlásky zvolena optimálně, dochází často k chybné klasifikaci formantů a nastávají především dva problémy, a to, že zadané formanty nejsou spočítány všechny, i když se v signálu nacházejí, a že jsou nahrazeny jiným formantem.

I když je nalezena vhodná frekvence formantové analýzy, nezaručí to vždy správnou klasifikaci formantů. O správnou klasifikaci formantových kmitočtů se starají dva procesy, které se vzájemně doplňují. Nejprve je použit vnitřní přerozváděcí algoritmus (SAL), který je do

FORANY zaimplementován. Ten pro svoji základní funkci využívá dvou podmínek. V první podmínce se definuje frekvenční pásmo (1), ve kterém se mohou formanty nacházet, a ve druhé (2) je zase vymezen vztah mezi formanty ze segmentů řečového signálu, které spolu sousedí.

$$F_i > F_{ai} \wedge F_i < F_{bi} \quad (1)$$

kde F_i je i -tý formant, F_{ai} je a -tá minimální frekvence pro i -tý formant a F_{bi} je b -tá maximální frekvence pro i -tý formant.

$$|F_{in} - F_{in+1}| < X_a \quad (1)$$

kde F_i je i -tý formant v n -tém segmentu řečového signálu a X_a je a -tá maximální hodnota rozdílu mezi dvěma i -tými formanty sousedících segmentů.

Pro výslednou klasifikaci formantových kmitočtů je použita umělá neuronová síť Kohonenova typu [3], ve které byla provedena určitá modifikace SOMu. Bylo provedeno jiné počáteční nastavení vah, než je tomu v běžném případě. Obvykle jsou váhy nastaveny na malé náhodné veličiny, ale v tomto případě byly váhy přenastaveny na průměrné hodnoty vypočítaných formantů. Tento způsob modifikace SOMu velmi znatelně ovlivnil průběh učení a konečnou klasifikaci formantů. Takto přerovnané formanty již nevybočují ze svých pásem, a proto se dají považovat za správně klasifikované až na několik málo výjimek, které již ale neovlivňují námi požadovanou průměrnou hodnotu.

D. Vokální trojúhelník

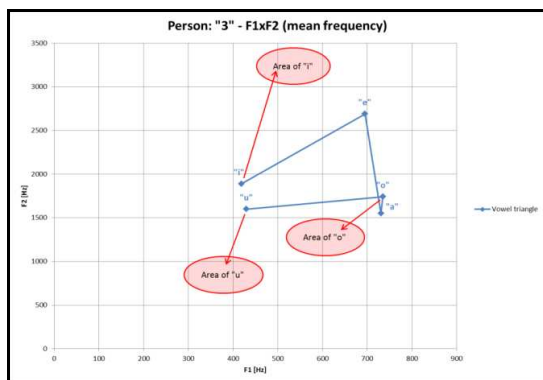
Proměny základního tónu a formantů ovlivňují vnímání hlasu. Vokální trojúhelník [4] popisuje vztah mezi prvním a druhým formantem. Ten nám jednotlivé samohlásky dělí do tří tříd v závislosti na poloze těchto formantů. Změnám prvního formantu (F_1) odpovídají změny ve vertikálním pohybu jazyka, změnám druhého formantu (F_2) odpovídají změny v horizontálním pohybu jazyka a třetí formant (F_3) je ovlivňován změnami v dutině nosní. (Tab. 1).

		Vowel triangle			
		Horizontal position of palate			
Vertical position of palate		front	central	back	
	high	i, i		u, ú	
	mid		e, é	o, ó	
	low		a, á		
Class		second	first	third	

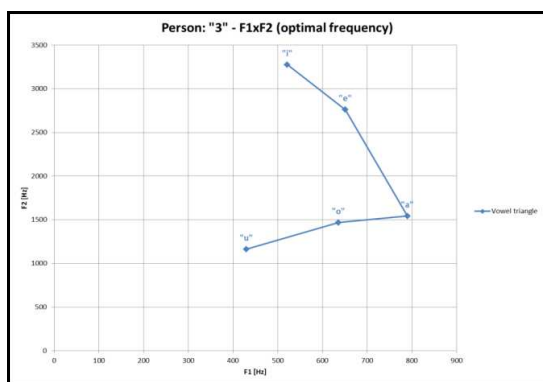
Tab. 1 Vokální trojúhelník.

Vokální trojúhelník lze použít také pro kontrolu správnosti výpočtu a klasifikace [5] formantových kmitočtů. Na Obr. 2 je ukázána závislost formantů F_1 a F_2 (jejichž správné rozložení tvoří vokální trojúhelník), které jsme získali pro frekvenci stejnou pro všechny

analyzované hlásky. V tomto prípade nedojde k vytvoreniu vokalickeho trojuholníka. Na Obr. 3 je zobrazen vokalicke trojuholník pro prípad, kdy byly všechny hlásky analyzované na své optimální frekvenci a je zde názorné vidět, že dojde k jeho vytvoreniu.



Obr. 2. Vokalicke trojuholník pro neoptimalizované frekvence každé hlásky.

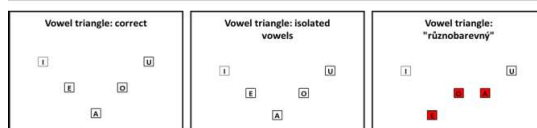
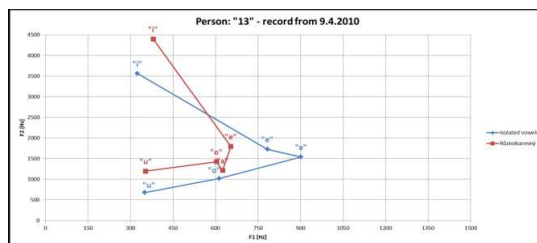


Obr. 3. Vokalicke trojuholník pro optimalizované frekvence každé hlásky.

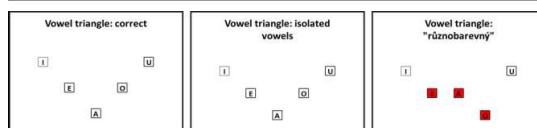
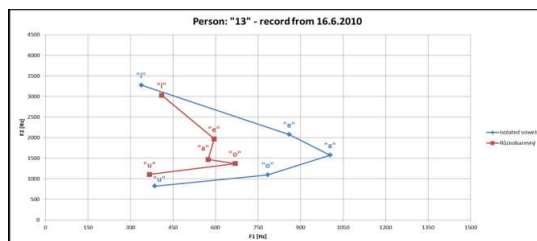
III. VOKALICKÝ SYSTÉM U DEŤÍ S VÝVOJOVOU DYSFÁZÍI

Produkce a porozumení řeči má svůj původ v mozku, konkrétně v jeho některých oblastech. Vývojová dysfázie je charakterizovaná jako neurologická porucha, proto je vhodné použít k výzkumu takto nemocných dětí formantovou analýzu, která se opírá o fyziologické základy tvorby řeči. Předpokládá se, že u těchto dětí dochází při mluvení k posunu frekvenčního spektra řeči oproti zdravým dětem. Původní představa byla, že k tomu dochází při jakémkoliv promluvě. První experimenty, které byly prováděny pouze s izolovanými samohláskami, tento předpoklad ale nepotvrdily. I při běžném poslechu zde není rozdíl mezi dětmi zdravými a nemocnými. Pokud se do experimentů zahrnou ale složitější promluvy, ze kterých je zapotřebí samohlásky extrahovat, tak získané výsledky již odpovídají původnímu předpokladu. Toto je zřejmé na následujících grafech (Obr. 4 a Obr. 5). Zde jsou zobrazeny

dva vokalicke trojuholníky pro jednoho mluvčího, který má diagnostikovanou vývojovou dysfázií. Tyto nahrávky byly pořízeny s přibližným dvouměsíčním odstupem. Modře je zobrazen vokalicke trojuholník pro izolované hlásky a červeně pro samohlásky ze slova „různobarevný“. Toto slovo obsahuje všechny samohlásky a je proto možné je vzájemně porovnat. U izolovaných samohlásek dojde k vytvoreniu vokalickeho trojuholníka na rozdíl od samohlásek obsažených v promluvě. Z této ukázky vyplývá jistá souvislost mezi složitostí typu promluvy a posunem frekvenčního spektra hlásek u dětí s vývojovou dysfázií. Toto je možné potvrdit i poslechem nahrávek.



Obr. 4. Porovnání vokalickeho trojuholníku z nahrávky č. 1.



Obr. 5. Porovnání vokalickeho trojuholníku z nahrávky č. 2.

Tyto grafy dále obsahují tři vokalicke trojuholníky, které slouží ke kontrole získaných výsledků. V prvním je vidět, jak by vokalicke trojuholník měl vypadat. Ve druhém grafu je ukázán vokalicke trojuholník izolovaných hlásek a ve třetím je zobrazeno slovo „různobarevný“. Bíle jsou vyznačeny samohlásky, které mají správné postavení, červeně ty, které se nacházejí na nesprávné pozici. U izolovaných samohlásek, jak již bylo řečeno, jsou všechny samohlásky ve správném vzájemném vztahu na rozdíl od samohlásek obsažených ve slově „různobarevný“. Zde se nenachází ani jedna samohlásky ve vzájemném postavení, tak jak by měla být ve vokalicke trojuholníku.

IV. ZÁVĚR

V tomto příspěvku byla prezentována formantová analýza a možnosti jejího využití k rozlišení zdravých dětí a dětí s klasifikovanou vývojovou dysfázií. Jelikož tvorba databáze není v současnosti ještě kompletní (databáze je průběžně doplňována a zpracovávána), není možné zatím provést statistické vyhodnocení úspěšnosti prezentované metody a ověřit získané výsledky matematicky. Zpracovaná data a výsledky z nich získané jsou součástí pilotní studie a měly sloužit k ověření našich předpokladů. Jsou solidním základem pro další použití této metody. Výsledek experimentu by měl v budoucnu být součástí aplikace, pomoci níž by byli lékaři schopni nejen rozlišit dítě s touto neurologickou vadou, ale stanovit stupeň tohoto onemocnění a míru úspěšnosti v jeho léčbě. Může být ale také součástí systémů pro automatické labelování a klasifikaci řečových dat, a to nejen pro lékařské účely.

PODĚKOVÁNÍ

Tato studie byla podporována částečně grantem GA102/09/0989 „Nové perspektivní metody vysoce kvalitní syntézy mluvené češtiny“ a grantem GD102/08/H008, „Analýza a modelování biomedicinských a řečových signálů“.

LITERATURA

- [1] GRILL, P., TUČKOVÁ, J. *FORANA* Proc. of the Int. Conf. on Technical Computing Prague 2009. Vyd: Humusoft, Praha, 2009, pp. 32-39. ISBN 978-80-7080-733-0.
- [2] PRAAT: *Doing phonetics by computer*
<http://www.fon.hum.uva.nl/praat/>.
- [3] TUČKOVÁ, J. *Úvod do teorie a aplikací umělých neuronových sítí*. Vydavatelství ČVUT, 2003, 148 s., ISBN 80-01-02800-3.
- [4] PALKOVÁ, Z. *Fonetika a fonologie češtiny*. Univerzita Karlova, Praha 1994, ISBN 80-7066-843-1.
- [5] Grill, P., Tučková, J. *Formant Analysis - The Appropriate Frequency of Formant Analysis*. In Proceedings CD-ROM of Digital Technologies 2008 [CD-ROM+, ilina: Slovenská elektrotechnická spoločnosť, 2008, ISBN 978-80-8070-953-2.

Využití interaktivního novorozeneckého simulátoru na klinickém pracovišti

Petr KUDRNA¹, Ivana VRBOVÁ², Jan SUCOMEL¹, Martin ROŽÁNEK¹, Kateřina ZÁHOROVÁ³

¹ Katedra biomedicínské techniky, České vysoké učení technické v Praze, Nám. Sítná 3105, 271 02 Kladno, Česká Republika, petr.kudrna@fbmi.cvut.cz

² Oddělení neonatologie s JIP a JIPR, Všeobecná fakultní nemocnice v Praze a 1. LF University Karlovy v Praze, Apolinářská 18, 110 00 Praha, Česká Republika, ivana.vrbova@vfn.cz

³ Ústav zdravotních studií, Technická univerzita v Libereci, Technická 2, 166 27 Praha, Czech Republic, katerina.zahorova@uzs.tul.cz

Abstrakt. Miniaturizace techniky umožnila vznik interaktivním patientským simulátorům novorozenců. Tyto simulátory jsou primárně určeny pro pediatriu a neonatologii, resp. pro celý zdravotnický personál těchto oddělení. Jednotlivci, ale i celé týmy, mohou trénovat postupy v různých simulovaných situacích a tím zdokonalovat své praktické dovednosti. Pro sledování efektivity výuky personálu pomocí interaktivního simulátoru je třeba stanovit kritéria a metodiku hodnocení. Cílem práce je vytvořit použitelný systém hodnocení praktických dovedností a postupů jednotlivých probandů, a sledovat jejich vývoj v čase.

!

Klíčová slova. Patientský simulátor, simulace, neonatologie.

I. MOTIVACE

Moderní výukové prostředky, jako jsou patientské simulátory, dovolují navenek prezentovat téměř jakékoli chování pacienta, včetně možnosti jeho propojení s reálnou zdravotnickou technikou. Zároveň umožňují reagovat na vnější zásahy, jako je např. srdeční masáž apod. Vzniká tak iluze „umělého pacienta“.

Věřitelnost jeho projevů je hlavním kladem, který lze s výhodou využít pro podporu rychlé diagnostiky. Zároveň se simulátorem mohou pracovat jak lékaři, tak i sestry, což vede k posilování týmové spolupráce celého pracoviště.

II. CÍL PRÁCE

Cílem této práce je zavedení interaktivního novorozeneckého simulátoru do interní výuky zdravotnických pracovníků Oddělení neonatologie s JIP/JIPR, Gynekologicko-porodnické kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. LF UK a vytvoření vhodného systému hodnocení praktických dovedností a postupů jednotlivých probandů.

Na základě opakovaných simulací bude následně sledován a vyhodnocován rozvoj a udržování praktických dovedností lékařů a sester na Oddělení neonatologie a tím se očekává průběžné zvyšování kvality poskytované péče v tomto náročném a neustále se vyvíjejícím oboru intenzivní medicíny.

III. Metody a vybavení

A. Novorozenecký simulátor Laerdal SimNewB[®]

Simulátor SimNewB (Laerdal, Norsko) představuje fyziologického novorozence, narozeného v řádném termínu, s porodní hmotností 3200g, viz obr. 1. Věrně je simulován pohyb končetin, pohyb hrudníku, reálné zvuky a např. i projev centrální cyanózy. K simulátoru novorozence je možné připojit reálnou zdravotnickou techniku, například patientský monitor (možnost měření EKG), kapnometr (měření vydechovaného CO₂) a tonometr pro neinvazivní měření krevního tlaku. Pro poslech srdeční akce je možné použít fonendoskop. Figurína má věrně provedené dýchací cesty, které umožňují intubaci. V případě chybného zavedení endotracheální trubice lze intubovat žaludek.



Obr. 1: Simulátor SimNewB (Laerdal, Norsko)

B. Ovládání simulátoru a jeho umístění

Simulátor je ovládán pomocí operátorského PC a řídicí jednotky, která je spojena se simulátorem. Zároveň je simulátor připojen k rozvodu stlačeného vzduchu a CO₂.

Operátor může ovlivňovat hodnoty jednotlivých vitálních funkcí (konkrétně EKG, SpO₂, RESP, NIBP, motorické projevy pohybu končetin a zvukové projevy) v závislosti na simulované akci.

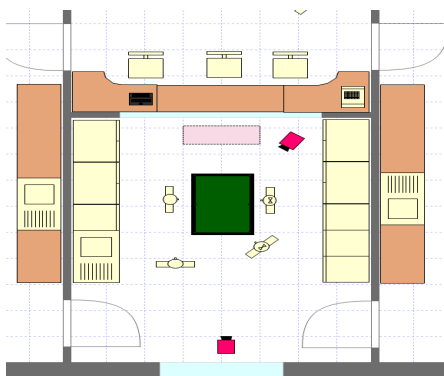
Jednotlivé parametry však u simulátoru SimNewB nemají žádné vzájemné vazby a proto je nutné nastavení všech hodnot vitálních funkcí na odpovídající úroveň.

Řešením je využívání tzv. scénářů, kde jsou vývoje jednotlivých zmíněných funkcí předdefinovány. Simulátor pak reaguje na vnější intervenci personálu – stlačování hrudníku a pohyb vzduchu v dýchacích cestách. Odpovědi simulátoru jsou adekvátní kvalitě prováděné intervence.

Ostatní zákroky, např. podávání léčiv, figurína nedokáže vyhodnotit sama, ale operátor musí tyto akce definovat v řídicím SW.

Prostorové dispozice Oddělení neonatologie Všeobecné fakultní nemocnice v Praze dovolily umístění simulátoru do blízkosti oddělení – obr. 2, do samostatného boxu (původně zákrový sálek), který je zařízen jako reálné oddělení.

Pracoviště operátora je situováno vně simulační místnosti. Tyto skutečnosti zajišťují dostatečně realistické provádění výukových aktivit.



Obr.2: Prostorové dispozice simulační místnosti na Oddělení neonatologie s JIP/JIRP, Gynekologicko-porodnické kliniky VFN v Praze a I. LF UK

C. Scénáře simulací

Průběhy simulovaných stavů pacienta, tzv. scénáře, definují výchozí hodnoty vitálních funkcí a jejich vývoje v čase. Zároveň jsou definovány minimální požadavky na kvalitu a periodicitu vnějších intervencí, jsou definovány posloupnosti jednotlivých zákroků a to tak, aby odpovídaly standardně používaným postupům a doporučením.

V rámci interního vzdělávání zdravotnických pracovníků Oddělení neonatologie byly zařazeny scénáře zaměřené na resuscitaci novorozence ručním resuscitátorem (vakem) nebo resuscitačním přístrojem, jako je Neopuff (Fisher&Paykel, Nový Zéland), Resuscitace + přetlaková ventilace a masáž hrudníku. Tvorba vlastních scénářů je SW prostředky umožněna.

D. Systém výuky personálu neonatologie

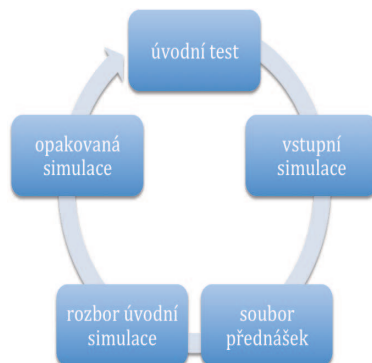
Průběh výuky je volen tak, aby bylo možné u jednotlivých probandů sledovat zvyšování dovedností. Na úvod probandů odpoví na základní otázky, týkající se průběhu resuscitace novorozence.

Následně absolvují simulované situace, které jsou hodnoceny - klasifikuje se posloupnost akcí, kvalita prováděných úkonů a celkový čas. Modelované situace jsou pro všechny probandy stejné.

Po úvodních – vstupních testech a simulacích proběhne soubor přednášek k dané problematice a provede se rozbor úvodních simulací.

S odstupem času dojde k opakování úvodních situací,

kteří budou opět vyhodnoceni. Celý proces se opakuje s odstupem 6 měsíců.



Obr.3: Diagram výukového procesu

E. Hodnotící kritéria

Klasifikace spočívá ve zjišťování správné návaznosti jednotlivých kroků/úkonů (hodnocení ANO/NE), v hodnocení kvality prováděných úkonů (stupnice 1-3, kdy nejnižší číslo odpovídá správnému provádění výkonu, číslo 2 – s chybami a 3 – zásadní chyby) a celkovým časem průběhu simulace. Celkový čas zároveň zohledňuje efektivní provádění nezbytných úkonů.

III. VÝSLEDKY

V současné době probíhá druhá vlna simulací 35 probandů. Pilotní výsledky dokazují, že simulátor je efektivním nástrojem pro výuku.

Časové rozdíly mezi prvním a druhým cyklem se pohybují mezi 30 – 55 s. u obou scénářů (resuscitace s maskou, resuscitace včetně srdeční masáže) ve prospěch druhé simulace. U všech probandů dochází i ke zvýšení kvality praktických úkonů.

IV. DISKUSE

Pilotní výsledky potvrdily efektivitu simulátoru. Stanovené úkony jsou hodnoceny v rozsahu 1-3 (dobře, s chybami, zásadní chyby), což je poměrně hrubé ale dostatečné. Srovnávají se tím výkony různých hodnotitelů.

Měření celkového času průběhu scénáře je další klíčový údaj, který je vyhodnocován. Počátek měření je jasně určen startem simulace, měření času je ukončeno dosažením stabilizovaných hodnot saturace $SpO_2 = 90\%$. Zde musí obsluha pečlivě sledovat patientský monitor, jinak zavádí chybu.

V. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo vytvořit použitelný systém hodnocení praktických dovedností a postupů jednotlivých probandů, a tím sledovat jejich vývoj v čase. Povzbudivé výsledky pilotních simulací prokázaly použitelnost systému výuky na klinickém pracovišti a podporují pokračování v tomto výzkumu.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce vznikla z podpory SGS11/080/OHK4/1T/17, RP MŠMT 05/115117/17110. Veškeré publikované výsledky plynou z nasazení simulátoru novorozence na Oddělení neonatologie s JIP/JIRP, Gynekologicko-porodnické kliniky, Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. LF UK.

REFERENCE

- [1] WEBSTER, J., G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 1st ed. Wiley-Interscience, 1988.
- [2] European Resuscitation Council : Interdisciplinary Council For Resuscitation Medicine and Emergency Medical Care. *ERC guidelines 2010*. [online]. 2010 [cit. 2011-06-26]. ERC Guidelines 2010. Dostupné z WWW: <<http://erc.edu>>.
- [3] RILEY, R., H. *A Manual of Simulation in Healthcare*. 1st ed. Oxford University Press, 2008.

Zariadenie pre dlhodobý záznam srdečnej tepovej frekvencie

Jakub Parák, Jan Dvořák, Jan Havlík

Katedra teorie obvodů, Fakulta Elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika
{parakjak|dvoraj45|xhavlikj}@fel.cvut.cz

Abstrakt. V nasledujúcom príspevku je popísané zariadenie pre dlhodobý záznam srdečnej tepovej frekvencie, ktoré je určené na výskumné a výukové účely v oblastiach lekárskej prístrojovej techniky a spracovania biologických signálov. Zariadenie je vytvorené na vývojovom kite STM32-Primer2. Srdečná tepová frekvencia sa počíta z vybraného zvodu elektrokardiogramu, zo signálu meraného externým modulom pripojeným k vývojovému kitu. Zariadenie umožňuje paralelný záznam zrýchlenia, ktorý je vhodný na detekciu fyzickej aktivity meranej osoby. Namerané dáta sa ukladajú na pamäťovú kartu vo forme raw signálov, ktoré môžu byť použité na ďalšie spracovanie v rôznych oblastiach výskumu. Modulárne riešenie zariadenia umožňuje, aby k nemu mohli byť pripojené prípadne i ďalšie externé moduly.

Kľúčové slová: srdečný tep, zrýchlenie, záťažové testy, biofeedback, STM32-Primer2.

I. ÚVOD

Dlhodobé meranie srdečnej tepovej frekvencie je jednou z najrozšírenejších metód monitorovania životných funkcií pacienta. Na základe monitorovania srdečnej tepovej frekvencie je možné získať informácie o mnohých srdečných anomáliách. Dlhodobé monitorovanie sa využíva najmä pri rôznych druhoch fyzických a psychických záťažových testov. Pri fyzickej záťaži je dobré merať záznam srdečného tepu spolu so signálom zrýchlenia, ktorý poskytuje informácie o pohybe, resp. fyzickej aktivite meranej osoby.

Výpočet srdečnej tepovej frekvencie je možný z rôznych signálov, ktoré dokážeme merať rozličnými metódami. Signály bežne používané v klinickej praxi sú elektrokardiogram a fotopletyzogram.

Fonokardiogram je záznam srdcových oziev, ktoré vznikajú pri činnosti chlopní a stien komôr. Balistokardiogram je záznam úderov srdca nameraný pomocou tenzometrických senzorov sily umiestnených pod telom meranej osoby [1]. Signál, ktorý tiež dobre zobrazuje srdečnú činnosť, je možné namerať po vložení tela do magnetického poľa. Toto pole po prechode telom generuje vírivé prúdy na základe zmeny impedancie tkaniva spôsobované srdečnou činnosťou. Tieto prúdy vytvárajú nové pole, ktorého indukcia je detekovaná a ďalej spracovávaná pomocou špeciálnych obvodov a filtrov, ktorých výstupom je daný signál [2]. Vložením optického vlákna do matrace postele sa počas dýchania a srdečnej činnosti mení dĺžka optického vlákna. Pomocou optického

interferometru je možné tieto zmeny zmerať a získať signál obsahujúci informácie o srdečnej činnosti [3].

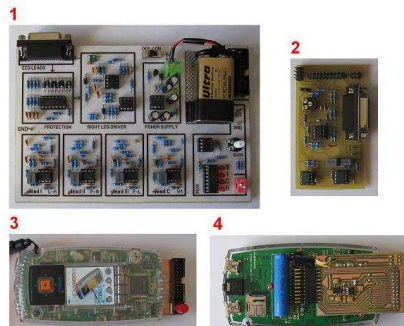
Popísané signály však nie sú vhodné na dlhodobý záznam srdečnej tepovej frekvencie, pretože merací systém väčšiny z nich nie je možné jednoducho implementovať do prenosného zariadenia.

Existujú však aj rôzne iné zariadenia, ktoré dokážu merať srdečnú tepovú frekvenciu a monitorovať základné životné funkcie. Nevýhodou mnohých týchto zariadení je, že neumožňujú záznam dát. Príkladom je profesionálny športový merač tepu typu Polar F7. Pokiaľ záznam dát umožňujú, tak dáta z nich nie je možné vyexportovať na ďalšie spracovanie, pretože sú uzamknuté výrobcom, ako napríklad EKG Holter typu BTL-08.

Vytvorené zariadenie poskytuje namerané raw signály vhodné pre ďalšie spracovanie. Zariadenie je pre svoju jednoduchosť a prenosnosť určené predovšetkým na záťažové testy a biofeedback. Modulárne riešenie zariadenia umožňuje jednoduché pripájanie ďalších modulov na merania a prenos biosignálov najmä v telemedicínskych aplikáciách. Takýto systém je možné taktiež využiť pri výuke predmetov zameraných napr. na telemedicínske a asistívne technológie.

II. POPIS ZARIADENIA

Zariadenie sa skladá z týchto hlavných častí (viď obr 1): externé moduly na meranie EKG signálu, extension board pre vývojový kit a samotný vývojový kit STM32-Primer2.

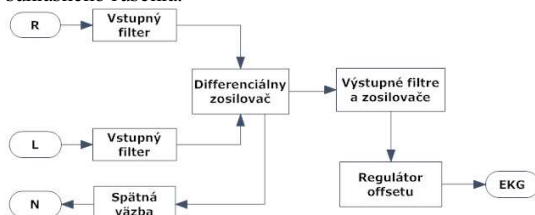


Obr. 1. Hlavné časti zariadenia. 1 a 2 externé moduly, 3 vývojový kit, 4 extension board zasunutý vo vývojovom kite

A. Externé moduly

V rámci tohto projektu boli vytvorené dva externé moduly určené na merania EKG signálu. Prvý modul je určený na meranie signálu I. zvodu EKG pomocou 3 elektród. Bol vytvorený na základe schém uvedených v zdrojoch [5]. Modul sa skladá z týchto funkčných blokov (viď obr.2) – vstupné filtre, diferenciálny zosilňovač, obvod spätnej väzby, výstupné filtre a zosilňovače, regulátor offsetu

offsetu výstupného signálu. Vstupné filtre majú za účel odstrániť nežiaduce vysokofrekvenčné rušenie. Na mieste diferenciálneho zosilňovača bol použitý prístrojový zosilňovač AD620. Obvod spätnej väzby je určený na aktívne potlačenie súhlasného rušenia.



Obr. 2. Bloková schéma externého modulu.

Výstupné filtre sú nastavené na pásmo EKG signálu v rozmedzí 0,05 Hz až 100 Hz. Regulátor offsetu výstupného signálu je v obvode zaradený kvôli rozsahu vstupného napätia analógovo – digitálneho (AD) prevodníku vývojového kitu, ktoré je 0 až 2,8 V,

Druhý modul je navrhnutý podľa obvodového zapojenia profesionálneho elektrokardiografu [4]. Na tomto module je možné merať signál zo zvodov I, II, III a V1 pomocou 5 elektród. Modul okrem spomenutých funkčných blokov obsahuje multiplexor, ktorý je určený na prepínanie jednotlivých zvodov EKG na výstupe. Na rozdiel od predchádzajúceho modulu je na mieste diferenciálnych zosilňovačov jednotlivých zvodov, namiesto prístrojového zosilňovača AD620, použitý zosilňovač TL072, pričom každý vstup obsahuje aj impedančné oddelenie tvorené týmto typom zosilňovača.

B. Extension board

Vývojový kit obsahuje vo vnútri extension konektor, ktorom je vyvedené napájacie napätie batérie a piny voľných periférií mikroprocesoru. Do tohto konektoru sa pripája navrhnutý extension board, ktorý obsahuje tieto bloky: napájacie obvody, konektory na pripájanie vývojového kitu a externých modulov. Napájacie obvody sú tvorené Step-Up meničom, invertorom napätia a napäťovými stabilizátormi. Tieto obvody vytvárajú z napájacieho napätia batérie vývojového kitu, ktoré je 2,8 V, napätie ± 5 V určené na napájanie externých modulov. Jednotlivé piny periférií mikroprocesoru sú na extension board chránené ochrannými odpormi.

C. Vývojový kit STM32-Primer2

Pre túto aplikáciu bol zvolený vývojový kit STM32-

Primer2, ktorý je osadený 32-bitovým mikroprocesorom ARM CORTEX STM32F103BVET s maximálnou taktovacou frekvenciou 72 MHz. Vytvorené zariadenie využíva na vývojovom kite predovšetkým tieto komponenty: LCD displej, akcelerometer, slot pre micro SD Flash karty a extension konektor pre rozširujúce dosky.

III. SPRACOVANIE SIGNÁLU

V prostredí Matlab boli navrhnuté digitálne filtre na spracovanie EKG signálu a algoritmus na výpočet srdečnej tepovej frekvencie.

Na odstránenie sieťového rušenia 50 Hz bol navrhnutý filter typu bikvady. Na odstránenie frekvencie dýchania bola navrhnutá horná priepusť 2. rádu typu Butterworth na frekvencii 0,5 Hz. K filtrácii pásma R-vln boli navrhnuté filtre horná a dolná priepusť 4. rádu typu Butterworth na frekvenciách 15 Hz a 20 Hz.

Výpočet tepovej frekvencie prebieha pomocou R-R intervalu z energie signálu po spracovaní danými filtermi. Energia signálu je vyhladená integrátorovým filtrom a R-špičky sú detekované pomocou špičkového detektoru.

Navrhnuté filtre a algoritmus boli implementované podľa návrhu do vývojového kitu v jazyku C podľa normy ANSI.

Srdečný tep je počítaný každé 2 s ($f_s = 0,5$ Hz) podľa nasledovného postupu. Vzorkovanie EKG signálu prebieha neustále ako nezávislý proces a ukladá vzorky do pamäti. Srdečný tep je počítaný z okna signálu dĺžky 4 s, pričom okná sa prekrývajú po dobu 2 s. Okno signálu dĺžky 4 s teda obsahuje posledné 2 s signálu z predchádzajúceho okna.

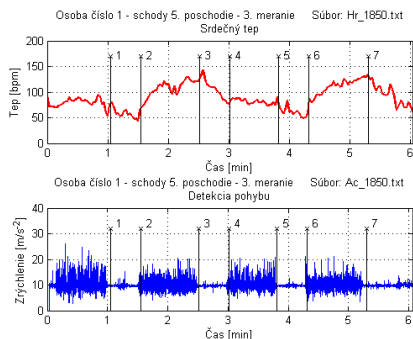
Zrýchlenie merané akcelerometrom umiestneným na vývojovom kite je vzorkované frekvenciou $f_s = 10$ Hz.

Okamžitá vypočítaná hodnota srdečného tepu je zobrazovaná na displeji vývojového kitu, pričom je spolu so zrýchlením zaznamenávaná na micro SD Flash kartu. Takto získané raw záznamy srdečného tepu a akcelerácie sú určené predovšetkým na ďalší výskum a spracovanie.

IV. EXPERIMENTÁLNE MERANIA

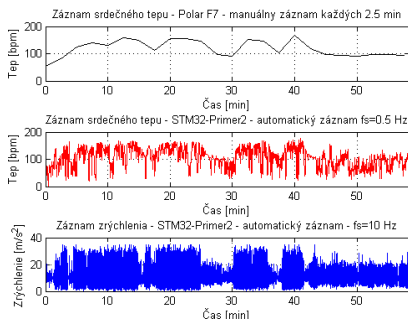
Na zhotovenom zariadení boli vykonané experimentálne merania na niekoľkých osobách pri rôznych fyzických aktivitách. Na ukážku sú uvedené (viď obr. 3) záznamy z merania, ktoré bolo prevedené pri chôdzi po schodoch z 5. poschodia na prízemie a späť. Meraná osoba mala túto aktivitu zopakovať dva krát za sebou, pričom pri dosiahnutí prízemia a 5. poschodia vykonala 30 s prestávku. Pri meraní boli pre kontrolu použité stopky, z ktorých boli zisťované časy kontrolných bodov. Na zobrazenom grafe je možné pozorovať zvýšenie srdečnej tepovej frekvencie pri chôdzi po schodoch smerom nahor. Záznam zrýchlenia dobre informuje o tom, kedy meraná osoba kráčala po schodoch nahor, kedy nadol a kedy mala prestávku. Táto záťažová fyzická aktivita dobre ukazuje na závislosť medzi srdečnou tepovou frekvenciou a zrýchlením, ktoré

zobrazuje pohyb meranej osoby. Pre kontrolu sú v grafe zobrazené jednotlivé časové značky podľa časových údajov získaných zo stopiek.



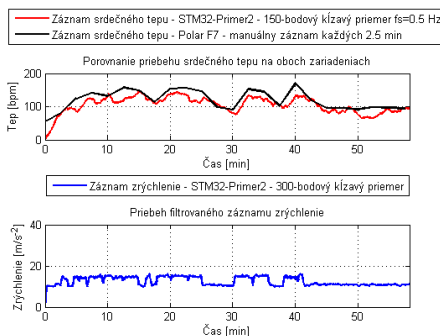
Obr. 3. Raw záznamy merania pri chôdzi po schodoch.

Ďalšie experimentálne meranie bolo prevedené pri behu a kráčaní meranej osoby v parku. Pri tomto meraní bol poriadnený aj manuálny záznam z profesionálneho merača tepu Polar F7. Záznam bol robený každých cca. 2,5 minúty, pretože prístroj neumožňuje žiadne ukladanie dát počas merania. Na grafoch (viď obr. 4), ktoré boli vytvorené na základe dát nameraných na jednotlivých prístrojoch, je možné dobre pozorovať, kedy meraná osoba kráčala, bežala alebo nečinne stála.



Obr. 4. Raw záznamy z merania počas behu a kráčania v parku.

Pre lepšie porovnanie záznamov boli dáta z vývojového kitu prefiltrované filtermi klzavých priemerov. Po tejto filtrácii (viď obr. 5) je dobre vidieť podobnosť medzi krivkami srdečného tepu získanými z manuálneho merania pomocou profesionálneho merača tepu a automatického merania na zhotovenom zariadení. Po filtrácii zrýchlenia sa nám zo záznamu odstránila informácia o tom, kedy osoba nečinne stála, avšak sa nám lepšie zobrazili informácie o behu a chôdzi meranej osoby.



Obr. 5. Filtervané záznamy z merania počas behu a kráčania v parku.

V. ZÁVER

Na základe experimentálnych meraní je možné tvrdiť, že zhotovené zariadenie poskytuje kvalitné záznamy o srdečnom tepu a zrýchlení. Možno ho využiť napríklad na meranie tepu pri riešení stresových úloh a situácií (biofeedback). Vzhľadom na jeho malú veľkosť je vhodné napríklad na meranie srdečného tepu a zrýchlenia pri vysokohorskej turistike alebo horolezectve, kde je možné sledovať reakcie meranej osoby na rôznu záťaž.

Po rozšírení zariadenia o ďalšie moduly môže byť ďalej použité v telemedicínskych aplikáciách pri dlhodobom monitorovaní životných funkcií.

POĎAKOVANIE

Tato práca bola podporovaná výskumným zámernom Ministerstva školstva, mládeže a telovýchovy Českej republiky č. MSM 6840770012 a ďalej grantom poskytnutým z Fondu rozvoja vysokých škôl č. 2122/2011. Účasť na konferencii je hradená z prostriedkov poskytnutých Nadačným fondom Stanislava Hanzla (ČVUT v Praze).

ZDROJE

- [1] Friedrich, D.; Aubert, X. L.; Führ, H. and Brauers, A., "Heart Rate Estimation on a Beat-to-Beat Basis via Ballistocardiography – A hybrid Approach," in 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4 2004, pp. 4048–4051.
- [2] Steffen M.; Leonhardt S, "Non-Contact Monitoring of Heart and Lung Activity by Magnetic Induction Measurement," Acta Polytechnica, vol. 48, pp. 71–78, No. 3/2008.
- [3] Sprager, S.; Donlagic, D.; Zazula, D., "Monitoring of basic human vital functions using optical interferometer," in 2010 IEEE 10th International Conference on Signal Processing (ICSP), Beijing, China, 24–28 Október 2010, pp. 1738–1741.
- [4] Danek, J. (2010, Marec) CARDIOLOGY, ECG – basic information. [cit:2011-03-03]. [Online]. Dostupné na internete: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31let/Lectures/05_EKGDanek.pdf
- [5] Tenedero, M. C.; Raya, D. A. M.; Sison, G. L., "Design and implementation of a single-channel ecg amplifier with dsp post-processing in matlab," Philippines, November 2010.

Záznam a integrace dat a událostí v experimentálním prostředí

Michal HUPTYCH¹, Mikuláš MLČEK², Lenka LHOTSKÁ¹

¹ Katedra kybernetiky, FEL, České Vysoké Učení Technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká republika, huptycm@fel.cvut.cz

² Fyziologický ústav, 1. lékařská fakulta, Univerzita Karlova v Praze, Albertov 5, 128 00 Praha, Česká republika

Abstract. Tento příspěvek popisuje vybavení Experimentální laboratoře srdeční elektrofyziologie na Fyziologickém ústavu 1. LF UK, záznam dat a událostí experimentu a aplikaci pro integraci, analýzu a vizualizaci měřených dat a událostí. V první části článku shrnuje současné vybavení laboratoře. Ve druhé části se zaměřuje na současné možnosti automatického záznamu dat. Třetí část je zaměřena na události, které se zaznamenávají v rámci experimentu, a popisuje k tomu vyvíjenou aplikaci. Ve čtvrté části se zabývá navrženou koncepcí integrace měřených dat a zaznamenaných událostí pro jejich následnou analýzu a popisuje základní aplikaci, která je vyvíjena pro integraci, analýzu a vizualizaci měřených dat a zaznamenaných událostí.

Keywords. Biomedicínské inženýrství, experimentální laboratoř, přenos medicínských dat, záznam dat, integrace dat, datové modely

I. ÚVOD

Fyziologický ústav 1. LF UK a Katedry kybernetiky FEL ČVUT spolupracují v rámci Experimentální laboratoře srdeční elektrofyziologie již přes tři roky. Prvotním zaměřením jsou především experimenty na biomodelu v oblasti srdeční fyziologie. Je vyvíjena aplikace na integraci, analýzu a vizualizaci zaznamenaných dat [1] a s tím spojené technické úkoly. První oblastí úkolů je zajištění přenosu a záznamu dat z měřících zařízení. Druhou částí je pak tvorba datových a analyzačních modelů a s nimi spojené aplikace pro integraci, analýzu a vizualizace dat. Tyto kroky jsou z části zcela nové a z části lze navázat na předešlou práci.

II. POPIS LABORATOŘE

Laboratoř je standardně vybavena Angiografickým operačním stolem Siemens, mobilním RTG ESP FlexView 88, plicním ventilátorem Hamilton Medical G5/S1, infuzní technikou Argus 606S a Argus 707, patientskými monitory Nihon Kohden MU-631RK a BSM-2303R, systémem pro záznam intrakardiálních signálů Boston Scientific Realtime Position Management (RPM) 8300, stimulátorem Biotronic UHS 20, systémem Edward Lifesciences Vigilance pro záznam o srdečním výdeji a venózní saturaci krve kyslíkem

a systém Biosemi pro záznam více-svodového povrchového EKG, krevními analyzátory IRMA TRUPOINT Blood Analysis System a HEMOCHRON Jr. Signature a defibrilátorem Nihon Kohden Cardioline.



Obr. 1. Experimentální laboratoř srdeční elektrofyziologie

III. ZÁZNAM DAT

Prvním z popisovaných zařízení jsou patientské monitory. Data z monitorů se ukládají v průběhu celého experimentu. Standardně jsou zaznamenávána data EKG, arteriálního a žilního tlaku a tlaku v plicnici, SPO₂ a CO₂ (etCO₂). Data z patientského monitoru jsou převáděna pomocí HL7 Gateway Server (QP-993PK) na HL7 zprávy. Monitory poskytují dva typy dat. Jednak trendy (v našem případě minutové), zaznamenávané ve formátu zpráv HL7 v2.4. Jednak signály, které jsou z původních HL7 zpráv transformovány do souborů typu MFER [2]. Parametry měřených signálů (vzorkovací frekvence, senzitivita) jsou závislé na typu signálu.

Dalším z přístrojů, ze kterého jsou data ukládána kontinuálně po celou dobu experimentu, je plicní ventilátor. Data jsou ukládána v ASCII formátu a to jak parametry ventilace (perioda je volitelná, v našem případě 10 s), tak křivky (s periodou 20 ms).

Přístroj Vigilance doplňuje trojici kontinuálních záznamů v průběhu celého experimentu. Data jsou ukládána jako soubor ve formátu csv s periodou 2 vteřiny.

Skupinu kontinuálně měřených záznamů v průběhu celého experimentu by měla uzavírat infuzní technika. V současné době však není pro tento systém žádná taková monitorace v laboratoři zavedena a na tomto problému se pracuje. Důležité medikace jsou zaznamenávány ve formě událostí.

Systémem RPM umožňuje záznam měřených intrakardiálních a povrchových srdečních signálů. Systém má interní hard disk, na který jsou záznamy ukládány a následně je lze získat přes protokol ftp. Tento druh záznamu je využíván pouze v okamžicích, kdy nastávají cílené události experimentu. Vzorkovací perioda systému

Systém Biosemi umožňuje snímat povrchové EKG až ze 120 svodů. V experimentech je nejčastěji využívána síť 40 svodů. Vzorkovací frekvence systému je 2048 Hz. Záznam je ukládán do souborů typu bdf [3]. Záznam pomocí Biosemi je využíván stejně jako u RPM v cílených událostech experimentu.

Krevní analyzátoři jsou používány také vždy v cílených událostech. Záznam je prováděn v rámci událostí.

Rentgen je připojen k počítači a je možné takto pořídít záznam obrázku či videa (v případě angiografie).

IV. POPIS UDÁLOSTÍ A JEJICH ZÁZNAMU

Automatický záznam měřených dat je pro následující hodnocení experimentů velmi důležitý. Avšak v průběhu experimentu dochází k celé řadě událostí. Velkou část událostí není možné zaznamenat automaticky. Je tedy potřeba nástroj, který umožní snadnou registraci těchto událostí. Než se dostaneme k samotnému způsobu záznamu událostí, popišme si pojem událost, a jak události dělíme.

Pod pojemem událostí jsou rozděleny do pěti skupin: diagnózy, medikace, intervence, měření a ostatní události. Z hlediska trvání a hierarchie událostí, lze události dělit na události, které mají svůj počátek (OPEN) a konec (CLOSE) a události, které mají počátek a konec v podstatě ve stejný okamžik (OPEN AND CLOSE). Některé události mohou být samozřejmě identifikovány i v datech. Avšak tato identifikace může být v rámci délky záznamů časově náročná a hlavně události mohou tvořit korpus experimentu, jeho scénář, který zajišťuje co největší schodu u jednotlivých experimentů (v rámci stejné oblasti). Proto jsou rámcem událostí rozděleny do dvou typů záznamu. Jednak jsou to události v záznamu typu scénář, kdy je každá událost v daném čase jedinečná a po jejím nastání je pro další záznam nepřístupná. Podle tohoto scénáře je pak možné procházet experimentem vždy ve stejném sledu událostí. K těmto událostem je možné přiřazovat rozšířený popis. Druhý typem jsou pak volně události, které se mohou opakovat v neomezené míře, a které reprezentují neočekávané události, či události u kterých není možné předem definovat množství jejich opakování. Jednotlivé instance událostí mohou mít vazbu na jiné události v tom smyslu, že jejich příchod automaticky uzavírá tyto definované, již běžící, události.

V našem případě je nástroj pro záznam událostí tvořen

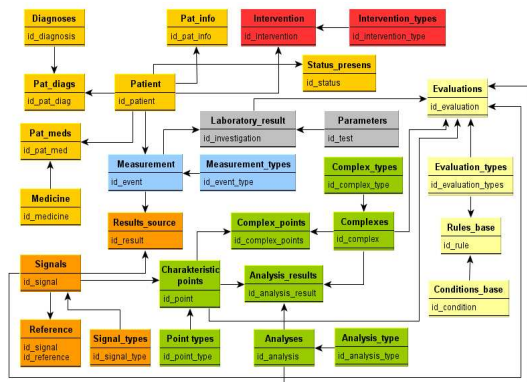
aplikací, ve které jsou události zaznamenávány přes počítač s dotykovým displejem. Ukázka aplikace je na obrázku 2.



Obr. 2. Aplikace pro záznam událostí

V. INTEGRACE DAT A UDÁLOSTÍ

Jednou z velmi podstatných částí celé koncepce integrace je datový model dané problematiky. Model je dělen dle jednotlivých událostí, které se vztahují k subjektu experiment. Zjednodušené schéma modelu je zobrazeno na obrázku 3.



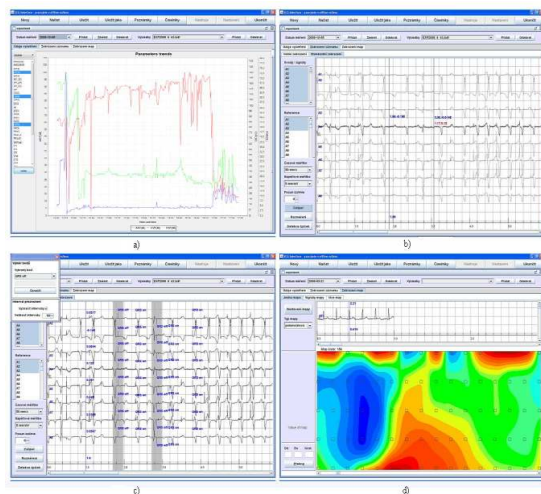
Created in yEd Graph Editor - <http://www.yworks.com>

Obr. 3. Zjednodušený diagram datového model

Základem všech kódových hodnot jsou číselníky, které tvoří základní bázi kódování pro údaje o stavu subjektu, ale také pro definici hodnocení signálů (rozměření charakteristických bodů, body pro získání intervalů, hodnot amplitudy, označení události) a v neposlední řadě také pro definici prováděných laboratorních testů, měřených parametrů a jednotek.

Velmi podstatné pro integraci dat je definování společné časové a hodnotové osy. Je zřejmé, že rozdílnost parametrů měření signálů vyžaduje prostředek, který bude schopen každý signál reprezentovat v příslušném čase a ve vztahu k ostatním signálům, parametrům a událostem. Signály zůstávají v původním formátu. Časová osa se tvoří na základě informací o počátku nahrávání, délkou signálu a

vzorkovací frekvence. Vytvořením této časové osy lze následně řídit analýzy a vizualizace dat a událostí. Veškeré nahrávání signálů, segmentace a analýzy jsou řešeny přes obecný interface, který umožňuje přidávat nové formáty a metody segmentací a analýz. Implementace aplikace pracující nad výše zmíněným datovým model je implementována v jazyce Java. Příklad aplikace s vizualizací signálů je na obrázku 4.



Obr. 4. Příklad aplikace: a) Okno trendů (vybrány tlaky), b) Okno signálového přehledu – použití kaliperu, c) Okno signálového přehledu – označení důležitých bodů, d) Okno map z vícenásobného snímání EKG – okamžiková potenciálová mapa.

VI. ZÁVĚR

V současné době je stav zaznamenávání měřených dat na základní úrovni. Problémem zůstává infuzní technika, jejíž nezaznamenávání činí měření nekompletním.

Jsmo schopni získat potřebná data a propojit je do jednoho celku z hlediska časové provázanosti a posloupnosti. Tato celková reprezentace je pak používána k segmentacím, analýzám a vizualizacím. Díky propojení záznamů z průběhu experimentu s vrstvou událostí, jsme schopni vymezit shodné parametry experimentů, či naopak nalézt nespojitosti, a odlišnosti. Je třeba si uvědomit, že běžná doba experimentu je kolem 6 hodin a více. Problém je zde samozřejmě velmi různá kvalita záznamů. Jedná jak o kvalitu měřených signálů, kde ne u všech přístrojů je podporován nějaký index kvality signálu (je zde nutný lékařský dohled nad měřenými signály a parametry), ale také o různé parametry záznamu, především z hlediska časové osy. Tento problém limituje při propojení dat následné zpracování podle nejhoršího ze záznamů. Tento problém je v současné době řešen.

Další z úkolů, který je nyní řešen, je zapojení systému Mirth [4] primárně pro přenos dat mezi jednotlivými měřicími přístroji, resp. jejich PC stanicemi a centrální databází.

PODĚKOVÁNÍ

Projekt popisovaný v příspěvku vzniká za podpory výzkumného záměru číslo MSM 6840770012 “Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II”.

REFERENCES

- [1] Huptych, M. - Lhotská, L., Software tool for cardiology data processing. *Proceedings of Biosignal 2010: Analysis of Biomedical Signals and Images* [CD-ROM]. Brno: Brno University of Technology, 2010, p. 253-258.
- [2] Medical waveform description Format Encoding Rules [online], [cit. 2011-06-30]. Dostupné na <http://ecg.heart.or.jp/En/Download.htm>.
- [3] BioSemi ECG systém [online], [cit. 2011-06-30]. Dostupné na <http://www.biosemi.com>.
- [4] Mirth systém [online], [cit. 2011-06-30]. Dostupné na <http://www.mirthcorp.com>.

Sekce:

Měření v biomedicínském inženýrství

Determination of the power output of ultrasonic therapy transducers by piezoceramic sensors

Thomas Lekscha¹, Daniela Durackova², Marek Kukucka², Zuzana Krajcuskova²

¹ Jade Hochschule, Friedrich-Paffrath-Straße 101, D-26389 Wilhelmshaven, Germany, thomas.lekscha@jade-hs.de

² Institute of Electronics and Photonics, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Slovak University of Technology, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovak Republic, daniela.durackova@stuba.sk, marek.kukucka@stuba.sk, zuzana.krajcuskova@stuba.sk

Abstract. This contribution paper is concerned with examining whether sound output levels from ultrasonic therapy devices, in particular their ultrasonic transducers, can be determined by means of piezoceramic sensors. The objective of this feasibility study is to compile basic information in respect of a measuring instrument, envisaged for the future, which should take the form of a hand-held measuring unit and be capable of measuring the ultrasonic output from the transducers of various ultrasonic therapy devices. This study aims to examine whether piezoceramic sensors could be used to realize a measuring procedure which can be implemented to control ultrasonic output levels of ultrasonic therapy devices in everyday testing processes.

Keywords. Ultrasonic transducers, piezoceramic sensors.

I. INTRODUCTION

In order to implement ultrasonics for medical treatment, an ultrasonic therapy device is required. A wide range of such therapy devices is currently available on the international market. However, the structure of the basic modules used in these devices is always the same. In order to produce an ultrasound, one needs a high-frequency generator and an ultrasonic transducer with an integrated oscillating crystal (piezoelectric actuator). The high-frequency generator produces an alternating voltage which is transferred to the oscillating crystal. This alternating voltage causes the oscillating crystal to change its geometrical shape (due to the piezoelectric effect). The oscillating crystal oscillates, and sends sound waves in the ultrasonic range. To achieve a broader range of application possibilities, the oscillating crystal can be excited either continuously or pulsed. The corresponding operating mode can then be selected on the ultrasonic therapy device according to the indicators. It is worth observing, however, that the human tissue warms up more when continuous ultrasound is transmitted than in the case of pulsed sound transmission. The output frequency of most therapy devices is restricted to 1 MHz and 3 MHz. That is why we first use the devices working in this range.

II. INVESTIGATION

Comparison of the ultrasonic therapy devices most frequently used has enabled basic data to be compiled with regard to a new envisaged measuring procedure. The most important parameters here are: sound frequency, output power, continuous and/or pulsed power output and the effective ultrasonic transducer area. The following parameters and basic data were defined both for the feasibility study and the planned measuring procedure:

- Output frequency of ultrasonic transducer = 1 MHz and/or 3 MHz.
- Maximum sound intensity level of ultrasonic transducer = 3 W/cm².
- Type of output power of ultrasonic transducer = Continuous and/or pulsed.
- Maximum effective ultrasonic transducer area = 5 cm².

The schematic diagram of the conversion of voltage values to output values by a microcontroller is on the Fig. 1.

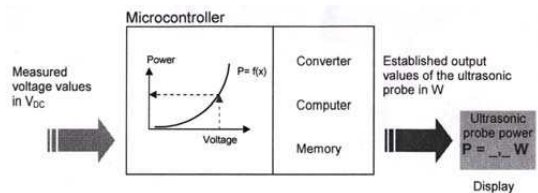


Fig. 1. Schematic diagram of the conversion of voltage values to output values by a microcontroller.

III. RESULTS AND DISCUSSION

In order to be able to measure and process the alternating voltage of the piezoceramic oscillator, the voltage was filtered and rectified. The input frequency was filtered by means of a bandpass.

The resonance or center frequency was set to $f_0 = 1$ MHz.

The circuit configuration was a laboratory test configuration and not optimized. Standard electrical components were used. The accuracy and quality of the bandpass could be improved even more by selecting other electronic components (regarding tolerances). For the manufacturing, of the planned measuring instrument, a filter design software can be used for a more precise dimensioning of a bandpass filter. These software packages offer a great number of design tools. They suggest electronic components, calculate the selected components and show the desired frequency response including diagram.

As a first approximation, the following switching with their dimensioned electronic components, met the lab requests for the proof of the feasibility. The circuit illustrated is sufficient for the series of laboratory experiments and feasibility study. A part of measure equipment is schematic on Fig. 1.

IV. CONCLUSION

The aim of this feasibility study was to prove that the output power of ultrasonic therapy transducers can be detected and measured using oscillating crystals (piezoceramic materials). The laboratory tests and series of measurements described have shown that power measurement is possible using piezoceramic oscillators as detectors. The accuracy of the measurements and the development of a proposed measuring device are dependent of various conditions.

Another important point regarding the use of a piezoceramic sensor is the attachment of the electrodes by means of a soldering iron. Since temperatures of approx. 450°C are reached during soft-soldering, and the Curie temperature of the SONOX P502 is 335°C, the entire soldering process should not take longer than one second. The easiest way of installing the electrodes on the piezoceramic sensor is through soft-soldering. Due to the high thermal load per surface, the soldering process should be tested several times on defect, rejected oscillators. An alternative would be a fully automated soldering process with defined temperature- time parameters.

During selection of the piezoceramic component, attention was paid that the area to be exposed to ultrasound would be equal to/greater than the effective radiating surface of the ultrasonic transducer. Thus, the sound waves radiated were fully detected from a test distance of approx. 5 mm. When selecting the oscillating crystal, attention must be given to the basic oscillating shape of the piezoceramic component. In the case of the series of measurements described here, oscillating crystals with a basic "thin disk" oscillating shape were used. It is possible to select between: longitudinal oscillation, radial oscillation, thickness oscillation and shear oscillation according to the task at hand.

The constructional design of the piezoceramic components vary from manufacturer to manufacturer and should be selected with the utmost care prior to every application.

ACKNOWLEDGEMENT

This article was partly supported by grant VEGA No. 1/0987/12 Ministry of Education, Slovak Republic.

REFERENCES

- [1] Hering, Stohrer: Physik für Ingenieure. 10. Aufl., Seite 617, Berlin, Heidelberg: Springer 2007, ISBN 978-3-540-71855-0
- [2] Kramme, R.: Einsatz von Stoßwellen in der Medizin. 3. Aufl., Seite 486. Berlin, Heidelberg: Springer 2007, ISBN 978-3-540-34102-4
- [3] Huber, Debus, Jenne: Therapeutischer Ultraschall in der Tumortherapie. Grundlagen, Anwendungen und neue Entwicklungen. Heft 36 DOI 10.1007/S001170050041, Berlin, Heidelberg: Springer Januar 1996.

Merací systém na merania a vyhodnocovanie biosignálov z izolovaných srdiec malých zvierat

Peter KALAVSKÝ¹, Vladimír ROSÍK¹, Slavomír KARAS¹, Milan TYŠLER¹

¹ Oddelenie biomeraní, Slovenská akadémia vied, Dúbravská cesta 9, 841 04 Bratislava, Slovenská republika, umerkala@savba.sk

Abstrakt. V príspevku je predstavený merací systém určený na zber, spracovanie a vyhodnocovanie EKG signálu, krvného a perfúzneho tlaku a signálu dávkovania liečiva. Uvedené signály sú snímané počas farmakologických experimentov na srdciach malých zvierat za využitia Langendorffovej aparatúry. Merací systém je koncipovaný ako virtuálne zariadenie s externou meracou jednotkou riadenou mikroprocesorom, ktorá je pripojená k riadiacemu počítaču s aplikačným softvér. Novinkou prezentovaného systému je účelne kombinovaná architektúra aplikačného softvéru. Na spracovanie dát v reálnom čase bol kvôli jednoduhosti implementácie paralelných procesov použitý grafický programovací jazyk LabVIEW. Na analýzy biofyzikálnych parametrov, ktoré neprebiehajú v reálnom čase, bolo použité jedno z najpoužívanejších vývojových prostredí určených na spracovanie signálov – MATLAB.

Kľúčové slová. Langendorffov merací systém, kombinovaná softvérová architektúra (LabVIEW, MATLAB), spracovanie biosignálov, paralelizmus.

I. ÚVOD

Vývoj softvéru predstavuje časovo náročný proces, obzvlášť v tak citlivej oblasti akou je medicína [1]. Aby bolo možné dynamicky reagovať na neustály technologický vývoj a riešiť technické výpočtové problémy v priebehu niekoľkých týždňov alebo mesiacov, preferujú menšie vedecké tímy pri vývoji aplikácií, namiesto tradičných programovacích jazykov akými sú C, C++ alebo Java, vývojové prostredia LabVIEW alebo MATLAB

Meracia časť aplikačného softvéru je vytvorená v grafickom programovacom prostredí LabVIEW, ktoré sa stalo bežným štandardom na zber dát a riadenie prístrojov [2]. Kód dátových tokov (resp. zdrojový kód) vytvorený pomocou LabVIEW umožňuje automatickú paralelizáciu vykonávaných akcií. Paralelizmus v algoritmoch pokročilých programov je v dôsledku súčasných trendov v navrhovaní viacprocesorových systémov veľmi dôležitý [3] pretože dokáže výrazne zvýšiť výkon koncovej aplikácie v porovnaní s aplikáciou pracujúcou s čisto sekvenčným zdrojovým kódom. Analytická časť aplikačného softvéru je vytvorená v programovacom jazyku MATLAB a profituje z jeho toolboxov určených na spracovanie signálov.

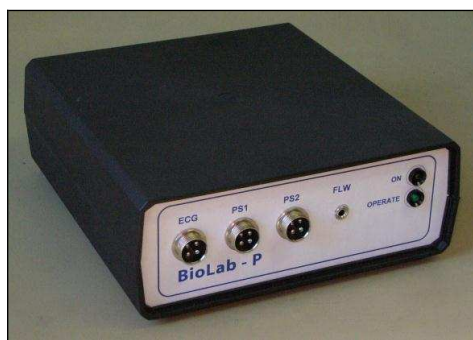
Navrnutý softvér riadi komunikáciu medzi meracou jednotkou a riadiacim počítačom, spracováva dátový tok

počas akvizície, formátuje, zobrazuje a ukladá merané signály a následne realizuje spracovanie a analýzy nameraných signálov mimo reálneho času.

II. METÓDY A VÝSLEDKY

A. Merací systém BioLab-P

Na základe predchádzajúcich skúseností s vývojom meracích systémov zo série BioLab [4], bol zhotovený merací systém BioLab-P. Systém pozostáva z vybraných senzorov biosignálov, z meracej jednotky (Obr. 1), v ktorej je umiestnený modul úpravy signálov a akvizičný modul (Obr. 2) a z riadiaceho počítača s aplikačným softvérom.



Obr. 1. Meracia jednotka BioLab-P.

Merací systém BioLab-P v závislosti od typu experimentu monitoruje a ukladá na disk jednu z dvoch možných trojíc biosignálov. Systém umožňuje merať buď EKG signál, tlak v ľavej komore (PS1) a signál dávkovania liečiva (DD) alebo EKG, PS1 a perfúzny tlak (PS2 - tlak v koronárnom riečisku pri konštantnom prietoku perfúzneho roztoku). Externé senzory určené na snímanie týchto štyroch typov signálov sú súčasťou Langendorffovej aparatúry a ich výstupy sa pripájajú do príslušných konektorov na prednom paneli meracej jednotky (Obr. 1). Langendorffov merací systém je vhodný na „in-vitro” vyšetrenie izolovaných srdiec malých zvierat, akými sú potkan, škrečok alebo morské prasiatko. Používa sa na pozorovanie zmien tlakov a prietokov v koronárnom

riečisku a elektrokardiogramov snímaných z povrchu izolovaného srdca.

EKG signál je snímaný dvoma špeciálne navrhnutými monopolárnymi Ag-AgCl elektródami. Zaznamenáva sa rozdielový signál v rozsahu do 10 mV. Tlakové signály sú snímané citlivými tlakovými senzormi PX181B-006G5V (Omega Engineering, Inc), ktoré umožňujú zaznamenávať tlakové zmeny v rozsahu od 0 do 6 psi (0 – 40 kPa). Signál dávkovania liečiva reprezentuje TTL signál z výstupu kvapkového prietokomera. Pri prechode kalibrovanej kvapky, s objemom približne 50 μ l je prietokomerom vygenerovaný TTL impulz so šírkou 5 ms.



Obr. 2. Modul úpravy signálov a akvizičný modul vo vnútri meracej jednotky BioLab-P.

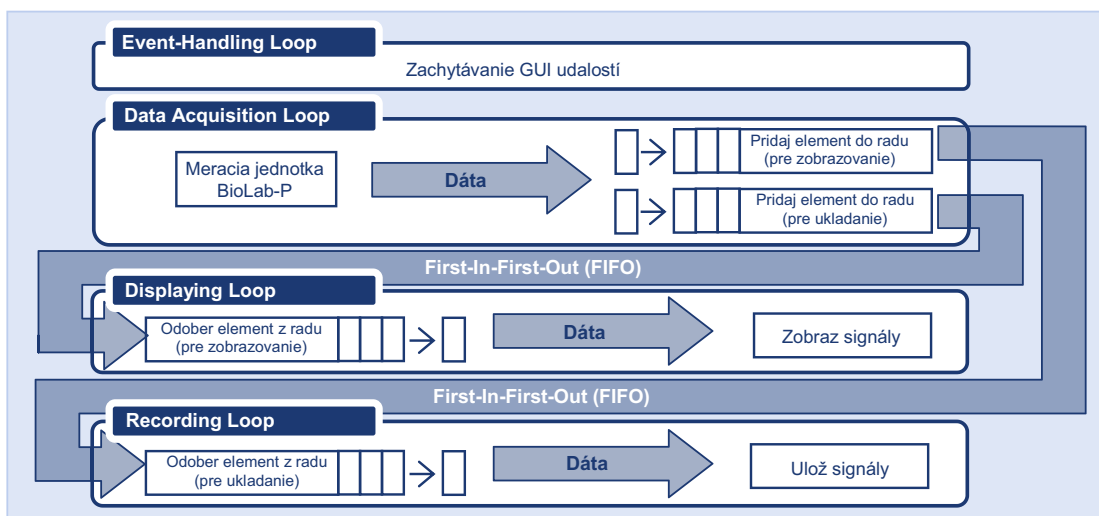
Modul úpravy signálov a akvizičný modul sú umiestnené v plastovej skrínke malých rozmerov (190x200x70 mm). Modul úpravy signálov upravuje elektrické signály z externých senzorov napätia, tlaku a prietoku. Výstupy senzorov sú prostredníctvom individuálnych káblov

pripojené do svorkovnice akvizičného modulu DT9812-10V (Data Translation). Akvizičný modul predstavuje ekonomické, multifunkčné zariadenie, ktoré disponuje USB konektorom, jedným 12-bitovým A/Č prevodníkom s 8-kanalovým multiplexerom, vstupným rozsahom ± 10 V a programovateľným zosilnením 1, 2, 4 a 8, ktoré umožňuje efektívnejšie využitie vstupného rozsahu A/Č prevodníka. Vzorkovacia frekvencia každého kanála je v aplikačnom softvéri nastavená na 1000 Hz. Akvizičný modul je prostredníctvom konektora pripojený do USB portu riadiaceho počítača. Všetky elektrické obvody meracej jednotky sú napájané z USB portu, čo eliminuje potrebu externého napájania.

B. Aplikačný softvér

Aplikačný softvér BioLab-P pozostáva z meracej časti a analytickej časti, ktoré sú s ohľadom na ich vhodnosť vytvorené v odlišných programovacích jazykoch.

Merací softvér je určený na zber a spracovanie signálov v reálnom čase. Musí spracovávať veľké množstvo dát v priebehu niekoľkých milisekúnd. Naš merací program vytvorený v prostredí LabVIEW (verzia 8.6) je navrhnutý aj pre viacjadrové výpočtové systémy. Obr. 3 zobrazuje navrhnutú modulárnu viacslučkovú architektúru meracej aplikácie BioLab-P. Komunikácia medzi slučkami je realizovaná prostredníctvom tzv. Queue konštrukcie. Queue (fronta) predstavuje usporiadaný súbor elementov [2] a v našej aplikácii slúži okrem komunikácie medzi slučkami aj ako FIFO buffer pre dočasné ukladanie dát prečítaných z meracej jednotky. Kľúčovými črtami tejto architektúry sú štyri paralelné slučky, ktoré bežia súčasne a navzájom nezávisle. Takýto paralelný algoritmus spracovania dát nám umožňuje rozdeliť prácu medzi viaceré jadrá [5]. Na Obr. 3 je viditeľné, že akvizičná

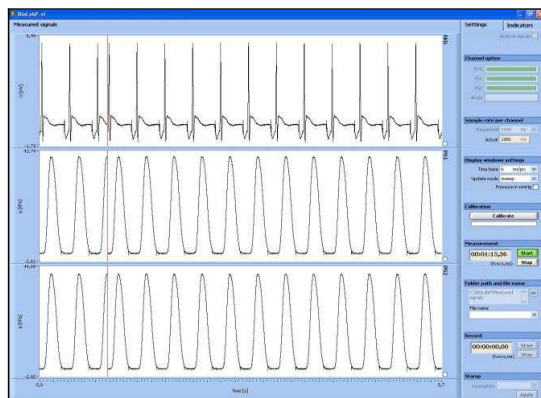


Obr. 3. Blokový diagram modulárnej viacslučkovej architektúry navrhnujej meracej aplikácie. Blokový diagram pozostáva z Event-Handling Loop – slučky, ktorá spracováva aktivitu GUI, z Data Acquisition Loop – slučky, ktorá riadi komunikáciu meracej aplikácie s meracou jednotkou, z Displaying Loop – slučky, ktorá riadi zobrazovanie meraných biosignálov, z Recording Loop – slučky, ktorá ukladá surové (raw) dáta na disk a z komunikačnej schémy založenej na Queue konštrukcii, ktorá riadi synchronizáciu a prenos dát medzi slučkami.

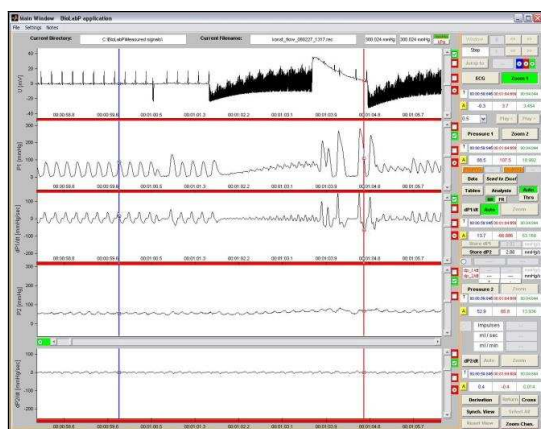
slučka pokračuje v zbere dát aj keď sa objaví oneskorenie v hoci ktorej ďalšej slučke (aktuálne prečítané dáta sa medzitým jednoducho uložia do FIFO buffera).

USB rozhrania umožňuje obojsmerný prenos dát medzi meracou jednotkou a riadiacim počítačom. Komunikácia prostredníctvom USB portu je založená na volaní funkcií DLL knižnice podporovaných akvizícnym modulom.

Užívateľ môže použitím GUI meracieho softvéru (Obr. 4) zvoliť trojicu meraných signálov, rýchlosť časovej základne, zobrazovací mód, prípadne môže modifikovať zosilnenie kanálov. Užívateľ má ďalej možnosť optimalizovať rozlíšenie signálov a takisto má možnosť uložiť všetky signály na disk a to aj spolu s popisnými značkami.



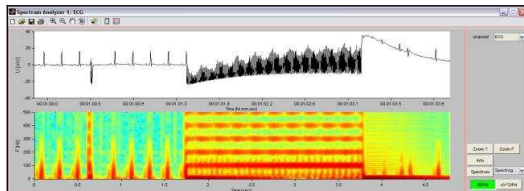
Obr. 4. Hlavné okno meracej aplikácie BioLab-P. V jednotlivých zobrazovacích oknách sú zobrazené signály z generátora signálov (najprv EKG signál a následne dva tlakové signály – PS1 a PS2).



Obr. 5. Hlavné okno analytickej aplikácie BioLab-P. V jednotlivých zobrazovacích oknách sú zobrazené signály z experimentov.

Na spracovanie a vyhodnocovanie nameraných dát bol vytvorený aplikačný softvér (Obr. 5) v prostredí MATLAB (verzia 7). Okrem základných metód číslicového spracovania boli do programu implementované aj

pokročilé metódy na analýzu signálov v časovej a časovo-frekvenčnej oblasti, ktoré zahŕňajú súčasné prezeranie zvolených signálov, zväčšovanie a zmenšovanie signálov, filtráciu filtermi s konečnou impulznou odozvou, vyhľadávanie definovaných charakteristík v časovej oblasti, automatické vypočítavanie definovaných parametrov, ako napr. počet kvapiek liečiva, počet QRS komplexov, frekvencia srdca, počet extrasystol, časové derivácie signálov, výpočet PSD, CSA, spektrogramu (Obr. 6) a iné.



Obr. 6. Vybraná časť EKG signálu a jej spektrogram.

III. DISKUSIA A ZÁVER

Merací systém BioLab-P v spojení s existujúcou experimentálnou Langendorffovou aparátúrou predstavuje nízkonákladové, všestranné zariadenie pre výskumníkov, ktorí vyšetrojú srdcia malých zvierat pri farmakologickej záťaži. Modulárna architektúra celého systému BioLab-P umožňuje v prípade potreby upraviť jednotlivé hardvérové aj softvérové moduly. Aplikačný softvér BioLab-P možno po kompilácii umiestniť ako samostatnú aplikáciu na počítačoch s operačným systémom Windows XP (alebo jeho vyššími verziami).

V dôsledku toho, že výrobcovia CPU sa preorientovali na výrobu procesorov s viacerými jadrmi integrovanými na jednom čipe, bol ovplyvnený aj vývoj softvérových aplikácií. Aby bolo možné naplno využiť výkonnostný potenciál nových viacjadrových procesorov, je potrebné pri písaní zdrojových kódov implementovať aj paralelné algoritmy. To je dôvod prečo bola v tomto príspevku predstavená aj paralelná architektúra meracej aplikácie určenej na spracovanie dát v reálnom čase.

POĎAKOVANIE

Táto práca bola podporená grantom 2/0210/10 grantovej agentúry VEGA a Agentúrou na podporu výskumu a vývoja na základe zmluvy č. APVV-0513-10.

LITERATÚRA

- [1] Bronzino D. J. Biomedical Engineering Handbook. CRC Press, 1995.
- [2] Travis J, Kring J. LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun. Prentice Hall, 2006.
- [3] <http://www.ni.com/labview/whatis/graphical-programming/>
- [4] Karas S., Švehlíková J., Tyšler M. Measurement and evaluation of biosignals from isolated hearts of small animals. In proceedings of the

Trendy v biomedicínskom inžinierstve 2011

ESF project conference with international participation MEDITECH, 2008, 131 – 136.

- [5] Blume P. A. The LabVIEW Style Book. Prentice Hall, 2007.
- [6] DataAcq SDK User's Manual. Data Translation, 2010.
- [7] <http://www.ni.com/labview/whatis/multicore/>

Meranie pôsobenia tlakov v korzetoch pomocou tenkých mechanických tlakových filmov (TMTF).

Martin Krištof¹, Jozef Živčák¹, Radovan Hudák¹

¹ Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, strojnica fakulta, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 04200, Košice

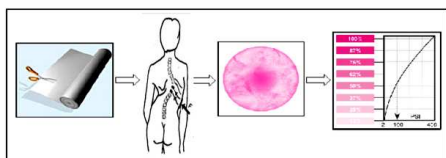
Abstract. Meranie pôsobenia tlakov v korzetoch pomocou tenkých mechanických tlakových filmov (TMTF) vychádza z predpokladu, že meranie a zisťovanie tlakov na pelotách korzetov má význam pri liečbe skoliózy. Meranie tlakov pomocou TMTF v rámci tohto výskumu má poskytnúť informácie o využiteľnosti a spoľahlivosti novej technológie. Pred začiatkom meraní boli špecifikované podmienky merania a skupina meraných pacientov. Výsledky boli spracované pomocou uvedenej metodiky.

Kľúčové slová. Korzet, tenký mechanický tlakový film, pelota, tlak.

I. ÚVOD

Meranie tlakov na ploche medzi pelotou korzetu a telom pacientov postihnutých skoliózou chrbtice pomocou vhodnej neinvazívnej technológie s využitím TMTF. K úspešnej realizácii meraní prispela ochota pacientov so skoliózou chrbtice spolupracovať. Vekové rozpätie pacientov bolo od 9. do 15. rokov, čo je optimálne, ak vychádzame z predpokladu, že trupové ortézy sú využívané na liečbu pri tejto vekovej vzorke populácie.

Meranie prebiehalo u všetkých subjektov v rovnakých laboratórnych podmienkach. Skladalo sa celkovo z jedného záznamu na jednej pelote, t.z. v jednom korzete meranie dvoch pelôt. Počet meraných osôb v meraní bol desať a počet vzoriek bol dvadsať. Meranie prebiehalo na troch typoch trupových ortéz: CBW asymetrický (5.ks), CHANEAN (4.ks) a BOSTON (1.ks).

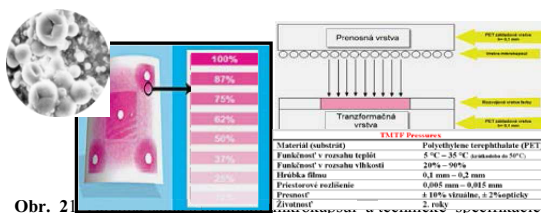


Obr. 1 Postup merania TMTF

II. MATERIÁL A METÓDY

Jeden zo spôsobov merania, je pomocou tenkých

mechanických tlakových filmov Pressurex. Obsahujú mikrokapsuly (veľkosti 0,001-0,1 mm), vytvárajúce vplyvom silového pôsobenia farebný obraz rozloženého tlaku. Súčasťou týchto technológií sú čítacie optické zariadenia a programové vybavenia, pomocou ktorých môžeme prevádzať ďalšie kvantitatívne hodnotenia tlakových pomerov. Rozloženie tlakových pomerov a veľkosť pôsobiacej intenzity tlaku je vhodné merať spôsobom odtlačku, pomocou systému TMTF [9].



Obr. 2

TMTF [9]

Pre monitorovanie tlakov pri používaní korzetu a ich klasifikáciu na základe modelu, ktorý pozostával zo vzoriek TMTF umiestnených na celej pelote v korzete (pozri Obr. 3.) fixovaním pomocou lepiacej pásky. Tieto vzorky boli umiestnené medzi telo meraného subjektu a pelotu korzetu. Išlo o aktívne vzorky o veľkosti individuálne prispôbenej konkrétnej pelote (50 mm do strán peloty v aktívnych zónach) a hrúbke filmu 0,101 mm pokrytej mikrokapsulami.

Toto rozmiestnenie vzoriek bolo inšpirované štandardnými modelmi korzetov používanými pri liečbe ochorenia chrbtice. Na tomto základe boli vyselektované oblasti merania tela, ktoré sú dobre viditeľné a na základe kvalitatívnej analýzy a analýzy stavu, považované za relevantné pre proces experimentov.

Výsledkom analýz je zrekonštruovaný a elektronický počítačový obraz meranej vzorky. Pozornosť bola zameraná na analýzu rozloženia tlaku a tvaru pomocou vizuálnych elektronických údajov. Namerané číselné hodnoty a priebehy tlakov umožňujú sledovať pôsobenie peloty korzetu priamo po vytvorení záznamu, resp. po TOPAQ analýze a rekonštrukcii záznamu.

Vyhodnotenie vzorky tlakového filmu po meraní špeciálnym softvérom Topaq a skenerom Plustek. Topaq systém je navrhnutý pre použitie v spojení s TMTF Pressurex. Využíva špeciálne upravenú plochu skenera, skenuje a interpretuje záznam z filmov a určuje presný tlak

na každom mieste po povrchu filmov. Pracovali sme v rozlíšení 400 dpi, ktoré je o 100 dpi väčšie oproti štandardu 300 dpi. Topaq má veľa analytických nástrojov, ktoré poskytujú flexibilitu pri skenovaní celého obrazu alebo len malé časti obrazu. Štatistika môže byť generovaná pre miestne oblasti alebo celé skenované oblasti. Topaq zobrazuje obraz v 3. rôznych formátoch, ako skutočný obraz, ako pseudo obraz reprezentujúci naskenovaný obraz s rôznymi farbami zodpovedajúcimi rôznym rozsahom tlakov, a ako dvoj a troj - dimenzionálny obraz [9].

Po spracovaní záznamu do konečnej podoby na analýzu, je možné zobraziť priebehy tlakov v tzv. pseudo obraze, priamkovej alebo krivkovej analýze, histograme, štatistickej tabuľke, 2D a 3D obraze s konkrétnymi hodnotami, čo predstavuje výstup merania. [19]



Obr. 3 Umiestnenie vzoriek na pelotách ortézy

Na základe prípravy na meranie bola navrhnutá metodika merania. Každý analyzovaný subjekt bol požiadaný, aby vo vymedzenom priestore laboratória ortopedickej protetiky vykonal pripravené činnosti podľa metodického plánu. Doba prvého merania bola 10. minút. Po prvom meraní v časovom rozsahu 10. minút boli vyvedené závery a čas bol upravený na 5. minút (čo je postačujúci na aktivovanie mikrokapsúl a požadované otláčenie). Dôvod bol zabrániť poteniu pacienta, čoho následkom by bolo zatečenie kvapiek potu do aktívnej oblasti vzoriek TMTF, čo farebne skresľuje vzorku. Meranie času bolo realizované pomocou stopiek.

Všetky nasledujúce merania prebiehali podľa tejto úpravy metodiky:

- meranie v Laboratóriu ortopedickej protetiky,
- dodržanie jednotnej metodiky, pravidiel, postupov, typov TMTF podľa metodiky,

- príprava a označenie vzoriek s prídavkom veľkosti (50 mm do strán peloty v aktívnych zónach),
- príprava na meranie pozostáva z (prípravy miestnosti, pomôcok, TMTF, pacienta a poučenia, automatická kalibrácia systému TOPAQ),
- merania bez oblečenia priamo, na dokončenej ortéze pred odovzdaním pacientovi,
- aplikácia TMTF medzi telo a korzet meraného subjektu lepiacou páskou,
- aplikácia korzetu na telo dôsledným spôsobom, aby nedošlo k nežiadanej aktivácii TMTF,
- zopakovanie inštrukcii určených na základe bežných aktivít pacienta - chôdza, sed, ľahké cvičenie (drep, depresia trupu, elevácia trupu, krúženie panvy) v maximálnom rozsahu,
- dĺžka merania 5. minút (pomocou stopiek) na základe prvotných meraní, otláčenie tela na TMTF,
- ukončenie merania ručným odobratím korzetu a odlepením vzoriek.

III. VÝSLEDKY

Zo zberu dát je možné rýchlo vyhodnotiť základné štatistické ukazovatele s vizuálnou interpretáciou výsledkov pomocou počítača, Topaq analýzy a štatistických funkcií Microsoft Excelu formou grafov a tabuliek. Výstupy z meraní slúžia na hodnotenie veľkosti tlakov na ploche peloty korzetu zobrazovacou metódou.

Pre názorné zobrazenie nameraných a vyhodnotených hodnôt je v predloženej práci spracovaná tabuľka Tab. I. Pozostáva z desiatich stĺpcov. Prvý stĺpec obsahuje poradové číslo (P.Č.), v druhom stĺpci je označovanie jednotlivých vzoriek (ZNAČENIE) v treťom stĺpci sú hodnoty minimálneho tlaku na pelote v [MPa] (P_{min}), vo štvrtom stĺpci sú hodnoty maximálneho tlaku na pelote v [MPa] (P_{max}), v piatom stĺpci je smerodajná odchýlka merania (sP), šiesty stĺpec obsahuje priemerné hodnoty tlakov na meranej oblasti v [MPa] (ΔP). V siedmom stĺpci sa nachádzajú hodnoty vygenerované TOPAQ analýzou o maximálnej pôsobiacej sile na somatografickej ploche v [N] (F), v ôsmom stĺpci je plocha aktívnych bodov na meranej somatografickej časti v [m²] (Sp), v deviatom stĺpci je Deviaty stĺpec obsahuje Maximálnu predpokladanú hodnotu (PHmax) a posledný stĺpec Minimálnu predpokladanú hodnotu (PHmin) . [19]

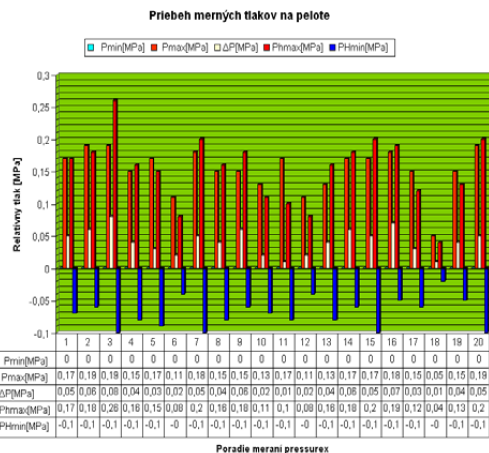
Tab. I. Tabuľka nameraných a vyhodnotených hodnôt na pelote

P.č.	ZN	Pmin [MPa]	Pmax [MPa]	s.	ΔP [MPa]	F[N]	Sp[m ²]	PHmax [MPa]	PHmin [MPa]
1	TMTF 1	0	0,17	0,04	0,05	10,39	0,00021	0,17	-0,07
2	TMTF 2	0	0,19	0,04	0,06	25,81	0,00045	0,18	-0,06
3	TMTF 3	0	0,17	0,04	0,03	12,34	0,00045	0,15	-0,09
4	TMTF 4	0	0,11	0,02	0,02	08,22	0,00041	0,08	-0,04
5	TMTF 5	0	0,13	0,03	0,02	09,06	0,00037	0,11	-0,07
6	TMTF 6	0	0,17	0,03	0,01	07,63	0,00053	0,10	-0,08
7	TMTF 7	0	0,11	0,02	0,02	06,52	0,00041	0,08	-0,04
8	TMTF 8	0	0,15	0,03	0,03	17,02	0,00052	0,12	-0,06
9	TMTF 9	0	0,05	0,01	0,01	01,81	0,00029	0,04	-0,02
10	TMTF 10	0	0,15	0,03	0,04	17,22	0,00048	0,13	-0,05
11	TMTF 11	0	0,19	0,05	0,05	10,20	0,00021	0,20	-0,1
12	TMTF 12	0	0,13	0,04	0,04	15,75	0,00038	0,16	-0,08
13	TMTF 13	0	0,17	0,04	0,06	21,56	0,00034	0,18	-0,06
14	TMTF 14	0	0,17	0,05	0,05	30,55	0,00059	0,20	-0,1
15	TMTF 15	0	0,18	0,04	0,07	23,45	0,00032	0,19	-0,05
16	TMTF 16	0	0,19	0,06	0,08	41,75	0,00050	0,26	-0,1
17	TMTF 17	0	0,15	0,04	0,04	20,11	0,00046	0,16	-0,08
18	TMTF 18	0	0,15	0,04	0,04	17,03	0,00040	0,16	-0,08
19	TMTF 19	0	0,15	0,04	0,06	19,28	0,00032	0,18	-0,06
20	TMTF 20	0	0,18	0,05	0,05	31,54	0,00060	0,20	-0,1
\bar{p}		0	0,153	0,037	0,041	17,362	0	0,156	-0,069
s		0	0,034	0,011	0,020	9,845	0	0,052	0,023

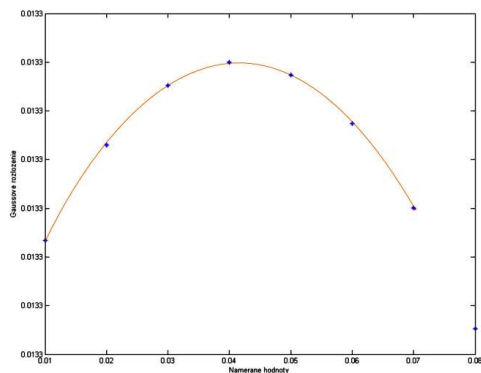
Vyhodnotenie dát bolo realizované pomocou Topa počítačového systému na analýzu. Priemer meraných pacientov v rokoch. Aritmetickým priemerom sme dosiahli hodnotu 13,1 rokov. Najviac percentuálne zastúpený bol vek 14. a 15. rokov (30%), 13. rokov (20%), 12. a 11. rokov (10%).

Z tabuľky nameraných hodnôt Tab. I. vychádza graf na obrázku (pozri Obr. 3.), kde je znázornený rozsah tlakov z merania pomocou TMTF.

Nakoľko sa v grafe po štatistickom prepočte PHmin nachádzajú záporné hodnoty, nemôžeme ich brať do úvahy (nemajú význam nakoľko TMTF meria v rozsahu kladných hodnôt). Tieto porovnania sú informatívne, nakoľko merané boli tri typy korzetov a meranie bolo prevedené jedenkrát a slúžia na hodnotenie veľkosti tlakov na ploche peloty korzetu zobrazovacou metódou.



Obr. 4 Rozsah tlakov z merania I. pomocou TMTF



Obr. 5 Gaussove rozloženie priemerných hodnôt tlakov merania

IV. ZÁVER

Z nameraných hodnôt môžeme vyvodit' záver, že hodnoty tlakov merania I. na pacientoch sú rozdielne i pri dodržaní presného postupu a metodiky. Potvrďuje to graf na Obr. 4. i Gaussove rozloženie hodnôt z teórie štatistiky a pravdepodobnosti v programe MATLAB na Obr. 5. Rozptýl nameraných hodnôt sa pohybuje (od - 78,61% do 46,34%). Kolísanie hodnôt spôsobuje viacero chýb a faktorov a to najmä ľudské. Na základe zistení z meraní boli navrhnuté návrhy na overovacie merania na dvoch pacientoch v počte desať.

Celkovo sa meranie tlakov pomocou TMTF javí ako využiteľná a neinvazívna diagnostická metóda, ktorá si môže nájsť uplatnenie v biomedicínskej oblasti aj ako pomocná diagnostická metóda. Otvára možnosti pre implementáciu aj iných sofistikovaných elektronických senzorov. Nové neinvazívne zobrazovacie a monitorovacie metódy nastupujú čoraz častejšie na pomoc odborníkom v biomedicínskej a zdravotníckej oblasti.

POĎAKOVANIE

Tento článok bol vytvorený realizáciou projektu "Centrum výskumu riadenia technických, environmentálnych a humánných rizík pre trvalý rozvoj produkcie a výrobkov v strojárstve" (ITMS:26220120060), na základe podpory operačného programu Výskum a vývoj financovaného z Európskeho fondu regionálneho rozvoja."

LITERATÚRA

- [1] BROZMANOVÁ, B., et al.: Ortopedická protetika, Martin: Osveta, 1990. 480 s. ISBN 80-217-0133-1.
- [2] DUNGL, P. a kolektív: Ortopedie. Praha 2005, 1280 s.: il. ISBN:80-247-0550-8
- [3] Homindová, E. :Moderné pohľady na liečbu skoliózy pomocou trupových ortéz, 1990, Košice.
- [4] ŽIVČÁK, J. et al.: Základy bioniky a biomechaniky. Prešov: 2004, 256 s., ISBN 80-89040-25-X
- [5] ŽIVČÁK, J. et al.: Biomechanika človeka I. 1.vyd. Prešov: 2007, 299 s., ISBN 978-80-89040-30-8.
- [6] VOJTAŠŠÁK, J. : Ortopédia, Bratislava: 2000, SAP- Slovak Academic Press, 2000, ISBN: 8088908612, [citované 2009-02-15].
- [7] Nathan Walters, M.D.: Diagnostic Tests, (Center for Spine Care) [online]., Physicians Medical Center, Dostupné na internete: <http://www.centerforspinecare.com/diagnosticstests/index.html>.
- [8] Erin R King : A Curve in the Road: (Current Health 1.) [online]. Stamford: Vol. 32, Iss. 4; pg. 12, 5 pgs. Dec 2008. CANADA. Dostupné na internete: <http://proquest.umi.com/pqdweb?index=0&did=1600871661&SrchMde=1&sid=6&Fmt=3&VInst=PROD&VType=PQD&RQT=309&VName=PQD&TS=1231843588&clientId=57743>.
- [9] Sensor product international : (TACTILE PRESSURE EXPERTS) [online]. Sensor Products Inc., Dostupné na internete: <http://www.sensorprod.com/static/biomechanics.php>.
- [10] Tekscan company - industry : (internetová stránka firmy Tekscan, Inc) [online]. Dostupné na internete: <http://www.tekscan.com/industrial.html>.
- [11] Živčák, J., Krištof, M., Hudák, R.: Pressure measurement in spinal brace - human body interaction area, Lékař a technika, Vol. 40, no. 2 (2010), 20-24, ISSN 0301-5491 .
- [12] Živčák, J., Hudák, R., Krištof, M., Bednarčíková, L.: Surface pressure analysis in prosthetics and orthotics, Advances in Human Factors, Ergonomics, and Safety in Manufacturing and Service Industries, Taylor & Francis Group, 2010, 845-854, ISBN 978-1-4398-3499-2 .
- [13] Krištof, M., [a kol.]: Contact pressure measurement in trunk orthoses, ICC - CONTI 2010, IEEE International Joint Conferences on Computational Cybernetics and Technical Informatics, May 27-29, 2010, Timișoara, Romania, 175-179, ISBN 978-1-4244-7431-8 .
- [14] Krištof, M., Hudák, R., Živčák, J.: PRESSURE IN SPINAL BRACE – INTERACTION AREA, YBERC 2010 (IV. Medzinárodná konferencia biomedicínskeho inžinierstva), 2010, Košice.
- [15] Auerbach Joshua D., Ballester Carrie M., Hammond Frank, Carine Ehren T., Balderston Richard A., Elliott Dawn M. : The effect of implant size and device keel on vertebral compression properties in lumbar total disc replacement [online]., Sensor Products Inc., 2010, Dostupné na internete: http://www.sensorprod.com/news/white-papers/2010-01_eis/index.php .
- [16] Curà F., Curti G., Mura A., Cuffaro V.: Pressure distribution on spline couplings, [online]., Sensor Products Inc., 2010, Dostupné na

internet:

http://www.sensorprod.com/news/whitepapers/2010_pds/index.php .

- [17] McCann L., Ingham E., Jin Z., Fisher J.: Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint, [online]., Sensor Products Inc., 2009, Dostupné na internete: http://www.sensorprod.com/news/white-papers/2009/02_imf/index.php .
- [18] SNAS, Metodická smernica na akreditáciu, návod na vyjadrovanie neistoty v kvantitatívnych skúškach (EA - 4/16: 2003), Dostupné na internete: http://www.snas.sk/files/msa/MSA_L11.pdf
- [19] Krištof, Martin: Efektívne pôsobenia trupových ortéz pomocou tlakových senzorov: Dizertačná práca. Košice: TU SJF , 2011, 87 .

Měření odrazu ultrazvukových kontrastních látek

Vladimír SLÁVIK¹, Radim KOLÁŘ²

¹ Dept. of Biomedical Engineering, Brno University of Technology, Kolejní 4, 612 00 Brno, Czech Republic, xslavi16@stud.feec.vutbr.cz

² International Clinical Research Center - Center of Biomedical Engineering, St. Anne's University Hospital Brno, Brno, Czech Republic, radim.kolar@fnusa.cz

Abstract. Contrast-enhanced ultrasound imaging is a routinely used technique, but lacking clinically used quantitative measurements. A major part of the problem is nonlinearity of both attenuation and response from contrast agents. An experiment is performed, aiming to examine SonoVue® backscatter response in low concentrations. The data suffer from uncertain values coming from the diagnostic ultrasound machine used, but show that dependence of backscatter on concentration, as measured, does not seem monotonic and that attenuation should be considered, too.

Keywords. Ultrasound, backscattering, contrast agent.

I. ÚVOD

Kontrastní látky nacházejí v lékařské diagnostice bohaté uplatnění ve více zobrazovacích modalitách; jejich užití umožňuje vytváření obrazů o vyšší kvalitě, především z hlediska většího kontrastu objektů v zobrazované scéně [4]. Další velká oblast využití je v oblasti hodnocení perfuse tkání, např. pro kardiologické či onkologické účely [3][5].

Kontrastní látky pro ultrazvuk současné generace tvoří mikrobubliny vhodných plynů s bílkovinným obalem, které reagují na vybuzení rezonancí. Kromě signálu odraženého tedy generují signál i na dalších kmitočtech, což lze obecně popsat nelineárními jevy [4].

Možnou aplikaci ultrazvukových kontrastních látek představuje kvantifikace perfuse, která však naráží na problémy s nelineárním útlumem i odrazem způsobenými mikrobublinami kontrastní látky, které jsou zde obecně funkcemi koncentrace, frekvence a intenzity [1][2]. Kromě toho při vysokém mechanickém indexu dochází k destrukci bublin, takže je v konečném důsledku nutno brát v potaz i časovou stabilitu.

Pro možnou kompenzaci závislosti útlumu a odrazu je nutno tyto nejprve zjistit; pro tento účel byl učiněn pokus o zjištění závislosti odrazu na koncentraci a intenzitě buzení s využitím diagnostického ultrazvukového zobrazovacího systému GE VingMed System FiVe. Tento pokus má za cíl zjistit hodnoty pouze pro nízké koncentrace látky, při nichž by neměly hrát významnou roli nelineární jevy.

II. EXPERIMENT

A. Příprava

Pro účely měření bylo připraveno jedno balení kontrastní

látky SonoVue (Bracco International, BR 14), tzn. 25 mg prášku rozpuštěno v 5 ml fyziologického roztoku. Tato připravená látka o koncentraci 8 $\mu\text{l/ml}$ byla dále při měření ředěna tak, aby bylo dosaženo koncentrace odpovídající 0,5 mg/l (0,8 $\mu\text{l/l}$). Tento roztok pak představoval homogenní prostředí, v němž proběhlo měření.

Měření probíhalo pomocí ultrazvukového přístroje GE VingMed System FiVe. Přístroj byl použit v režimu *Contrast RF*, který umožňuje ukládání radiofrekvenčních (RF) dat přijatých sondou, a nastavena frekvence 2,2 MHz za použití sondy 3,5 MHz. Pro účely měření byla vypnuta časová kompenzace útlumu (TGC).

Fokusace přístroje byla nastavena na cca 6,3 cm, zaznamenána byla oblast do vzdálenosti 9,3 cm. Každý záznam zahrnuje přibližně sekundu při snímkovací frekvenci 83 fps, z něž byl využit pouze první snímek.

B. Systém měření

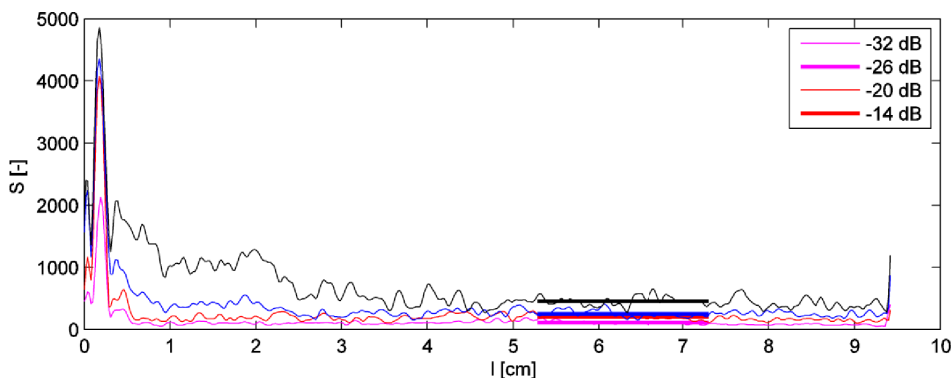
Postupně bylo proměřeno vícero koncentrací při různých intenzitách. Vzhledem k tomu, že použitý ultrazvukový přístroj neudává s dostatečnou přesností mechanický index, byla uvažována spíše nastavovaná intenzita v dB. Podrobnosti viz tab. I.

Počáteční koncentrace činila 0,5 mg/l, poté byla postupně snižována vždy na polovinu, většinou nahrazením poloviny objemu čistým fyziologickým roztokem. Měřené koncentrace tak byly následující: $\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$ a $\frac{1}{8}$ mg/l, což odpovídá 0,8, 0,4 a 0,2 $\mu\text{l/l}$. Při těchto hodnotách je závislost mezi koncentrací kontrastní látky a echem lineární [2]. Pro každou koncentraci byla provedena měření pro čtyři nastavené hodnoty MI, viz Tab. I.

C. Kontrola mechanického indexu

Pro kontrolu mechanického indexu byly v čisté vodě pomocí hydrofonu s předzesilovačem (Force, MH 28) a osciloskopu (Agilent, DSO3102A) proměřeny profily intenzity a přepočítány na mechanický index. Pro výpočet byla vzata záporná maxima napětí U signálu zobrazeného osciloskopem a přepočítána dle útlumu měřicího systému, který oproti referenční hladině 1 V/Pa na dané frekvenci činí 144 dB pro konkrétní hydrofon; zesilovač pak poskytuje zesílení 30 dB. Celkově tedy použitý měřicí řetězec charakterizuje $A = -114$ dBV/Pa. Vztah pro výpočet akustického tlaku nabývá formy

$$p = \frac{U}{10^{A/20}} \quad (1)$$



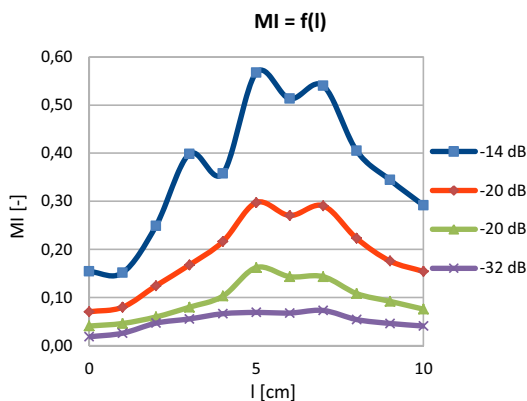
Obr. 1. Typické průběhy v zaznamenaných datech, zde pro koncentraci ¼ mg/l

a pro mechanický index poté

$$MI = \frac{p}{\sqrt{f}}, \quad (2)$$

kde tlak p vychází ve vzorci (1) v Pa, do (2) je dosazen v MPa a frekvence f v MHz.

Naměřené a vypočítané průběhy MI v závislosti na vzdálenosti od sondy udává Obr. 2. Fokuse ultrazvukového přístroje je nastavena na cca 6,3 cm, což přibližně odpovídá vrcholu průběhů.



Obr. 2. Profily MI zjištěné hydrofonomem

Tab. I. Vztah mezi intenzitou, hodnotou MI_{ind} , kterou ukazuje ultrazvukový skener, dále pak naměřeným tlakem a naměřeným MI v ohnisku

S_{in} [dB]	MI_{ind} [Pa·Hz ^{-1/2}]	p [MPa]	$MI_{měř}$ [Pa·Hz ^{-1/2}]
-32	0,0	0,10	0,07
-26	0,1	0,24	0,16
-20	0,1	0,44	0,30
-14	0,3	0,84	0,57

Souvislosti mezi nastavenou intenzitou, tlakem a mechanickým indexem udává Tab. I. Jak je vidět, výsledné hodnoty mechanického indexu zjištěné hydrofonomem jsou přibližně dvakrát vyšší, než udávané

přístrojem. Přepočítání dle výrobce nebylo možno uspokojivě zjistiť; je možné, že je v něm zohledněn i očekávaný útlum tkáně a fokusace. Kromě toho, přesnost tohoto údaje není často dostatečná [6].

III. ZPRACOVÁNÍ DAT A VÝSLEDKY

Zaznamenaná RF data obsahovala větší počet snímků, z nichž byl vybrán pouze první pro snížení nepřesnosti vlivem možné destrukce bublin. Následně byly odděleny první a druhá harmonická filtrací ve spektrální oblasti pomocí Hanningova okna o šířce 1,9 MHz. Pro další výpočet je použita obálka časového průběhu pouze první harmonické složky (2,2 MHz).

Dále byly průměrovány jednotlivé jednorozměrné A-skény, čímž byl z každého měření získán jediný průběh. Konečně odraz v oblasti fokusace je vzat jako průměr hodnot v 1 cm okolí fokusační hloubky 6,3 cm.

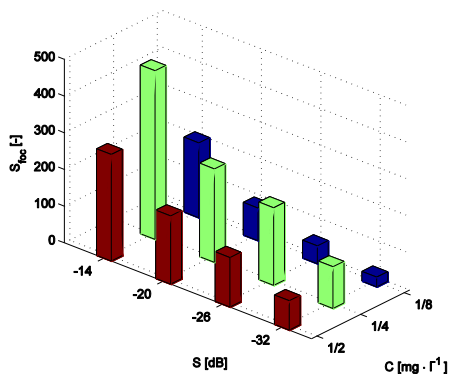
Typické průběhy ukazuje Obr. 1. Jednotlivé barvy náležejí profilům pro různé intenzity; tučnou čarou jsou vyznačeny získané průměry z oblasti fokusace.

Výsledné hodnoty odrazu v závislosti na parametrech měření shrnuje Tab. II a Obr. 3.

Tab. II. Hodnoty odrazu [-]

C [mg/l]	½	¼	⅛
S_{in} [dB]			
-32	26	114	80
-26	49	212	135
-20	89	255	186
-14	203	459	290

Vzhledem k tomu, že pro daný ultrazvukový přístroj nebylo možno zjistiť přepočítání hodnot získaných v RF datech na tlak či intenzitu, jsou tyto hodnoty brány jako bezrozměrné.



Obr. 3. Výsledné odrazy v závislosti na koncentraci a intenzitě buzení

IV. DISKUSE, ZÁVĚR

Z obrázku 3 lze vysledovat několik trendů. Odražený signál samozřejmě stoupá s intenzitou buzení. Kromě toho není závislost na koncentraci monotónní – nejvíce signálu přichází od roztoku o koncentraci 1/4 mg/l.

Možné vysvětlení velkého odrazu pro roztok o koncentraci 1/4 mg/l spočívá v útlumu, který s koncentrací také stoupá, ale působí opačně; závislost odrazu na koncentraci by pak měla lokální maximum. Rozdíl mezi mechanickým indexem udávaným přístrojem a změřeným také může znamenat, že se ve skutečnosti již projevuje nelinearita závislosti odrazu od kontrastní látky.

Vzhledem k tomu, že získaná data nelze absolutně kvantifikovat, není možno výsledky srovnávat s dalšími zdroji. Průběhy však odpovídají očekávání – ukazují, že od určité koncentrace začne převažovat útlum. Při zkoumání jevů souvisejících s kontrastními látkami je tak pro hodnocení odrazu potřeba vzít v úvahu i útlum.

LITERATURA

- [1] Belohlavek, Marek et al. "Ultrasound propagation model for attenuation reduction and cardiac contrast perfusion visualization." 2002 *IEEE Biomedical Imaging Symposium* (2002): 445-448.
- [2] Emmer, Marcia et al. "Pressure-Dependent Attenuation and Scattering of Phospholipid-Coated Microbubbles at Low Acoustic Pressures." *Ultrasound in medicine & biology* 35 (2009): 102-111.
- [3] Feinstein, Steven B et al. "Safety and efficacy of a new transpulmonary ultrasound contrast agent: initial multicenter clinical results." *Journal of the American College of Cardiology* 16, no. 2 (August 1990): 316-24.
- [4] Greis, Christian. "Technology overview: SonoVue." *European Radiology Supplements*

14, no. S8 (October 2004): P11-P15.

- [5] Harvey, Chris J et al. "Developments in ultrasound contrast media." *European radiology* 11, no. 4 (January 2001): 675-89.
- [6] Jong, Nico de. "Mechanical Index." *European Journal of Echocardiography* 3, no. 1 (March 2002): 73-74.
- [7] Schneider, Michel. "Characteristics of SonoVue™." *Echocardiography* 16, no. s1 (October 1999): 743-746.
- [8] Tang, Meng-Xing et al. "Attenuation correction in ultrasound contrast agent imaging: elementary theory and preliminary experimental evaluation." *Ultrasound in medicine & biology* 34, no. 12 (December 2008): 1998-2008.

Měření správnosti činnosti třepaček krevních derivátů

Monika DAREBNÍKOVÁ¹, Zuzana VAŠÍČKOVÁ¹, Marek PENHAKER¹, Martin ČERNÝ¹

¹ Katedra biomedicínského inženýrství, VŠB – TU Ostrava, 17. listopadu 15, 73564, Ostrava, Česká Republika, monika.darebnikova@vsb.cz, zuzana.vasicova@vsb.cz, marek.penhaker@vsb.cz, martin.cerny@vsb.cz

Abstrakt. Tématem je měření a ověření dlouhodobé technické správnosti funkce třepaček krevních derivátů. Zabýváme se snímáním a zpracováním signálu obsahující informace o vibraci roštů třepaček. Pro snímání těchto signálů je využito akcelerometrů a měřená data jsou následně přenášena bezdrátově pomocí ZigBee technologie z třepačky do počítače, kde jsou tato data přenášena pomocí TCP/IP komunikace na vzdálený server do databáze měření. Data ze serveru jsou poté sdílena klientům pro zpracování výsledků. Jako měřicí, vizualizační a komunikační software bylo použito vývojového prostředí LabVIEW, které umožňuje spojení a komunikaci s vytvořenou databází.

Klíčová slova. vibrace, bezdrátová komunikace, třepačka.

I. ZPRACOVÁNÍ KREVNÍCH DERIVÁTŮ

Odběr krve od dárců a jeho další zpracování je nedílnou součástí každé nemocnice. Typický odběr je 450 ml krve za 5 - 10 minut. Krev sám je jen zřídka používá v současné době, kromě autologní trans-fúze, proto je každé odebrané krve oddělena do částí, většinou červených krvinek a plazmy extrakt, případně krevní destičky. Kromě typických plně krve může separovaná věnován, např. krevních destiček.

Krevní destičky mají neustálý přísun kyslíku, a to díky speciálním prodyšným vakům vyrobené z polyolefinu nebo PVC. Doba použitelnosti trombokoncentrátu je pouhých 5 dní, proto se trombokoncentrát vyrábí dle potřeby.

Důraz je kladen i na vizuální kontrolu, jenž musí probíhat během celého procesu výroby. Pozornost se věnuje změně barvy, shlukování, zakalení, poškození či závadě balení, prosakování a ztrátě fenoménu víření. Trombokoncentrát nelze použít k transfuzi, pokud dojde k těmto změnám.

Třepačky neboli tromboagitátory jsou taková zařízení, kde je možno umístit vaky s krevními destičkami v horizontální poloze. Tyto vaky jsou poté s kontinuální rychlostí protřepávány zleva doprava. Třepačky fungují zároveň i jako termostat, jelikož trombocyty musí být uchovávány při teplotě 20 až 24°C.

Trombokoncentrát se v třepačce uchovává od doby vyrobení po výdej k pacientovi, tzn. od 5 hodin do 5 dnů, jelikož doba použití koncentrátu je pouze 5 dní. Trombocyty by se měly uchovávat v míchacím zařízení tak, aby se nedoformoval či nepřehýbal vak. Třepačky mívají i

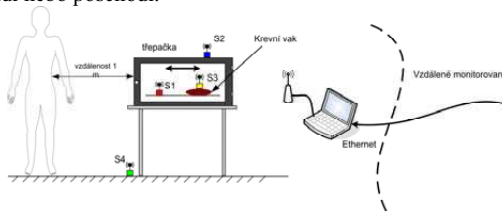
nastavitelnou rychlost, aby nedocházelo k pění. Rychlost třepání bývá klasicky zvolena na 60 kmitů/min.).

Důvody realizaci měření byly požadavky nemocnice ověřit funkčnost svých agitátorů. Někdy se krevní deriváty poškodily po promíchání. Tento jev byl pozorován častěji v jednom z agitátorů. Snažíme se potvrdit či vyvrátit, pokud funkce tohoto míchadla je špatná. Porovnali jsme funkci agitátorů a také jsme udělali několik testů, které byly zohledněny i s vlivem okolního dění.

II. MĚŘICÍ ŘETĚZEC

Měřicí řetězec použitý pro ověření technické správnosti a funkčnosti třepačky byl realizován na oddělení Výroba transfuzních přípravků FNO. Praktické provedení tohoto měřicího řetězce je znázorněno na Obr. 18. Zde je v pravé části místnosti umístěn přístroj Horizontal agitátor RL 45-B od firmy Tool. V levé části obrázku lze sledovat počítač, který bezdrátově prostřednictvím ZigBee modulu snímá vibrace z akcelerometru umístěného v této třepačce. V místnosti se dále nachází přístroj UE 650 od firmy Scientific, na němž probíhalo taktéž měření.

Na třepačkách krevních derivátů tedy byly snímány vibrace pomocí akcelerometrických senzorů. Snímání bylo realizováno na různých místech uvnitř třepaček či jejich blízkém okolí. Na Obr. 1. je detailněji vystihnuta situace měřicího řetězce, jelikož zde jsou vyznačeny místa snímacích bodů. Naměřená data byla z akcelerometrů bezdrátově přenášena do počítače na frekvenci 2,4GHz prostřednictvím technologie ZigBee. Díky této technologii je eliminována problematika spojená s kabely a pohybovým omezením. Přenos dosahuje do vzdálenosti 20m přes dvě zdi nebo poschodí.



Obr. 1. Měřicí řetězec pro horizontální třepačky s měření vibrací na S1 a S3 senzory. Měření vibrací se zjištěním okolních vlivů životního prostředí na krevní vaky byly také měřené S4 a S2 senzory.

Při snímání akcelerometrických dat byl senzor umístěn na těchto místech:

- S1 - v horním roštu třepečky (viz. Obr. 20)
- S2 - na fyziologickém roztoku v horním roštu třepečky
- S3 - nahoře třepečky
- S4 - na zemi v místnosti třepeček

A. Senzory zrychlení

Akcelerometr je zařízení, jímž můžeme měřit vibrace nebo zrychlení určitého předmětu. Za primární měřenou veličinu je považováno zrychlení. Akcelerometr měří dva druhy zrychlení – dynamické a statické. Mezi dynamické lze považovat zrychlení, způsobené změnou síly na hmotu (např. i vibrace). Statické zrychlení vzniká působením gravitace Země. Tento druh zrychlení je snímán i v případě dynamického snímání, z kterého je poté nutno statické zrychlení odstranit filtrací.

Dnešní integrované senzory většinou poskytují obě možnosti měření v rámci jednoho obvodu, který obsahuje i snímací prvek (senzor) a vyhodnocovací obvody.

B. Měřicí deska s akcelerometrem MMA7260Q a modulem XBee

Zařízení komunikuje bezdrátově se základním vývojovým prostředím do několika desítek metrů. Pro tuto bezdrátovou komunikaci slouží ZigBee moduly. Základní deska vývojového prostředí je připojena k PC přes sériovou linku (RS-232). Uživatelé jsou poskytovány základní informace o stavu zařízení pomocí svítivých LED diod.

Sensor Board containing the 3-axis accelerometer (X, Y, Z). Jsou zde tři vzorky, pro $IT = 3$. Vzorkovací frekvence musí být zvolena co největší. XBee dokáže vzorkovat max. 1kHz, z čehož vyplývá 100Hz pro tři vstupy. V přepočtu to činí 10ms, nastavuje se $IR = 10$.

Vlastnosti vybraného akcelerometru MMA7260Q:

Sensing acceleration in 3 axes (X, Y, Z); možnost externího nastavení a změny rozsahu v pevných krocích $\pm 1.5g/2g/4g/6g$ přivedením logických úrovní napětí 0 nebo 1 na dva vstupy g-Select; vyhodnocovací logika provádí převod působícího zrychlení na výstupní napěťový signál; napájení: 3.3V, cca 500 μ A, sleep mód = 3 μ A; maximální zrychlení $\pm 2000g$; frekvenční šířka pásma měření zrychlení: osy X a Y = 350Hz, osa Z = 150Hz; nelinearita max $\pm 1\%$ plného rozsahu; výstup: napěťový signál 1.65 V při 0g (teplotní drift ± 2 mg/ $^{\circ}$ C), citlivost 200 až 800mV/g (teplotní drift ± 2 %/ $^{\circ}$ C).

Vlastnosti komunikace ZigBee XBee – MaxStream:

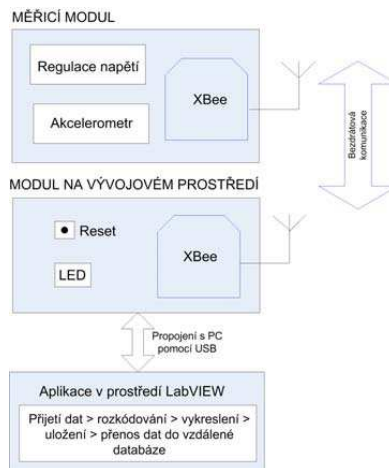
Bezdrátová komunikace pracuje na frekvenci 2.4 GHz s dosahem do 100 při přímé viditelnosti; vysílaný výkon 1mW (0dBm); přenosová rychlost RF 250kbps; přenosová metoda DSSS/QPSK; citlivost -92dBm; napájecí napětí 2.8 – 3.4V; pracovní režimy: pohotovostní, vysílací, přijímací a konfigurační; podporované topologie sítí: point-to-point, point-to-multipoint, peer-to-peer, mesh.

C. Měřicí řetězec v rámci krevního centra

Bylo provedeno více než čtyřicet nezávislých měření horizontální míchadla je nástroj ověření. Na obr. 4 ukazuje kompletní měřicí řetězec od senzorů umístěných v agitátorů do databáze na vzdálenost server s klienty pro zpracování dat. Použili jsme MMA7260Q akcelerometru pro měření zrychlení křivky a my jsme několik událostí, které by měly vliv na kvalitu vzrušení. Pro měření byla data accelerometer akceleračních senzorů dal: snímač S1 - na roštu agitátor, S2 - na vrcholu agitátor, S3 - na krevních vaků v agitátor, S4 - na podlaze. Události v blízkém okolí, které byly simulovány: zaklepaní na boční stěnu agitátor, prostý skok na stůl, skoky osobou (120 kg) v 1 m vzdálenosti od stolu, chůze v místnosti, čímž se láhev 400 ml vody na agitátor. Všechny testy byly provedeny na dvou agitátorů. [3]

Naměřená data byla z akcelerometrů bezdrátově přenášena do počítače na frekvenci 2,4GHz prostřednictvím technologie ZigBee. Díky této technologii je eliminována problematika spojená s kabely a pohybovým omezením.

Telemetrický řetězec se tedy přesněji skládá ze dvou modulů XBee (ZigBee od firmy MaxStream). První modul je umístěn na vyrobené měřicí desce, jež obsahuje akcelerometr (MMA7260Q od firmy Freescale), který měří zrychlení. Při pohybu celou deskou umístěnou na rožtech třepeček se naměřená data z akcelerometru pomocí XBee vysílají do následujícího bloku telemetrického řetězce. V poslední části tohoto telemetrického řetězce je blok aplikace LabVIEW, který umožňuje komunikaci se sériovým rozhraním i s vytvořenou MySQL databází.



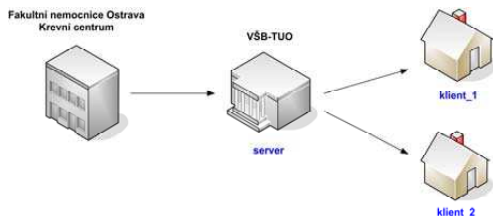
Obr. 2. Schéma telemetrického systému

D. Přenos měřených dat – vzdálená komunikace

Přenos dat v rámci Krevního centra z třepeček krevních derivátů byl zprostředkováván pomocí bezdrátové komunikace, kdy se naměřená data z akcelerometrů ukládala do počítače přes USB port. Další přenos dat se již

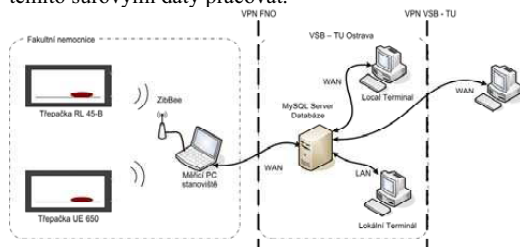
týká vzdálené komunikace, která byla uskutečněna pro neustálý on-line dohled.

V počítači umístěném v Krevním centru byla naprogramována aplikace, jež umožňuje ukládání naměřených dat do databáze třepačka na server. Z této databáze mohou klienti opět prostřednictvím vytvořené aplikace příslušná data načítat a případně je dále zpracovávat. K vytvoření použitých simulačních aplikací byl využit program LabVIEW.



Obr. 3. Schéma vzdáleného přenosu dat

V dnešní době je velká část databází zpřístupněna vzdáleně. Databáze s názvem „třepačka“ je centrálně umístěna na školní půdě VŠB. Pro přístup k tomuto serveru je tedy zapotřebí intranet nebo internet s klientským programem VPN, prostřednictvím kterého lze získat přístup do vnitřní sítě VŠB-TU. Typ databáze spadá pod MySQL a je vytvořena nástrojem phpMyAdmin, který umožňuje jednoduchý internetový přístup a manipulaci s databází. Databáze „třepačka“ poskytuje v neposlední řadě změřená akcelerometrická data uživatelům, kteří chtějí dále s těmito surovými daty pracovat.



Obr. 4. Schéma vzdáleného přenosu dat

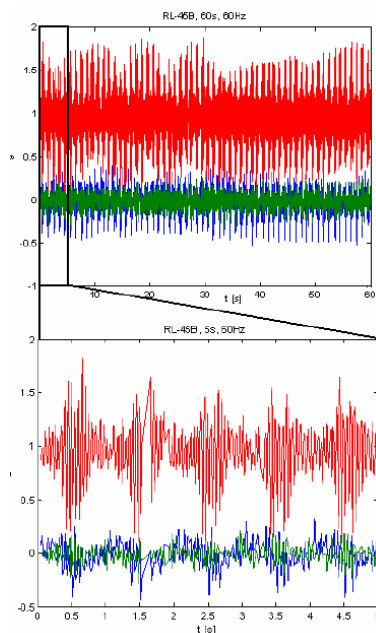
III. VÝSLEDKY MĚŘENÍ A TESTŮ

Výsledkem zrychlení snímače jsou naměřené hodnoty, které jsou uvedeny ve třech časových osách (X, Y, Z). Například, akcelerometr měřící osy X, měřeno v rovině parazitních Y a Z. V případě pohybu roste u třepačky dominance zrychlení v ose X a další dvě osy jsou závislé na vibraci roštu v pracovním režimu třepačky.

Vzhledem k velkému objemu dat získaných zpravidla neanalyzujeme celý záznam, ale pouze vhodně vybrané části nebo více částí záznamu. Z analyzovaných částí je určena buď náhodně, nebo v okamžicích, kdy zaznamenal akcelerometr údaj o výkyvu roštu. Délka vybraných segmentů závisí na účelu analýzy. Byly obecně analyzovány 30 nebo 60-sekundové úseky s názornými příklady.

Legenda následující grafické zobrazení:

- modrá křivka - X-osy - měřeno ve vodorovném směru
 - zelená křivka - osa Y - měřeno ve svislém směru
 - červená křivka - osa Z - měřeno v axiálním směru
- měrnou jednotkou je g, v případě, že uživatel požadovaného výkonu v jednotkách m/s², jen výsledná hodnota vynásobena hodnotou g, který má v naší zeměpisné šířce, velikost 9,81.



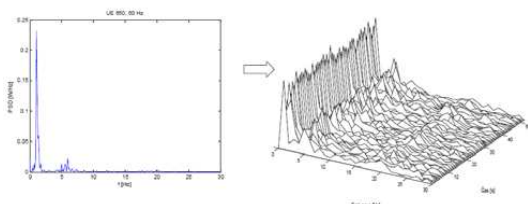
Obr. 5. Senzor umístěn na trombokoncentrátu (posunutí osy X o -0,5g)

Postupně se četnost křivky vypočtené z délky oddílu 2 - 4 sekund. To znamená, že vypočtená frekvence křivky, pak postupně jedena po druhé poskytnue v pseudo-trojrozměrné projekci - (f, t, PSD (f)) spektrální kulisy (SK). Způsobem SK je možné sledovat pokrok a změny ve frekvenční složky v čase - popis dynamického chování signálu ve frekvenční oblasti.

Výhodou tohoto zpracování dat je uspořádání zaznamenaného delšího úseku. Na Obr. 6 je uveden rozdíl mezi PSD a SK, který je znázorněn v případě SK se různé spektrální složky mění v čase. Jak je vidět, toto je krátkého dosahu signálu z každého oddílu objednat za něj. Obr. 6 ukazuje tento případ na jednu sekundu a dvě sekundy segmentů.

Při analýze signálu lze také použít korelační analýzu, která zkoumá vztah mezi dvěma různými signály, které byly zaznamenány zároveň. Na míru lineární závislosti mezi dvěma signály z třepačky srovnání není nutné k výpočtu korelační funkce přímo, ale koeficient korelace.

Korelační koeficient se v lineárním pozitivní, respektive negativní) závislosti dvou proměnných rozmezí ± 1 má nulový vztah k nezávislosti dvou snímaných signálů, kde se obě polarity jsou stejně pravděpodobné. Hodnoty blízké nule korelace však jasně nevyplývá nezávislost, ale lze předpokládat, že spojení mezi těmito signály je velmi slabá. Při porovnání signálů z obou agitátor, který byl zpracován na soubory na 1000 naměřených hodnot (vzorků), což odpovídá na rekordních asi 20 s, byla zjištěna korelační koeficient hodnotu 0,1507.



Obr. 6. Vzorok jednosekundového záznamu spektrálními kulisami (vlevo) a dvousekundových segmentů (vpravo)

IV. ZÁVĚR

Ověření dlouhodobé technické správnosti agitátorů krevních derivátů předcházelo snímání, zpracování a následná analýza signálu, obsahující informace o vibraci roštů třepaček. Byl vytvořen a realizován měřicí řetězec pro snímání a dlouhodobé online sledování zařízení krevních derivátů. Pro měření zrychlení bylo použito akcelerometrických senzorů firmy Freescale. Naměřená data byla přenášena bezdrátově pomocí ZigBee technologie z třepačky do počítače, jenž byl umístěn v téže místnosti. Takto se získaly signály, které byly v navržené softwarové uživatelské aplikaci programu LabVIEW v reálném čase zobrazovány a pomocí TCP/IP komunikace přenášeny na vzdálený server do vytvořené databáze. Data ze serveru byla umožněna pro přístup klientům.

Výsledkem této diplomové práce bylo porovnání a ověření funkčnosti dvou třepaček Krevního centra FNO na základě vibrační analýzy. Práce vznikla na požadavku Fakultní nemocnice Ostrava, z důvodu dřívější kazivosti trombokoncentrátů po třepání. Tato chyba nastávala častěji v jedné z třepaček (Horizontál agitátor RL 45-B od firmy Tool). Úkolem diplomové práce tedy bylo ověření, zda funkčnost a správnost této třepačky je podobná s třepačkou UE 650 od firmy Scientific, nebo má-li na vliv kazivosti trombokoncentrátů podíl jiná veličina. Bylo tedy provedeno porovnání daných třepaček a uděláno několik testů, při kterých bylo za úkol prozkoumat vliv okolního prostředí. Na základě provedených měření a analýz je zřejmé, že podobnost – stejnost funkčnosti obou třepaček se liší. Tento závěr podporují i výsledné grafy analýz, že u třepačky RL 45-B je oproti třepačce UE 650 frekvenční nárůst v oblasti 20 Hz, které mohou ovlivňovat třepání a tím uchovávání vaků s trombokoncentráty.

ACKNOWLEDGEMENT

Tato práce vznikla za podpory projektu: MŠMT 1M0567 “Centrum aplikované kybernetiky”, studentského grantu SV 4501141 “Biomedicinské inženýrské systémy VII” a TACR TA01010632 “SCADA systém pro řízení a měření procesů v reálném čase”.

REFERENCES

- [1] VASICKOVA, Z., PENHAKER, M., DARENKOVA, M.: *The Functionality Control of Horizontal Agitators for Blood Bags*. In XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010, MEDICON 2010, May 27-30, 2010 Chalkidiki, Greece. Springer, IFMBE Proceedings, Vol. 29, Part 2, pp. 859-862 Panagiotis D. Bamidis and Nicolas Pallikarakis, (Eds.), Springer, Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-642-13038-0 (Print) 978-3-642-13039-7 (Online), ISSN: 16800737, DOI: 10.1007/978-3-642-13039-7_217
- [2] Datasheet for ZSTAR3 – DRM103 Designer Reference Manual. Arizona (USA). Freescale, 2008. 88s
- [3] Datasheet for MMA7361L - Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer. Arizona (USA). Freescale, 2008. 11s
- [4] KASIK, V.: *Acceleration of Backtracking Algorithm with FPGA*. In 2010 International Conference on Applied Electronics, pp. 149-152, Pilsen, Czech Republic, 2010, ISBN 978-80-7043-865-7, ISSN 1803-7232.
- [5] ŠIMŠÍK, D., GALAJDOVÁ, A., MAJERNÍK, J., HRABINSKÁ, I., ŽELINSKÝ, P.: *The video analysis utilization in rehabilitation for mobility development*. Lékař a technika. Česká republika, 4-5, Ročník 35, 2004, ISSN 0301-5491, pp. 87 - 92.
- [6] ŽIVČÁK, J., PETRIK, M., HUDÁK, R., TÓTH, T., KNEŽO, D., KOVALOVA, E. *Embedded tensile strength test machine FM1000 - An upgrade of measurement and control, Diffusion and Defect Data Pt.B: Solid State Phenomena* 147-149, pp. 657-662, ISSN: 10120394, ISBN: 3908451655; 978-390845165-
- [7] VASICKOVA, Z., AUGUSTYNEK, M., *New method for detection of epileptic seizure, Journal of Vibroengineering*, Volume 11, Issue 2, 2009, pp.279-282, (2009) ISSN 1392 - 8716
- [8] Krejcar, O., Cernohorsky, J., Fojcik, P., Janckulik, D., Martinovic, J., Smartphone, PDA and mobile Embedded device clients of Biotelemetric System for monitoring of life functions. In 5th International Conference on Innovations in Information Technology, Innovations 2008, December 16-18, 2008, Al Ain, United Arab Emirates. pp. 145-149. ISBN 978-1-4244-3396-4, DOI 10.1109/INNOVATIONS.2008.4781761
- [9] Cerny, M.: *Movement Monitoring in the HomeCare System*. In IFMBE proceedings. Ed. Dossel-Schlegler, Berlin:Springer, 2009, issue. 25, ISBN 978-3-642-03897-6; ISSN 1680-07
- [10] Ozana, S., Machacek Z.: *Implementation of the Mathematical Model of a Generating Block in Matlab&Simulink Using S-functions*. In KAMARUZAMAN, Jusoff, MAHMOUD, Safaa, SIVAKUMAR, Raghupathy. The Second International Conference on Computer and Electrical Engineering ICCEE 2009 : Volume I. Los Alamitos, California : IEEE Computer Society, 2009. Session 8. S. 431-435. ISBN 978-0-7695-3925-6.

Mikroprocesorem řízené měření a regulace teploty

Michal VOŽDA¹, Jiří SEKORA²

¹ Fakulta elektrotechniky a informatiky, Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 17. listopadu 15
708 33 Ostrava-Poruba, Česká republika, michal.vozda@gmail.com

² Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 2906/4, Královo Pole, 61200, Brno, Česká republika,
sekora@feec.vutbr.cz

Abstrakt. Tento článek se zabývá popisem systému pro měření a automatické řízení teploty fyziologického roztoku při experimentálních měřeních na Langendorffově aparátu. Jsou zde shrnuty jednotlivé části realizovaného zařízení a popsány výsledky experimentálního ověření funkce zařízení.

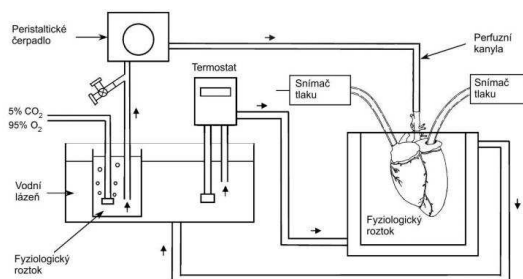
Klíčová slova. PSD regulace, Langendorffův aparát, termistor, Peltierův článek.

I. ÚVOD

Ve farmakologickém a fyziologickém výzkumu se využívá techniky měření na živém zvířecím srdci. Pro takové měření je potřeba srdce umístit do prostředí, kde může pracovat i hodiny po vyjmutí z těla zvířete. To zajišťuje Langendorffova aparatura, ve které je srdce zavěšeno za aortu a promýváno fyziologickým roztokem doplněným o živiny. Na takto uchyceném srdci je možno provádět měření a zjišťovat například vliv farmak na jeho činnost. Aby srdce mělo vhodné podmínky pro svou činnost, je potřeba mimo jiné udržovat v prostředí konstantní teplotu fyziologického roztoku. Cílem je navrhnout autonomní systém, který na základě změřené teploty určí velikost akčního zásahu a provede kompenzaci teplotních změn fyziologického roztoku, které nastávají v průběhu experimentu vlivem vnitřních i vnějších faktorů, jako jsou například:

1. počáteční teplota fyziologického roztoku a teplota okolí,
2. ohřívání roztoku vlivem vlastní činnosti srdce.

Při návrhu termostatu je nutno brát v úvahu oba body, proto je potřeba, aby regulační systém dokázal roztok v sekundárním okruhu ohřívát, ale také chladit. Dále systém musí pracovat tak, aby neovlivňoval průběh experimentu. Chladicí nebo ohřívací médium musí být odděleno od primárního okruhu s fyziologickým roztokem a k předávání tepla musí docházet pokud možno rovnoměrně a s co nejmenšími překmitými hodnoty teploty. To se dá zajistit například spojitou PID (proporcionálně integračně derivační) regulací nebo jeho diskretním ekvivalentem PSD (proporcionálně sumačně diferenčním) číslicově řízeným regulátorem. Uspořádání celé aparatury je naznačeno na obrázku 1.



Obr. 1. Blokové uspořádání Langendorffova aparátu

II. POPIS JEDNOTLIVÝCH ČÁSTÍ ZAŘÍZENÍ

Navržené zařízení, jehož cílem je nahradit blok „Termostat“ naznačený na obrázku 1, se skládá z měřicí části, řídicí části a rozhraní pro zobrazení stavu a ovládní.

A. Měřicí část

Je tvořena senzory teploty a dvěma analogovými měřicími kanály. Z nich je hodnota napětí, úměrná teplotě, převedena na číslicovou hodnotu a zpracována v mikrokontroléru.

Přesnost celého zařízení je determinována parametry senzoru. Pro praktickou realizaci byl zvolen kalibrovaný termistor s negativní závislostí odporu na teplotě (NTC) [1]. Výrobce garantuje přesnost senzoru na 0,2 °C v rozsahu teplot 0 °C až 70 °C. Jmenovitá hodnota termistoru je 10 kΩ při teplotě 25 °C.

Hodnota odporu termistoru je měřena Wheatstoneovým můstkem a výstupní napětí můstku je zesíleno přístrojovým zesilovačem INA126 tak, že v rozsahu teplot 25 °C až 45 °C odpovídají hodnoty napětí na vstupu AD převodníku 0 V až 5 V.

Převod analogové hodnoty teploty na číslicovou zajišťuje 10bitový AD převodník integrovaný v mikrokontroléru (MCU) ATmega644.

Zařízení obsahuje dále číslicový senzor teploty TMP275, který je tepelně spojen s chladičem H-můstku a měří jeho teplotu při regulaci. Na základě teploty chladiče je spínán ventilátor. Tento senzor komunikuje s MCU po sběrnici I2C a udává teplotu s přesností ±0,5 °C.

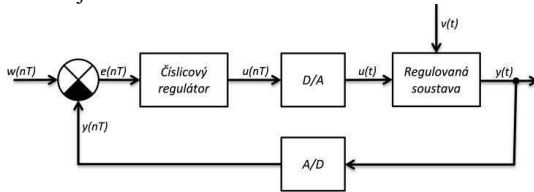
B. Řídící část

Z naměřených hodnot teploty v jednotlivých kanálech se určuje velikost akčního zásahu termostatu, který je tvořen Peltierovou termobaterií. Číslcový výpočet velikosti a smyslu akčního zásahu provádí MCU ATmega644. Na jednom z výstupu je pak formou pulzně šířkové modulace (PWM) určena velikost střední hodnoty proudu, který protéká Peltierovou termobaterií. K výkonovému napájení tohoto prvku je použit H-můstek, který také umožňuje změnou napětí na jednom ze vstupů řídit smysl protékajícího proudu termobaterií a tím i měnit topení/chlazení na aktivní straně článku.

Relativní hodnotu výkonu Peltierovy termobaterie lze nastavit přímo v manuálním režimu nebo lze využít jeden ze dvou algoritmů pro automatické řízení, které jsou v zařízení implementovány. Jedná se o PSD a třístavovou regulaci.

PSD regulátor vyžaduje nastavení proporcionální, sumární a diferencní složky (konstanty regulátoru). Tyto konstanty lze určit na základě měření například metodou přechodové charakteristiky nebo metodou kritických parametrů [2]. Lze také využít pouze proporcionálního regulátoru, a to nastavením konstant složek S a D na nulu.

Blokové schéma regulačního řetězce s číslcovým regulátorem je uvedeno na obrázku 2.



Obr. 2. Blokové schéma regulačního řetězce

Velikost akčního zásahu PSD regulátoru je dána vztahem 1. Kde smysl jednotlivých proměnných je zřejmý z obrázku 2 a jsou udány pro vzorkovací periodu T v kroku n [3].

$$u(nT) = u[(n-1)T] - K_p \cdot [y(nT) - y[(n-1)T]] + K_S \cdot T \cdot e(nT) - \frac{K_D}{T} \cdot [y(nT) - 2y(n-1)T + y[(n-2)T]] \quad (1)$$

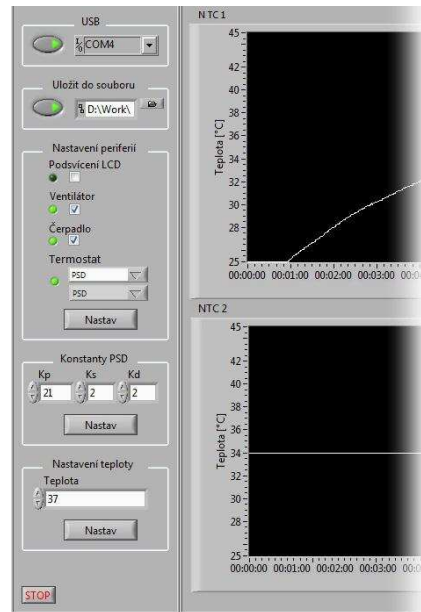
C. Rozhraní pro zobrazování a ovládání

Má-li být navržené zařízení použito při praktických experimentech, je nutno, aby pracovalo autonomně. Průběh vlastní regulace je však výhodné kontrolovat, a to pomocí indikátoru tvořeného dvoubarevnou LED, která červenou barvou značí stav topení a zelenou chlazení. Dále na displeji (LCD) je zobrazena hodnota teploty a stav regulátoru (nastavený výkon). LCD slouží i k zobrazení jednoduchého menu, ve kterém je možno nastavit režim termostatu a základní parametry. Vlastní ovládání a pohyb v menu se provádí pomocí rotačního kodéru s potvrzovacím tlačítkem (OK) a jednoho tlačítka pro návrat z menu (ESC).

Zařízení je vybaveno rozhraním USB a je možno nastavit režim regulace z PC pomocí prostředí vytvořeného v programu LabVIEW. Zde je možno nastavit požadovanou teplotu a konstanty PSD regulátoru. Lze zde také spínat

jednotlivé části zařízení (ventilátor chladiče Peltierovy termobaterie nebo čerpadlo pro nucený pohyb kapaliny v sekundárním okruhu). Dále jsou zde vytvořeny dvě obrazovky pro zobrazení vývoje teploty v obou kanálech. Program v LabVIEW také ukládá jednotlivé hodnoty teplot a velikosti výkonu do souboru a je možno je poté v tabulkovém editoru zpracovat na grafy. Ukládání je možno přerušovat a navazovat. Jednotlivé hodnoty jsou doplněny časovými značkami v absolutní hodnotě času.

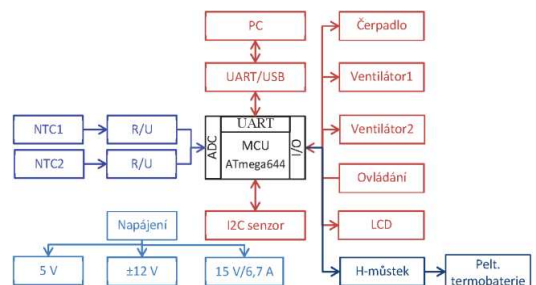
Část uživatelského prostředí v programu LabVIEW je zobrazena na obrázku 3.



Obr. 3. Část uživatelského prostředí v programu LabVIEW

III. REALIZACE

Jednotlivé části jsou znázorněny vcelku v blokovém schématu na obrázku 4.



Obr. 4. Blokové schéma zařízení

Obvody navrženého zařízení byly simulovány v programu PSpice 10.3 a realizovány na čtyřech deskách plošných spojů (DPS) navržených v programu EAGLE. Byl vytvořen prototyp zařízení a jeho funkce ověřena v podmínkách simulujících reálnou situaci.

Jednotlivé ovládací prvky a DPS jsou usazeny do plastové krabičky. Tranzistory H-můstku jsou vyvedeny na chladič s ventilátorem.

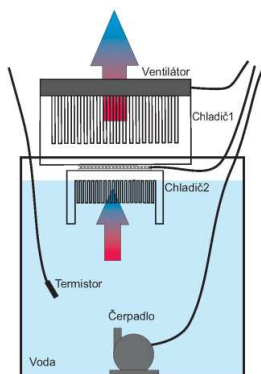
Popis jednotlivých prvků na předním a zadním panelu je na obrázku 5.



Obr. 5. Popis prvků na panelech zařízení

Celé zařízení je napájeno spínaným zdrojem se jmenovitým napětím 15 V a maximálním proudem větším než 5 A. Vzhledem k tomu, že Peltierův jev vytváří rozdíl teplot na plochách článku s nízkou účinností, je nutno článku dodávat relativně velký výkon. Při jmenovitém napětí 15 V protéká zvolenou Peltierovou termobaterií proud maximálně 4,7 A. Tato hodnota se zmenšuje se změnou střídy PWM.

Experimentální uspořádání je naznačeno na obrázku 6.



Obr. 6. Schématické uspořádání experimentu

IV. EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ FUNKCE

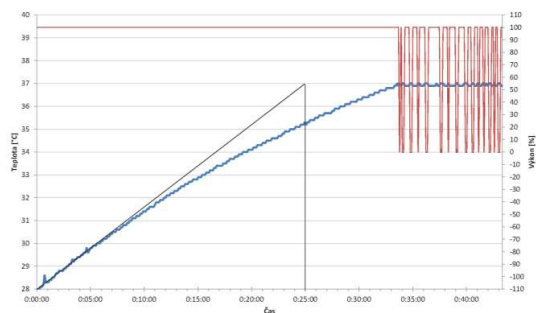
Funkce realizovaného zařízení byla ověřována experimentálně na soustavě uspořádané podle obrázku 6. Pro měření byly použity přístroje:

- YSI 4600 Precision Thermometer – přesnost se senzorem YSI 400 $\pm 0,115$ °C v rozsahu 0 °C až 50 °C,
- BK Precision 9110 – spínaný laboratorní zdroj.

Při měření byla teplota kontrolována přesnějším laboratorním teploměrem a na základě měření byla zjištěna odchylka hodnot měřeného a kalibračního přístroje menší než 0,1 °C v rozsahu 25 °C až 45 °C.

A. Třístavová regulace

V prvním experimentu byla ověřena funkce třístavové regulace. Pro měření byla použita skleněná nádoba, ve které byly 2 l vody o počáteční teplotě 28 °C.



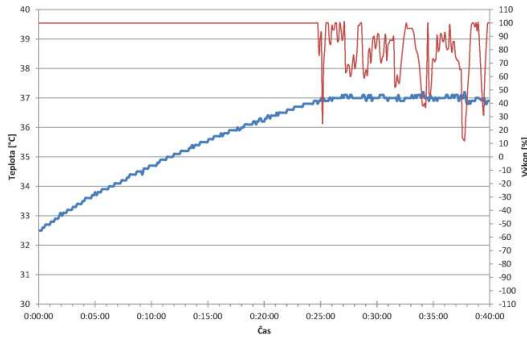
Obr. 7. Průběh třístavové regulace, červeně výkon, modře teplota

Jelikož je voda neustále míchána čerpadlem a teplotní senzor se nachází přímo v dané kapalině, neprojevuje se zde dopravní zpoždění, z čehož plyne, že nárůst teploty nastává okamžitě.

Na obrázku 7 je naznačena strmost nárůstu teploty, z níž určíme konstanty PSD metodou přechodové charakteristiky.

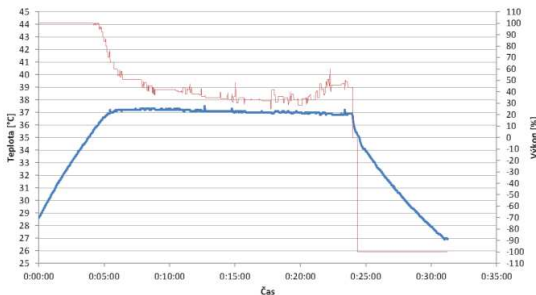
B. PSD regulace

Metodou přechodové charakteristiky získáme přibližné hodnoty konstant regulátoru. Avšak i pro tyto dosti nepřesné hodnoty regulátor dokázal udržovat hodnotu teploty na konstantní úrovni.



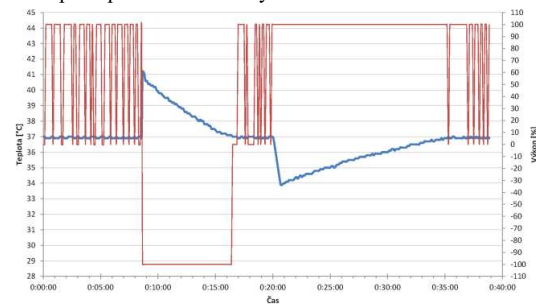
Obr. 8. Průběh PSD regulace, červeně výkon, modře teplota

Při přesnějších hodnotách konstant je průběh výkonu méně proměnlivý. Výkon se vždy ustálí na hodnotě, která kompenzuje vnější vlivy. Na obrázku 9 je zobrazen průběh pro lépe nastavené konstanty PSD, ale zároveň pro menší objem vody (0,5 l), než v předchozích případech.



Obr. 9. Průběh PSD regulace s lépe nastavenými konstantami PSD, červeně výkon, modře teplota

Pro správnou funkci je potřeba ověřit především schopnost regulátoru ochlazovat roztok, ve kterém je ponořen chladič termobaterie. Na obrázku 10 je znázorněn experiment s jednotkovými skoky teploty, vytvořenými přimícháním teplé a poté studené vody do měřené roztoku.



Obr. 10. Reakce třístavového regulátoru na jednotkové změny teploty, červeně výkon, modře teplota

V. ZÁVĚR

Navržené zařízení vzniklo jako řešení problému při experimentech na Langendorffově aparátu, kde dochází působením vnějších i vnitřních jevů k ohřevu prostoru, v němž

se nachází zvířecí srdce.

Bylo vytvořeno obvodové řešení optimalizované pro praktické nasazení. Jednotlivé části byly navrženy s ohledem na snadnou obsluhu a možnost autonomního řízení bez nutnosti zásahu obsluhy nebo připojení počítače. Jako doplňující možnost pro nastavování nebo zobrazování průběhu regulace byla vytvořena aplikace v prostředí LabVIEW a jednoduché menu na LCD pro ovládání zařízení.

Implementované algoritmy pro regulaci byly ověřeny experimentálně a celé zařízení bylo zkušeno v různých situacích, aby se odstranilo co nejvíce případných chyb ve firmware MCU nebo obvodového řešení.

Hlavním přínosem této práce je vytvořený funkční vzorek, který je upraven pro použití v laboratoři. Jednotlivé části jsou umístěny v plastové krabici. Veškerá komunikace se provádí přes uvedená rozhraní a další části se připojují přes konektory, které jsou barevně odlišeny, aby nedošlo k jejich záměně uživatelem.

Zjištěná přesnost regulace závisí na typu regulované soustavy. Pro systém obsahující dva litry vody bez dopravního zpoždění se přesnost udržované teploty pohybovala v řádu desetin stupňů Celsia a dobou potřebnou pro ustálení ze skokové změny teploty v řádu jednotek minut.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla částečně podpořena projekty GAČR 102/07/1473 a MSM0021630513.

REFERENCE

- [1] KREIDL, Marcel. Měření teploty: Senzory a měřicí obvody. Praha: Ben, 2005. 239 s. ISBN 80-300-45-4
- [2] ŠVARC, I., ŠEDA, M., VÍTEČKOVÁ, M. Automatické řízení. 1. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. 324 s. ISBN 978-80-214-3491-2.
- [3] YU, Cheng-Ching. Autotuning of PID controllers: A relay feedback approach. 2nd edition. Germany: Birkäuser, 2006. 261 s. ISBN 1846280362.

Overenie snímacieho systému na meranie intra-abdominálneho tlaku.

Teodor TÓTH¹, Monika Michalíková², Mária TKÁČOVÁ³, Jozef Živčák²

¹ Katedra automatizácie, riadenia a komunikačných rozhraní, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00Košice, Slovenská republika, teodor.toth@tuke.sk

² Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00Košice, Slovenská republika, monika.michalikova@tuke.sk, jozef.zivcak@tuke.sk

³ CEIT-KE, s.r.o., Tolstého 3, 041 01 Košice, Slovenská Republika, maria.tkacova@ceit-ke.sk

Abstract. Some fields of medicine in Slovak Republic and abroad don't utilize all actual knowledge's and possibilities of modern tech-nologies. One of this is the measurement of intra-abdominal pressure in critically ill patients. According to recent literature, frequency of abdominal compartment syndrome in trauma ICU admissions is anywhere from 5-15% and is 1% of general trauma admissions. The end result of undetected and untreated intra-abdominal hypertension / compartment syndrome is multisystem organ failure and patient death. The measurement of intra-abdominal pressure via bladder is today the most used measurement method. The usually used measurement techniques do not meet requirements for modern diagnostic methods. This paper describes the verification of measuring system for intra – abdominal pressure measure-ment. The measuring system is the basic part of proposal device for automated measurement of intra – abdominal pres-sure.

Keywords. intra-abdominal pressure, compartment syndrome, measurement.

I. ÚVOD

Intra-abdominálny (vnútrobrušný) tlak bol prvýkrát popísaný v roku 1863 v práci Mareyho, ktorý sa čiastočne zaujímal o monitorovanie srdcového rytmu.

Prvé zaznamenané meranie uskutočnil v roku 1865 Braune v Nemecku, ktorý vykonal meranie vnútrobrušného tlaku cez konečník. Potom to trvalo ďalších 25 rokov pokiaľ boli výsledky vnútrobrušného tlaku širšie dokumentované.

Heinricius z Nemecka (1890) prišiel k záveru, že vnútrobrušný tlak medzi 27 až 45cmH₂O (približne 20 až 33 mmHg, 2,64 až 4,41 kPa) bol smrteľný pre zvieratá s poruchami dýchania, znižujúc srdečnú diastolickú distenziu a nízky krvný tlak. [1], [2]

Okolo roku 1911 Haven Emerson publikoval prácu o intra-abdominálnych tlakoch, v ktorej tvrdí, že:

- kontrakcia (stiahnutie) bránice je hlavným faktorom zvyšovania vnútrobrušného tlaku počas nadýchnutia,
- anestézia a svalové paralýzy s ďalšou stratou svalovej pružnosti, znižujú vnútrobrušný tlak,
- zvyšujúci sa vnútrobrušný tlak zvyšuje periférnu

cievnu rezistenciu a nadmerne zvýšený vnútrobrušný tlak môže viesť k smrti v dôsledku srdcového zlyhania,

- pri nadmernom zvýšení vnútrobrušného tlaku sú viac zjavné ťažkosti pri dýchaní, a to hrá často úlohu pri infekčných ochoreniach, kde črevná plynatosť a abdominálna distenzia s tlakom na bránicu môžu zapríčiniť srdcové zlyhanie.

V roku 1984 Kron, Harman a Nolan prvýkrát popísali intra-abdominálny kompartment syndróm, kde uvádzajú, že hodnota intra-abdominálneho tlaku je kritériom pre život zachraňujúcu dekompresiu. V ich práci ale nie je nikdy použitý termín kompartment.

V roku 1989 Feistam po prvýkrát použil termín „abdominálny kompartment syndróm“ a popísal jeho 4 hlavné príznaky: [4]

- zvýšený ventilačný tlak,
- zvýšený centrálny žilový tlak,
- znížený výdaj moča
- masívna brušná distenzia nespôsobená krvácaním.

V poslednej dekáde intra-abdominálna hypertenzia (IAH) a abdominálny kompartment syndróm (ACS) zaznamenali prudký nárast výskytu. Štandardizácia pojmov začala na druhom Svetovom kongrese o abdominálnom kompartment syndróme, na základe ktorej bol vydaný blueprint s definíciami a odporúčaniami. Finálna správa bola vydaná v roku 2004 na ACS Consensus Definitions Conference a schválená Svetovou spoločnosťou pre abdominálny kompartment syndróm (WSACS).

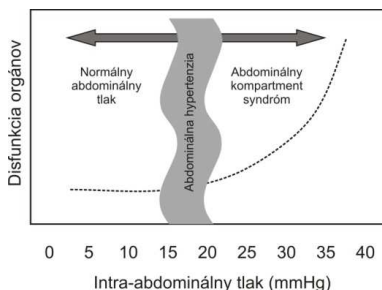
II. ZÁKLADNÉ POJMY

Abdomen je možné popísať ako uzavretú nádobu s tuhými (rebrový oblúk, chrbtica, panva) alebo poddajnými (brušná stena, diafragma) stenami. Tlak vo vnútri brušnej dutiny je v každom čase definovaný elasticitou stien a objemom vnútorných orgánov. Na takto definované „teleso“ je možné aplikovať Pascalov zákon. Potom platí, že IAP nameraný v jednom bode reprezentuje vnútrobrušný tlak v celom abdomene.

A. Intra-abdominálny tlak (IAP)

IAP je definovaný ako ustálený tlak vo vnútri brušnej dutiny, ktorý pri nádychu rastie (kontrakcia diafragmy - bránice) a pri výdychu klesá (relaxácia bránice). Je priamo ovplyvnený objemom orgánov alebo vnútornosťou (môžu byť naplnené vzduchom, vodou alebo fekáliami), ascitom, krvou alebo inými léziami (tumor, tehotenstvo) a prítomnosť stavov limitujúcich expanziu brušnej steny (eschara, edémy).

Na Obr. 1 vyfarbená plocha ilustruje IAH, jej hodnota sa môže posúvať vľavo alebo vpravo v závislosti na klinickom scenári. [1][2][5]



Obr. 1. Rozdiely medzi normálnym intra-abdominálnym tlakom, IAH a ACS.

B. Intra-abdominálna hypertenzia (IAH)

Patologické IAP je kontinuum v rozsahu od mierneho zvýšenia IAP bez klinicky významného nepriaznivého efektu po značné zvýšenie IAP s vážnymi dôsledkami prakticky pre všetky orgánové systémy v tele. Hoci je použitie jednej hodnoty IAP na definovanie IAH otázné, dôležitý je vznik dohody, ktorá umožní uskutočňovanie a interpretáciu budúcich štúdií. [6]

C. Abdominálny kompartment syndróm (ACS)

Intra-abdominálna hypertenzia reprezentuje kontinuum s IAP rozdielne od pacienta k pacientovi a od momentu k momentu podľa základných kauzálnych faktorov, statusu naplňovania srdca, prítomnosti zlyhania orgánov a skôr jestvujúcich ochorení. Kritické IAP u väčšiny pacientov (ako je popísané vyššie) sa pohybuje v rozsahu (10 až 15) mmHg. Jedná sa o tlak, ktorý spôsobí redukciu mikrocirkulácie krvi a začiatok vývoja dysfunkcie orgánov a jeho prvých prejavov. Abdominálny kompartment syndróm je prirodzená progresia týchto tlakom vyvolaných zmien vedúcich k cieľovému orgánu a vyvíja sa ak nie je IAH včasne rozpoznaná a liečená. [6]

Po rozpoznaní dôležitosti monitorovania IAP pri diagnostike a manažmente IAH a ACS sa začali vyvíjať rôzne metódy pre priame (punkcia abdomenu počas peritoneálnej dialýzy) a nepriame (napr. prenos tlaku z dutiny močového mechúra, žalúdka, rekta prostredníctvom balónového katétra) meranie IAP. Z týchto metód sa vo svete pre svoju jednoduchosť a minimálne náklady najviac používa meranie pomocou balónového katétra. [6]

V Tab. 1 sú uvedené korelačné koeficienty pre

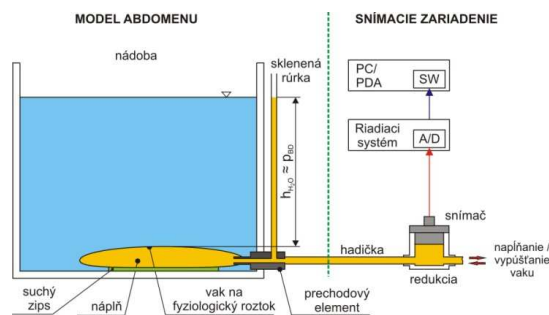
porovnanie tlaku v močovom mechúre a intra-peritoneálneho (podbrušnicového) tlaku. [3]

Tab. 1. Závislosť tlaku v močovom mechúre a intra-peritoneálneho tlaku [3]

Autor	Publikované v	Rok	Korelačný koeficient
Ridings	J Trauma	1995	0,98
Johna	CC forum	1999	0,92
Fusco	J Trauma	2001	0,88
Davis	Int Care Med	2005	0,95
Risin	Am J Surg	2006	0,96
Schachtrupp	Crit Care Med	2006	0,95

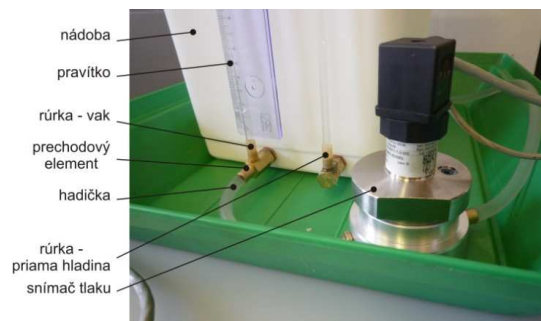
III. OVERENIE MERACIEHO SYSTÉMU

Experimentálne zariadenie pozostáva z dvoch hlavných častí a to z modelu vnútrobrušnej dutiny (abdomenu) a snímacieho zariadenia (Obr. 2).



Obr. 2. Schematické znázornenie návrhu experimentálneho odmeriavacieho zariadenia na overenie funkčnosti meracieho systému

Model abdomenu je tvorený vakom na fyziologický roztok o objeme 250 ml (nahradza močový mechúr), umiestnenom v nádobe umožňujúcej vyvolanie tlaku o hodnote 25 torrov, čo je hodnota pri ktorej sa pristupuje k otvoreniu brušnej dutiny. Vak je napojený priamo na prechodový element s trňom a ku dnu nádoby prilepený suchým zipsom.



Obr. 3. Popis snímacieho systému

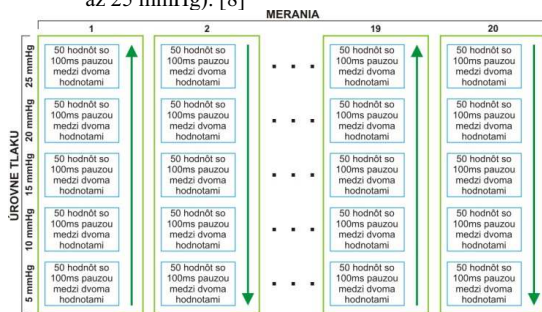
Na detekciu výšky hladiny sú použité dve sklenené rúrky slúžiace ako priehľadové hladinometry umiestnené v rovnakej výške od dna nádoby. Prvá je napojená na prechodový element a meria tlak vo vaku vyvolaný vodným stĺpcom nad jeho povrchom druhá meria priamo výšku hladiny (Obr. 3).

Vak sa pred začiatkom merania plní 100 ml vody. Pre účely testovania sa nebude po každom meraní vypúšťať a znova naplňať, takto sa zabezpečí konštantný objem jeho náplne. Tento objem zodpovedá množstvu, ktoré sa bude používať počas reálneho merania.

Na určenie výšky hladiny bolo ku hladinomeru pripojené pravítko. Nakoľko je potrebné odčítať výšku hladiny od vrchu vaku nádoba bola naplnená vodou vyvolávajúcou tlak na jeho povrch s hodnotou 20 mmHg. Následne bola odmeraná vzdialenosť povrchu vaku a výšky hladiny. Na jej základe bolo upevnené pravítko k priehľadovému hladinomeru.

Meranie bolo vykonané nasledujúcim spôsobom (Obr. 4):

- vyvolanie tlaku 5 mmHg stĺpcom vody,
- ustálenie hladiny vody (15 - 20) s,
- vykonanie merania,
- zvyšovanie výšky hladiny vody po 5 mmHg na úroveň 25 mmHg a na každej úrovni vykonanie merania,
- po dosiahnutí maximálnej výšky hladiny 25 mmHg bola následne hladina znižovaná po 5 mmHg na úroveň 5 mmHg, pričom sa na každej úrovni vykonalo meranie výšky hladiny,
- týmto spôsobom bolo vykonaných 20 súborov meraní, pričom každý súbor obsahuje 5 úrovní (5 až 25 mmHg). [8]



Obr. 4. Známenie postupu merania

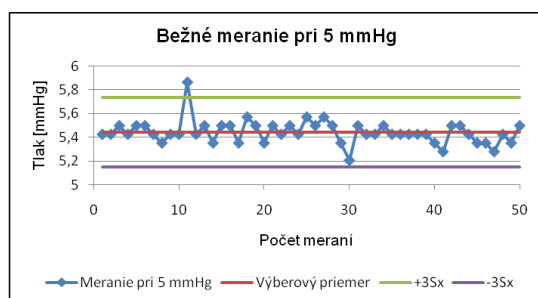
Výstup zo snímača je priamo privedený do mikrokontroléra, kde je digitalizovaný pomocou 10-bitového A/D prevodníka a prenášaný do PC. Každé meranie bolo zaznamenané do samostatného textového súboru. Jedno meranie obsahuje 50 nameraných hodnôt s pauzou 100 ms medzi dvomi za sebou nasledujúcimi hodnotami (Obr. 5). Voľbou väčšieho počtu nameraných hodnôt sa eliminuje vplyv odľahlých hodnôt na výsledok merania. Zo získaných hodnôt sa vypočítala priemerná hodnota reprezentujúca dané meranie, ktorá bola z napätia prepočítaná na mmHg. Hodnoty sa kontrolovali pomocou Grubbsovho testu (Tab. 2).

Vzhľadom na spôsob akým sa stanovilo umiestnenie pravítka, spôsob upevnenia vaku ku dnu nádoby a charakter vaku (materiál, tvar) sa vniesla do merania chyba metodiky merania.

Tab. 2. Súhrnná tabuľka pre všetky súbory meraní [7]

	Tlak [mmHg]				
	p(5)	p(10)	p(15)	p(20)	p(25)
1	5,413	10,326	15,180	20,084	24,889
2	5,368	10,194	15,072	19,870	24,834
3	5,408	10,267	15,154	19,950	24,845
4	5,377	10,232	15,113	19,978	24,821
5	5,411	10,284	15,157	20,001	24,840
6	5,430	10,249	15,114	19,944	24,886
7	5,430	10,273	15,255	19,985	24,817
8	5,403	10,214	15,075	19,911	24,837
9	5,368	10,267	15,075	19,933	24,817
10	5,443	10,236	15,092	19,762	24,824
11	5,422	10,271	15,114	19,982	24,804
12	5,421	10,226	15,041	19,889	24,839
13	5,361	10,227	15,095	19,960	24,786
14	5,371	10,254	15,051	19,905	24,826
15	5,431	10,249	15,063	19,971	24,783
16	5,491	10,309	15,097	19,997	24,905
17	5,504	10,352	15,166	20,006	24,853
18	5,415	10,283	15,107	20,026	24,865
19	5,472	10,279	15,157	20,015	24,837
20	5,443	10,315	15,135	20,006	24,861
Priemer AVR [mmHg]	5,419	10,265	15,116	19,959	24,838
Smerodajná odchýlka Sx [mmHg]	0,040	0,040	0,052	0,069	0,032
AVR + 3*Sx	5,538	10,384	15,270	20,166	24,934
AVR - 3*Sx	5,300	10,146	14,961	19,752	24,743

Jej výsledkom je, že namerané hodnoty pod úrovňou 20 mmHg sú vyššie ako je skutočná teoretická hodnota a meranie nad úrovňou 20 mmHg má opačnú tendenciu (hodnoty sú nižšie ako je teoretická hodnota). Na elimináciu chyby metodiky merania by bolo potrebné modifikovať uchytenie vaku o dno nádoby.



Obr. 5. Priebeh nameraných hodnôt tlaku pri bežnom meraní

Závislosť nameraných hodnôt vzhľadom k očakávaným hodnotám je lineárna pričom korelačný koeficient $R^2=(0,98$ až 1).

Celovú chybu ε_c merania je možné vyjadriť súčtom chyby snímača ε_s a chyby použitého prevodníka ε_p a je na úrovni 0,41mmHg. [7]

IV. ZÁVER

Vykonané meranie malo overiť vhodnosť navrhnutého snímača pre danú aplikáciu a snímacieho systému ako celku. Z nameraných hodnôt vyplýva, že v celom súbore meraní sa nevyskytli odľahlé hodnoty, čo poukazuje na dodržanie stanovenej metodiky merania a precízne vykonanie meraní. Na presnosť nameraných hodnôt má vplyv výber vaku a spôsob jeho uchytenia. Pre validáciu nameraných výsledkov je potrebné porovnať navrhovaný merací systém s komerčne dostupnými systémami na meranie intra-abdominálneho tlaku cez močový mechúr. Celkovú chybu merania je možné znížiť použitím 16-bitového prevodníka, kde výsledná chyba merania bude potom na úrovni chyby snímača $\varepsilon_c = \varepsilon_s = 0,375$ mmHg.

POĎAKOVANIE

Tento článok bol vytvorený realizáciou projektu "Centrum výskumu riadenia technických, environmentálnych a humánnych rizík pre trvalý rozvoj produkcie a výrobkov v strojárstve" (ITMS:26220120060), na základe podpory operačného programu Výskum a vývoj financovaného z Európskeho fondu regionálneho rozvoja.

REFERENCIE

- [1] MALBRAIN, ML., CHEATHAM, ML., KIRKPATRICK, A., SUGRUE, M., PARR, M., DE WAELE, J., BALOGH, Z., LEPPÄNIEMI, A., OLVERA, C., IVATURY, R., D'AMOURS, S., WENDON, J., HILLMAN, K., JOHANSSON, K., KOLKMAN, K., WILMER, A.: Results from the International Conference of Experts on Intra-abdominal Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome. I. Definitions, *Intensive Care Med.* 2006 Nov;32(11):1722-32. Epub 2006 Sep 12
- [2] MALBRAIN, ML., CHEATHAM, ML., KIRKPATRICK, A., SUGRUE, M., PARR, M., DE WAELE, J., BALOGH, Z., LEPPÄNIEMI, A., OLVERA, C., IVATURY, R., D'AMOURS, S., WENDON, J., HILLMAN, K., WILMER, A.: Results from the International Conference of Experts on Intra-abdominal Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome. II. Recommendations. *Intensive Care Med.* 2007 Jun;33(6):951-62. Epub 2007 Mar 22
- [3] MALBRAIN, ML., DEEREN DH.: Effect of bladder volume on measured intravesical pressure: a prospective cohort study, *Critical Care* 2006, 10:R98, <http://ccforum.com/content/10/4/R98>
- [4] EFSTATHIOU, E., ZAKA, M., ET AL.: "Intra-abdominal pressure monitoring in septic patients." *Intensive Care Medicine* 31, 2005, Supplement 1(131): S183, Abstract 703
- [5] KINBALL, EJ.: IAP measurement: Bladder techniques, *WCACS*, Antwerp, 2007
- [6] IVATURY, R., CHEATHAM M., MALBRAIN, M., SUGRUE, M.: Abdominal Compartment Syndrome, *Landes Biosciences*
- [7] TOH, T.: Návrh zariadenia na meranie intra – abdominálneho tlaku, Doktorandská dizertačná práca, Košice, 2009
- [8] TÓTH, T., MICHALÍKOVÁ, M., BEDNARČÍKOVÁ, L., PETRÍK, M., ŽIVČÁK, J.: Verification of measuring system for automation intra – abdominal pressure measurement, MEDICON 2010 : 12 Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010, *Springer*, 2010 P. 513-516. - ISBN 978-3-642-13038-0

Possibility of cells' bioelectric properties evaluation using eddy currents

Roman RADIL, Ján BARABÁŠ

¹ Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering, University of Žilina, Univerzitná 1, 010 26 Žilina, Slovak Republic, roman.radil@fel.uniza.sk

Abstract. The paper deals with patch-clamp techniques, which are used mainly for cell bioelectric quantities measurements. Special attention is devoted to measurement of cell membrane voltage and currents through ion channels. The presented article also describes an idea for improvement of existing techniques by employing an active element. The element is formed by an inductance coil driven by a time-varying current. The main idea is to achieve application of low frequency electromagnetic field on the cell and to record bioelectric responses on the applied field without impairing the integrity of the cell membrane. Numerical simulations are performed to confirm the proposal and the results are presented.

Keywords. Patch clamp, eddy currents, low frequency electromagnetic field, cell membrane voltage, ion channels.

I. INTRODUCTION

Invention of microelectrodes allowed scientists to study electric properties and quantities of such small structures as it is in case of biological cell. While previous studies, such as [1], approved dependence of the cell membrane voltage on the concentration of ions outside and inside the cell, the investigations went further and resulted in the invention of patch-clamp techniques, which are recently successfully used for bioelectrical measurements of cell membrane and membrane ion channels. Due to these techniques such small values of electric quantities like cell membrane voltage (also called transmembrane voltage) or current through ion channels (in order of mV and pA) could be measured.

This method could be improved or combined with other measurement techniques to obtain the best results in various working conditions. One possibility of improvement is described in this article.

II. SINGLE CELL MEASUREMENTS

As it is mentioned in introduction, one of recently most used techniques is the patch-clamp, which was invented at the end of 70's by E. Neher and B. Sackmann and published in [2]. This method was a step forward in research of bioelectrical membrane properties. Patch-clamp technique provides information about currents through membrane channels as well as membrane voltage.

Principle of the method is in electrical isolation of membrane patch from the external solution and recording

current flow into the patch. This is achieved by pressing a fire-polished glass pipette, which has been filled with a suitable electrolyte solution, against the surface of a cell and applying light suction. Providing both glass pipette and cell membrane are clean, a seal whose electrical resistance is more than $10\text{ G}\Omega$ is formed. The higher the seal resistance, the more complete is the electrical isolation of the membrane patch. Secondly, a high seal resistance reduces the current noise of the recording, permitting good time resolution of single channel currents, currents whose amplitude is in the order of 1 pA [3]. As it is illustrated in Fig.1a, it is necessary that the area of patch from which recordings are made be small in comparison with the area of whole cell membrane. An equivalent circuit for the recording set-up is shown in Fig. 1b.

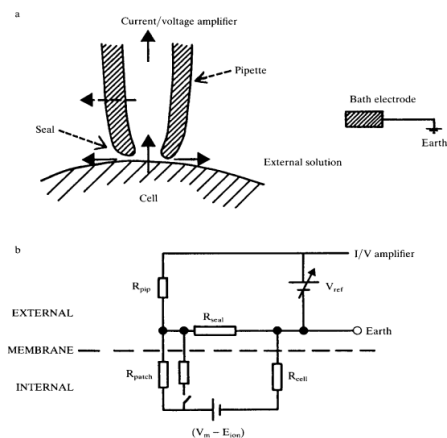


Fig.1. The relation of pipette to cell and the equivalent electrical circuit during patch-clamp recording.

The opening of an ion channel is represented as the closing of the switch in Fig. 1b. The pipette resistance and seal resistance are in series between the amplifier and earth (the external solution) and the patch and cell resistances are in parallel with the seal resistance in this path. The background noise level is also minimized by a high seal resistance. The variance of the current noise (in A^2) through a resistor (R, Ω) is related to the Johnson voltage noise due to the resistance, being given by:

$$s_i^2 = \frac{4kTf_c}{R} \quad (1)$$

where k is Boltzmann's constant, T is temperature ($^{\circ}$ Kelvin), and f_c is the bandwidth (Hz) i.e. the low pass filter setting. Thus, for a 10 G Ω resistor at 20 $^{\circ}$ C, the standard deviation of the current noise at 1 kHz will be 0.04 pA, but for a resistor of 100 M Ω it will be 0.4 pA. In the recording situation used in patch-clamp (Fig. 1), resistor current noise will depend on all the resistive paths to ground from the amplifier input, decreasing as resistance increases. In the earliest experiments the seal resistance was less than 100 M Ω and the noise prevents good resolution of currents smaller than 4 or 5 pA. The achievement of gigaseal radically improved the signal-to noise ratio.

Currently, the patch-clamp technique is still being developed, and resulted in improvements of modern single cell measurement methods. The patch-clamp technique is used in various modes as it is shown in Fig.2. These modes can be summarized and briefly described as follows:

Cell-attached recording

This mode is used to study single channel currents. It is necessary to keep good mechanical and vibrational stability for long enough to record sufficient data. Opening of voltage-activated channels may be achieved by stepping the potential inside the pipette. Often the pipette solution will have the same ionic composition as the bath solution; substitution of ions may be made for studies of permeability properties of channels.

The membrane voltage of cell-attached patches (V_{patch}) is determined by that of the cell interior (V_{cell}) as well as by the pipette (V_{ref}). The membrane voltage is therefore:

$$V_{\text{patch}} = V_{\text{cell}} - V_{\text{ref}} \quad (2)$$

Cell-attached patch-clamp current recording reveals messenger-mediated mechanisms by which agonists cause opening or closure of single ion channels.

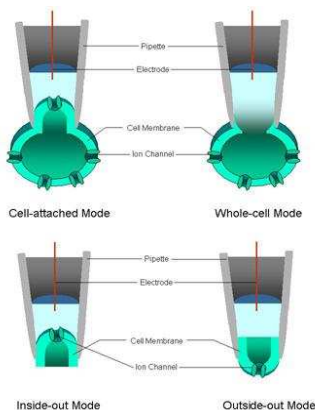


Fig.2. Main modes of the patch-clamp technique

Cell-free, excised patches

Much work is done using patches in the cell-attached mode, but the resting potential of the cell is not known and neither intra- nor extracellular ionic concentrations can be

changed easily. For these reasons, it is sometimes essential to work using a cell-free mode, with excised or ripped-off patches. There are two kinds:

Inside-out - made by pulling the membrane patch off the cell into the bath solution.

Outside-out - made by applying suction to destroy the membrane isolated by the patch pipette and then pulling the pipette away from the cell. The membrane should reseal to give a patch of membrane whose intracellular face is in contact with the pipette solution.

Whole-cell recording

Whole-cell recording is achieved by destroying the membrane patch using suction so that the cell, whose interior then comes into contact with the solution in the pipette, may be voltage or current-clamped. The principle of this mode is illustrated in Fig. 3.

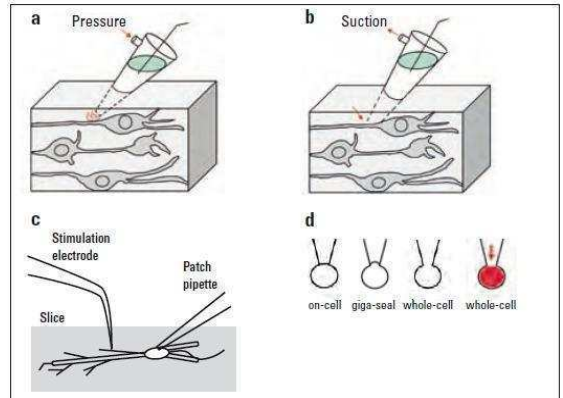


Fig.3. Principle of whole cell recording [4]

Practical application of described techniques is in research laboratories, where investigations about bioelectric cell properties take place.

III. IMPLEMENTATION OF EDDY CURRENTS AND ITS COMBINATION WITH PATCH CLAMP

Non-destructive evaluation (NDE) is recently very progressive industrial method used for determination of material properties, material thicknesses, detection of surface and subsurface defects, leaks, discontinuities, thermal anomalies, etc. One method of NDE is represented by eddy current testing (ECT). Eddy current testing is widely used for quality assurance of structural components made of conducting materials [5]. Its principle comes out from the electromagnetic induction phenomena. When a probe is electromagnetically linked with a part under inspection, the alternating electromagnetic field created by the probe driven with alternating current induces eddy currents in a test part. Discontinuities or property variations in the test part change the flow pattern of the eddy currents and this change can be detected by a probe [6].

The basic idea of our attempt is to create such a probe inside the glass micropipette used for patch clamping. This could be achieved via replacing the thin silver fiber used as

the electrode in patch clamping, by a small coil used in ECT. According to this idea a model shown in Fig. 4 has been created.

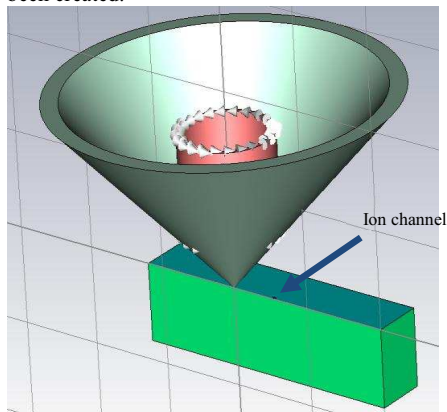


Fig.4. The model of the micropipette tip with a coil inside

The cone with the top radius of 1 mm and the bottom radius of $0.5\mu\text{m}$ represents a tip of the micropipette. A small air-core coil of circular shape is placed into this structure to act as an excitation and also detection part of the probe. Excitation current is 20 mA. The cell is modeled as a brick with thin dielectric layer (blue color on the picture), which acts as a cell membrane, and conductive layer (light green) representing the intracellular environment. To obtain better results the real values of conductivities from red human cells have been used. The K^+ ion channel is created as a conductive way across the membrane with the conductivity of potassium.

The simulation has been realized at a frequency of 1.6 kHz. As it has been assumed, the coil induces eddy currents in the conductive layers. Moreover, the electromagnetic field distribution and consequently the distribution of eddy currents around the ion channel are changed in comparison with the model without ion channel. The results of numerical simulation for the case without the ion channel and for the one with the ion channel are displayed in Fig.5 a) and b).

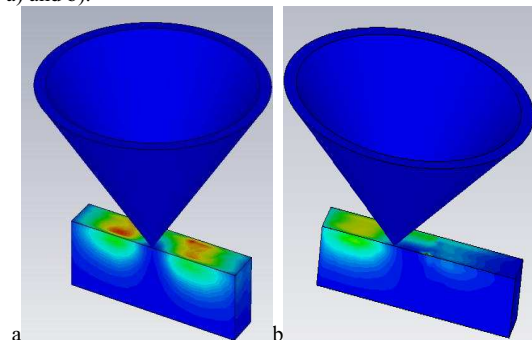


Fig.5. El. loss density. a) without ion channel; b) with ion channel

IV. CONCLUSION

The presented article outlines a basic idea of proposal for

improvement of existing patch clamp technique. Combination of patch clamp and eddy current testing could provide useful information, mainly about ion channel presence in the measured membrane patch, and its response to applied low frequency electromagnetic field. As the simulation shows, the detection could be principally successful, but there are still several topics to be solved. First of all, it is necessary to focus most of electromagnetic field intensity into the tip of micropipette to obtain real results of measured patch. This could be achieved via creation of two small coils in a proper position and their inserting into the pipette. Other problems may also occur with shielding of the coil when using the KCl electrolyte filling. Of course these are the subjects for further work, simulations and experiments.

REFERENCES

- [1] BINGGELI, R., WEINSTEIN, R.C. Membrane potentials and sodium channels: Hypotheses for growth regulation and cancer formation based on changes in sodium channels gap junctions. *Journal of Theoretical Biology*. 1986, Vol. 123, pages 377–401
- [2] NEHER, E., SAKMANN, B., STEINBACH, J.H. The extracellular patch clamp: A method for resolving currents through individual open channels in biological membranes. *Pflugers archive European journal of physiology*, 1978, vol. 375, p. 219-228
- [3] OGDEN, D., STANFIELD, P. Patch clamp techniques. Available online 14.3.2011 at: http://www.utdallas.edu/~tres/microelectrode/microelectrodes_ch04.pdf
- [4] STEINMETZ, I. New standard in electrophysiology and deep tissue imaging. Available online 24.6.2011 at: <http://www.leica-microsystems.com/press-media/newsletters/research-resolution/march-2009-test/new-standard-in-electrophysiology-and-deep-tissue-imaging/>
- [5] JANOUŠEK, L., ČÁPOVÁ, K., GOMBÁRSKA, D., SMETANA, M.: *Progress in eddy-current non-destructive evaluation of conductive materials*. In: ACTA TECHNICA CSAV, Vol. 55, No. 1, April 2010, p. 13-28.
- [6] ALMAN, M. Excitation system influence on eddy currents propagation in process of non-destructive material testing. In *TRASCOM 2009: proceedings*. Žilina: University of Žilina, 2009., p. 167 – 170

S. Cerevisiae growth regulation via exogenous low frequency electromagnetic fields

Jan BARABAS¹, Ivo CAP¹

¹ University of Zilina, Faculty of Electrical Engineering, Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering, Univerzitna 1, 01026 Zilina, Slovakia, jan.barabas@fel.uniza.sk

Abstract. The following article details our experimental findings in the proliferative response of *Saccharomyces cerevisiae* following exposure to low frequency electromagnetic (EM) fields. Two different yeast strands have been subjected to multiple 66 hour sessions of EM exposure (frequency 1,2; 1,4; 1,6; 1,8; 2,0 kHz, magnetic flux density 2,2 mT) under identical ambient conditions. The results indicate an interesting phenomenon – both proliferative and anti-proliferative effects were observed, depending on the applied frequency and strand type. The different proliferative response might hint at frequency-selective behavior and could be potentially explored in therapeutic applications.

Keywords. *Saccharomyces cerevisiae*, baker's yeast, proliferative response, low frequency electromagnetic fields, frequency selectivity, cancer therapy.

I. INTRODUCTION

Our current study was prompted by a handful of experiments suggesting the presence of an endogenous low frequency electromagnetic field in living organisms [1]. The said field is thought to be of importance to the internal mechanism controlling certain aspects of cell division and/or other vital parameters. Recent technological evolution has caused a dramatic increase of man-made electromagnetic (EM) fields in our biosystem. While undoubtedly being beneficial to mankind, these newly introduced phenomena, commonly referred to as electromagnetic pollution, might also pose a problem for living organisms and their endogenous EM fields – for these developed and adapted to a relatively EM-free environment. In view of this uncertainty, the International Agency for Research on Cancer (IARC), a subsidiary of World Health Organization (WHO), has classified low frequency magnetic fields as group 2B carcinogens - considered possibly carcinogenic to humans [2].

However, a controlled use of these fields might also be beneficial in various medical areas, including, but not limited to cancer therapy. To this end, plain baker's yeast has been employed as a model organism for cancer research and use thereof in various experiments seems plausible when studying the fundamental aspects of cell biology. Resources are now available for yeast that enhance investigations, such as the presence of strains with each gene deleted, each protein tagged and databases on protein-

protein interactions, gene regulation and subcellular protein location. When considering an analogy to human cancer, numerous cellular processes that are present in the mammalian cell are also present, albeit in a simplified form, in yeast cells. Nonetheless, yeast cells are considered to be a key to elucidating mechanisms and identifying the key players in cellular processes. Armed with this information, cancer cell biologists can investigate the analogous pathway in the far more complex and elaborate system of the mammalian cell. Of interest are especially the tumourigenic properties of cancer cells, the indefinite division of cells and yeast may specifically help in this quest to slow down or even reverse the mentioned process [3].

II. MATERIALS AND METHODS

A. Exposure Apparatus

The exposure apparatus consists principally of an incubator, exposure coil, shielding box, signal generator and an amplifier. Since the conducted experiments compared paired samples, the incubator was necessary to assure identical exposure conditions of both the exposed and control samples. Fig. 1 shows a simplified scheme of the incubator. Temperature sensors were placed at locations marked with a green dot and fans at locations marked with a yellow dot. The purpose of the fans was to drive cool air into the exposure chamber to cool the exposed samples/coil and then out of the incubator via the control chamber. Temperature has been recorded for all experiments using NI Elvis II and LabView. The magnetic bias introduced into the system due to the fans/other equipment was approximately six orders of magnitude less than the 2,2 mT generated by the coil. With this setup the mutual average temperature difference ΔT_{avg} between the exposed and control samples never exceeded $\pm 0,2$ °C (experimentally verified and recorded over a period of 72 hours). The ambient temperature has also been maintained at 25 °C using an air conditioning unit since all conducted experiments were highly temperature dependent.

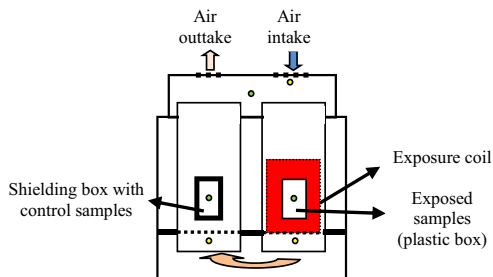


Fig.1. Incubator schematic representation

The coil was manufactured from a PVC tube (outer diameter 167 mm, inner diameter 154 mm, coil length 150 mm, inductance 4,665 mH) using a chasing lather to create the necessary thread to place the 0,9 mm copper wire, wound in 2 layers (100 turns per layer). A small plastic holder was inserted into the coil core in order to optimally position the plastic box (in the coil center) containing the exposed samples. Proper functioning of the coil was evaluated using a sensitive flux-gate sensor placed in the center of coil which was then powered by a low-amplitude driving signal (in order not to saturate the sensor) – the measured value was then compared to the theoretically calculated value and only a minor deviation was found.

During the course of the experiment the control samples were kept in a grounded shielding box. The said box was manufactured from 6 mm steel plates welded together, with a higher amount of nickel component to allow for higher magnetic permeability. The box was additionally shielded using a multilayer aluminum sheet, especially at the top box cover. A sensitive flux-gate sensor was once again used to measure the variations in magnetic flux density within the box when placed in the vicinity of the operating coil. Results indicate minimum change in magnetic flux density, on average six orders of magnitude lower than those within the exposed samples plastic box. Humidity was also evaluated post-experiment within both boxes using hydrosensitive paper cards and was identical in both boxes.

B. Yeast strands

Two different baker's yeast strands were used in the experiment – VIVO, distributed by Lesaffre Slovensko, a.s.[4] and FERM, distributed by Old Herold Heffe, Bratislava. Both sample sources were kept under identical storage conditions and were biologically active at time of inoculation. The shape of both strands was verified using an optical microscope and yeast cells of both strands were of circular shape (fig.2a,b).

After experimentally finding the optimal dilution factors of both yeast strands, eight Petri dishes were inoculated in a sterile environment – 4 controls and 4 exposed samples, always from the same strand. The agar used was GKCH – chloramphenicol yeast glucose agar, manufactured by Imuna, Šarišské Michaľany, Slovakia which is used for cultivation of yeasts and moulds. The purity of the used materials and inoculation procedure was assured by using

a control Petri dish. The petri dishes were then placed into the control and shielding boxes and inserted into the incubator (fig.2c).

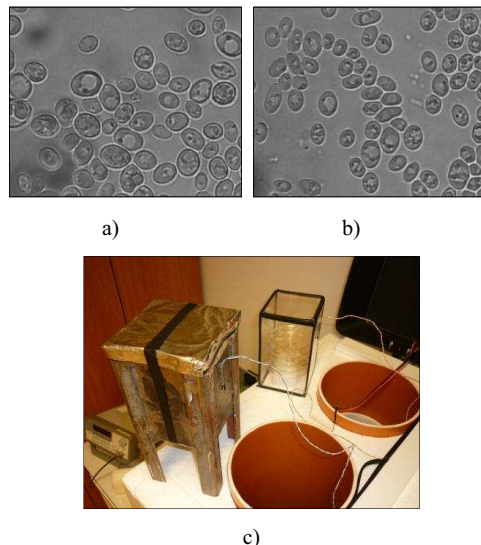


Fig. 2. a) Yeast cell shapes - FERM b) Yeast cell shapes – VIVO
c) Shielding box (left) for control samples and plastic box for exposed samples

C. Evaluation methods

Two different quantities were observed post-exposure – the number of colony forming units (CFU) per dish and the area that the said CFU's take up on all petri dishes (in units relative to the scanned data file). Results were consulted by a professional researcher¹, however later results were processed using in-house developed GUI application (*PetriCounter*) to ease the evaluation. The Petri dishes have been inserted into a 2x2 matrix placed atop a conventional flat-bed scanner and scanned at 200DPI resolution as 8bit grayscale image. The image was then processed in the said software (fig.3) programmed in MATLAB R2010a environment and consisted of various image transformations and mathematical functions in order to obtain the desired output values. The low overall error rate, when compared to professional evaluation, made the software an excellent evaluation tool for our purpose.

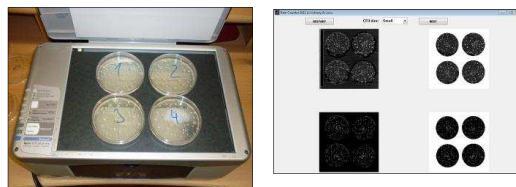


Fig. 3. Petri dishes placed in scanner (left), developed *PetriCounter* software (right)

¹ Maria Barabasova, VUM, Zilina, Slovakia

D. Exposure protocol

The inoculated Petri dishes were inserted into the pre-heated incubator (unit was running 2 hours prior experiment start in order to assure equal and stable temperature of both boxes) and the experiment executed for 66 consecutive hours. The harmonic driving signal (1,2; 1,4; 1,6; 1,8; 2,0 kHz) was generated using a signal generator (Agilent 33220A) and amplified using an amplifier. The resulting driving current flowing into the exposure coil was 2A and the resulting magnetic flux density at the center of the coil was ~2,2mT. Petri dishes were positioned in such a way that maximum magnetic flux density was achieved along the center axis of the Petri dishes. A total of 20 sessions were executed, each containing 8 Petri dishes (4 controls, 4 exposed) and the results were evaluated using the already mentioned *PetriCounter* software and statistically processed. For the statistical analysis of the results the Student's t-test was used ($P=0,95$).

III. RESULTS

Results from all exposures have been processed, statistically verified and are graphically presented in fig. 4. Both figures show the ratio between exposed and control samples and statistically significant results are marked with a star. We can conclude that growth dynamics are the preferred method of bioeffect evaluation over CFU counts.

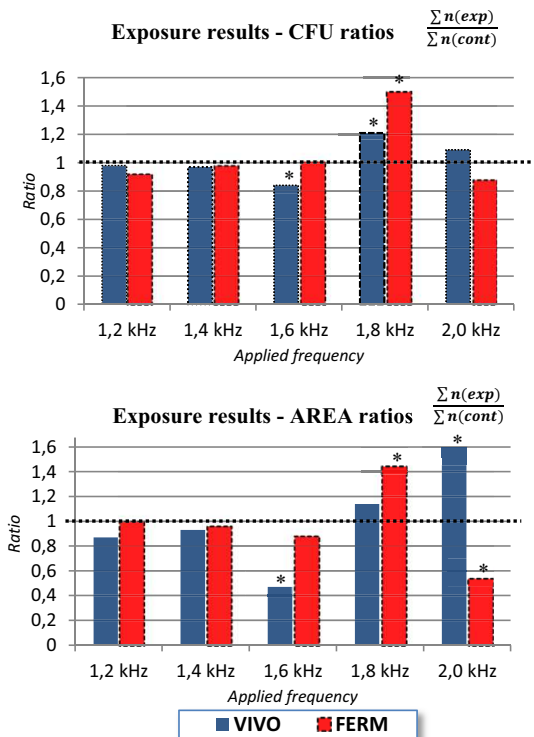


Fig. 4 – CFU counts and growth dynamics post-exposure

IV. RESULTS DISCUSSION AND CONCLUSION

The results portray an interesting picture. First and foremost, a **biological effect has clearly been established** – either in the form of proliferative or anti-proliferative effect. This finding shows that there is indeed also a non-thermal connection between biosystems (albeit unicellular in our case) and man-made electromagnetic fields, at least in the frequency range we explored.

Secondly, we have established a **link between the applied frequency and the observed biological effect**. This finding is crucial to exploring the mechanisms behind our observations.

Thirdly, **different response has been observed for two biological organisms of the same species**. This finding gives reason to believe such behavior could be exploited with advantage in therapeutic application targeting specific cell/tissue types. This would reduce anomalies to cells/tissues beyond the scope of the therapeutic application, such as cancer treatment.

Considering the above findings, we are left with a multitude of possibilities to pursue in the process of quantifying and elucidating the mechanisms of actions we observed over the course of our experiments.

However, in view of current understanding of interaction mechanisms between electromagnetic fields and living systems, two known variables are to be considered when interpreting the findings: specific target-frequency of particular organisms, perhaps suggesting the presence of an endogenous electromagnetic field(s) that plays a seemingly important role in the multiplication and overall growth process of the said organisms, and also the magnitude of induced cellular currents, regulating the intricate transmembrane transport mechanism. The former would fit the theory of coherent oscillations postulated and pioneered by H. Fröhlich [5], while the latter stems from electromechanic analogy of the cell model, collectively known as the Hodgkin–Huxley cell model and the associated Goldman equation [6].

There are of course other theories such as the ion parametric resonance model or magnetic parametric resonance, the latter pioneered by V.V. Lednev, however these are expected to be valid for lower frequency ranges [7].

It is the opinion of the authors that the above findings warrant a more in-depth research and as such would at least partially elucidate the intricacies of electromagnetic field effects on living systems.

REFERENCES

- [1] CIFRA, M. "Electromagnetic cellular interactions" Prog Biophys Mol Biol. 2011 May;105(3):223-46. Epub 2010 Jul 30
- [2] IARC Monographs - agent classification, <http://monographs.iarc.fr/ENG/Classification/>, available online 15.6.2011
- [3] NITISS, J., HEITMAN, J. *Yeast as a tool in cancer research*, Springer, 2010, ISBN 978-1402059629

- [4] Testing protocol – Lesaffre Slovensko, a.s., yeast strand VIVO, <http://www.lesaffre.sk/content/file/protokol-o-skuske---vivo.pdf>, available online 15.6.2011
- [5] S. J. WEBB, M. E. STONEHAM, H. FRÖHLICH "Evidence for non-thermal excitation of energy levels in active biological systems" *Physics Letters A*, vol. 63, pp. 407, 1977
- [6] FALL, CH. Computational Cell Biology, Springer, 2002, ISBN 978-0387953694
- [7] BELOVA, N. "Lednev's model: Theory and experiment" *Biophysics*, 2010, Vol. 55, No. 4, pp. 661–674

Signifikantnosť medicínskej termografie pri diagnostike syndrómu karpálneho tunela

Mária TKÁČOVÁ¹, Radovan HUDÁK², Jozef ŽIVČÁK², Teodor TÓTH³

¹ CEIT-KE, s.r.o., Tolstého 3, 041 01 Košice, Slovenská Republika, maria.tkacova@ceit-ke.sk

² Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 040 01 Košice, Slovenská republika, radovan.hudak@tuke.sk, jozef.zivcak@tuke.sk

³ Katedra automatizácie, riadenia a komunikačných rozhraní, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 040 01 Košice, Slovenská republika, teodor.toth@tuke.sk

Abstrakt. Cieľom štúdie je identifikovať zónu diferencie teplôt medzi fyziologicky zdravou distálnou časťou hornej končatiny a patologicky postihnutou syndrómom karpálneho tunela (SKT), prostredníctvom vytvorenia databáz z termogramov referenčnej (D_{RS}) a patologickej (D_{SKT}) skupiny. Hodnoty teploty boli snímané na dorzálnnej strane rúk, použitím úplne bezpečnej, neinvazívnej, bezkontaktnej infračervenej termografie. Pre tento výskum bola vytvorená databáza o 178 termogramoch z dorzálnnej strany 162 zdravých rúk ($n_{RS}=162$) a 16 patologických rúk ($n_{SKT}=16$) 9 pacientov s diagnostikovaným SKT. Predmetom výskumu bola distribúcia tepla celej ruky, ako aj vytvorenie metodiky snímania a vyhodnocovania línie mediálneho nervu, pomocou piatich anatomicky určených oblastí na dorzálnnej strane ruky. Skúmaná línia stredového nervu zachytáva oblasť stredu zápästného kľbu (D_1), stred záprstných kostí (D_2), základňu proximálneho článku III. prsta (D_3), základňu mediálneho článku III. prsta (D_4) a základňu distálneho článku III. prsta (D_5). Prínosom štúdie je prepočet indexu stredového nervu ($D_{MI}=(T_{DIR}-T_{DS})$). Výsledky z merania definovaných bodov poukázali na to, že teplota rúk postihnutých SKT je vyššia v oblasti distálnych častí prstov (D_5) a nie v zápästí ($D_{MI}<0$, 62,5%), kým u fyziologicky zdravých rúk je to naopak ($D_{MI}\geq 0$, 82,5%). Senzitivita termografického testu vyšla 0.625 \pm 0.237 a špecificita 0.815 \pm 0.060.

Keywords. Medicínska termografia, syndróm karpálneho tunela, index mediálneho nervu.

I. ÚVOD

Problematika diagnostiky syndrómu karpálneho tunela je celosvetovým predmetom výskumu, keďže v súčasnosti sa pre stanovenie tejto diagnózy využíva v prevažnej miere elektromyografia, ako majoritná zobrazovacia metóda vyšetrujúca prejavy svalstva.^[6]

Vyšetrenie pomocou EMG však predstavuje nevýhodu hlavne z hľadiska prístupu k vyšetreniu, pretože je buď invazívne, kedy sa do tela pacienta zavádzajú tenké sondy (vpichujú sa ihly), alebo je kontaktné, čo znamená, že sa na kožu prikladajú povrchové elektródy. Hlavným dôvodom pre nevyužitie konvenčných rtg snímok je, že ukážu len patologické zmeny v biomechanike skeletu zápästia (dislokované fraktúry, kalózne útvary) alebo jeho vývojové

anomálie. CT vyšetrenie našlo pri tejto diagnóze čiastočné uplatnenie, pretože minimálne rozdiely v denzite intrakanalikulárných štruktúr neumožňujú ich vzájomnú diferenciáciu (napr. odlíšenie nervu od šliach). Naopak CT umožnilo pomerne presne určiť rozmer kostnej časti karpálneho tunela. Veľmi dobre zobrazujú karpálny tunel a jeho obsah MR a UZ. Tieto dve metódy sú porovnateľné a aj nimi používané kritéria sú zhodné avšak výrazne zvyšujú cenu vyšetrenia.^[6]

Súčasná medicína speje k bezkontaktnosti a neinvazívnosti, takže sa hľadajú nové metódy zobrazovania, čím sa otvára priestor aj pre medicínsku termografiu, ktorá stanovené podmienky jednoznačne spĺňa.

Termovíznej diagnostike SKT sa venoval aj Jesensek Papez a kol. (v rokoch 2008 a 2009). Vytvoril rozsiahlu databázu o 502 termogramoch z dorzálnnej aj palmárnej strany rúk, 132 zdravých 119 patologických rúk. Potvrdil hypotézu, že dorzálna strana rúk má vyššiu výpovednú hodnotu pri diagnostike SKT než palmárna strana.^{[1], [2]}

Ming a kol. (v roku 2007) skúmal 41 zdravých rúk ($n=41$) 22 dobrovoľníkov a 22 rúk ($n=22$) s klinicky diagnostikovaným SKT 16 pacientov. Termogramy rúk od každého subjektu boli získané využitím digitálnej infračervenej termografie (DIRT) pred a 6 mesiacov po operácii. Merané boli teploty končekov prstov od prvého prstu ($D1$) po piaty ($D5$), stred v oblasti thenaru (Th) a hypothenaru (Ht). Na základe čoho zostavili prepočet indexu stredového nervu ($MI=(D1-D2)+(D1-D3)+(D2-D3)$) a teplotné rozdiely v nervovej distribúcii oblastí n.medianus a n.ulnaris ($MED.ULN=(D1-D5)+(D2-D5)+(D3-D5)+(Th-Ht)$). Výsledky z meraní DIRT potvrdzujú, že regulácia prietoku krvi pri SKT je abnormálna pravdepodobne v dôsledku poruchy sympatikovej vazomotorickej regulácie, a že regulácia prietoku krvi sa dostane na normálne hodnoty spoločne so zmiernením iných symptómov SKT 6 mesiacov po operácii.^[3]

II. METODIKA TERMOVÍZNEHO MERANIA

Termovízne meranie prebiehalo v klimatizovanej, zatemnenej miestnosti, kde všetci dobrovoľníci zúčastňujúci sa termovízneho vyšetrenia rúk boli poučení o priebehu celého merania a cca týždeň pred vyšetrením dostali inštrukcie konkretizujúce látky, ktorým sa treba v deň merania vyvarovať (viď nižšie). Pred samotným vyšetrením sa všetci dobrovoľníci podrobili aklimatizácii (po dobu 20 min) vo vyšetrovanej klimatizovanej miestnosti o teplote prostredia cca $21.5_{\pm 2}^{\circ}\text{C}$ s obnaženou oblasťou merania počas celého termovízneho vyšetrenia. Dobrovoľníci boli snímaní v sede s rukami umiestnenými na stole. Snímaná poloha, horné končatiny v pronácii (dlane na podložke), pričom sa snímala dorzálna strana ruky (Fig.1).

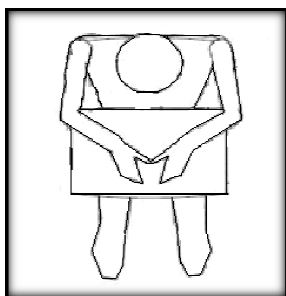


Fig. 1. Somatografické zobrazenie polohy pacienta pri termografickom meraní; pohľad zhora

Inštrukcie pred termovíznym zobrazovaním:

- žiadna aplikácia/odstránenie krémov na pleť alebo kozmetiky na skúmanej oblasti;
- predchádzanie nadmernému stravovaniu a príjmu čaju alebo kávy bezprostredne pred vyšetrením (cca 2 hodiny);
- zákaz užívania omamných látok (úplne) a fajčenia (cca 2h pred vyšetrením);
- nevyvíjanie vyššej fyzickej (napr. rehabilitácia, tréning, atď.) či psychickej záťaži;
- vyvarovať sa liekom ovplyvňujúcim kardiovaskulárny systém, ďalej vyhýbať sa vazoreaktívnym alebo sudoreaktívnym liekom (pokiaľ to nie je kontraindikované lekárom).

A. Technické parametre použitých pomôcok

Meranie sa uskutočnilo infračervenou termokamerou (Termokamera Fluke Ti55/20, FLUKE, USA), ktorej teplotná citlivosť je 0.05°C pri 30°C . Termokamera pracuje v rozsahu vlnových dĺžok od $8\mu\text{m}$ do $14\mu\text{m}$ (pričom infračervená radiácia ľudského tela je najvyššia v spektrálnom rozsahu okolo $9.66\mu\text{m}$). Rozlíšenie

termokamery Fluke Ti55/20 je 320×240 pixelov (tj. 76800 pixelov). Pri snímaní bol zvolený kalibrovaný teplotný rozsah, ktorý je pre medicínske účely v modely Fluke Ti55/20 prednastavený na -20°C až 100°C . Použitá optika 10.5mm ; $F/0.8$; $8-14\mu\text{m}$; JTI-40949-0477. V programovej ponuke termokamery sme nastavili hodnotu emisivity ľudskej kože na 0.98. Všetky termogramy boli spracované softvérom prislúchajúcim uvedenej termokamere (SmartView 2.1, FLUKE, USA). Počas každého snímania bola, za účelom prepočtu emisivity snímaného objektu a okolia, monitorovaná teplota prostredia prostredníctvom pyrometra (Pyrometer Testo 810) v bezprostrednej vzdialenosti od elektroniky kamery ($\leq 0.5\text{m}$), pričom táto teplota prostredia bola korigovaná klimatizáciou v miestnosti snímania (L327, KBIAaM) a hodinu pred každým meraním bola nastavená teplota v miestnosti na 19°C .

B. Subjekt merania

Termovíznou diagnostiku absolvovalo 7 osôb s obojstranne pozitívnym syndrómom karpálneho tunela (SKT) a 2 osoby s jednostranným postihnutím. Celkový počet rúk s SKT teda činí 16 ($D_{nSKT} = 16$). Ruky boli snímané z dorzálnej strany.

Referenčnú skupinu (RS) tvorilo 82 ľudí. Termogramy z RS databázy (D_{RS}) boli vytvorené rovnako ako u SKT rúk z dorzálnej strany a celkový počet RS termogramov v databáze $RS D$ predstavuje 162 ($D_{nRS} = 162$).

Celkový počet snímok v databázach D_{RS} a D_{SKT} činí 178 termogramov.

III. INDEX STREDOVÉHO NERVU

Línia stredového nervu pre túto štúdiu bola tvorená piatimi anatomicky definovanými bodmi (Fig.2). Prvý bod predstavuje oblasť stredu zápästného kĺbu ($D1$), druhý stred záprstných kostí ($D2$), tretí základňu proximálneho článku III. prsta ($D3$), štvrtý základňu mediálneho článku III. prsta ($D4$) a piaty základňu distálneho článku III. prsta ($D5$).

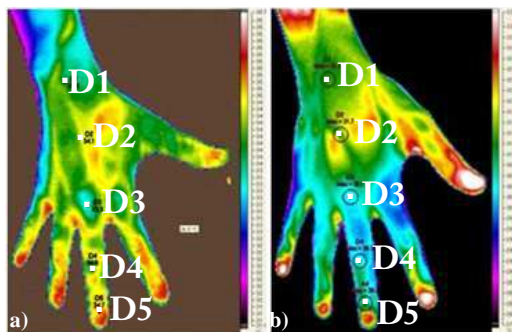


Fig. 2. Lokalizácia bodov D_i . a) termogram ruky s SKT (D_{nSKT}); b) termogram fyziologicky zdravej ruky z referenčnej skupiny (D_{nRS})

A. Primárna hypotéza

Štúdia je postavená na podklade primárnej hypotézy: *Distribúcia tepla u rúk postihnutých syndrómom karpálneho tunela sa výrazne líši od teplotnej distribúcie fyziologicky zdravých rúk.*

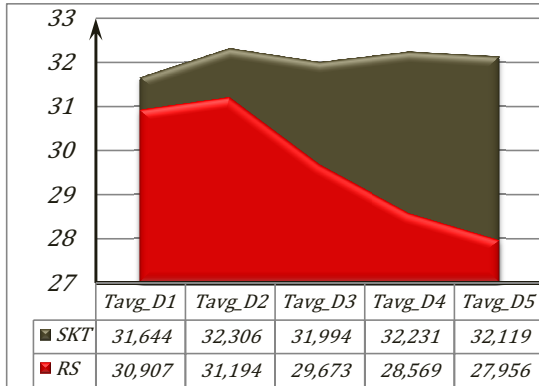


Fig. 3. Aritmetický priemer teplôt z polygonov dorzálnej strany rúk v línii stredového nervu III. prsta.

Na základe grafu (Fig. 3) možno skonštatovať, že teplota rúk s patologickým postihnutím je v distálnych častiach rúk (D4, D5) vyššia ako teplota v proximálnej (D1, D2) časti ruky (karpu), pričom vychádzame z aritmeticky vypočítaných hodnôt. Oproti tomu fyziologicky zdravé končatiny disponujú opačným rozložením teploty ako ruky s potvrdenou neuropatiou v karpe. Teplotný rozdiel medzi patologickými termogramami ${}_D SKT$ a fyziologicky zdravými termogramami z ${}_D RS$ vychádza kladný, ${}_D SKT$ ruky vykazujú vyššiu teplotu, a to o cca 4°C.

B. Sekundárna hypotéza

Na základe získaných výsledkov bola skúmaná sekundárna hypotéza: *Najväčší predpoklad teplotného rozdielu sa očakáva v línii stredového nervu so zameraním sa na oblasť III. prsta.*

Výsledkom bolo spozorovanie rozdielu v teplote akralných častí (D5) v porovnaní s proximálnou časťou (D1) a stanovenie výpočtu indexu mediánneho nervu:

$${}_D MI = T_{D_1} - T_{D_5} \quad (1)$$

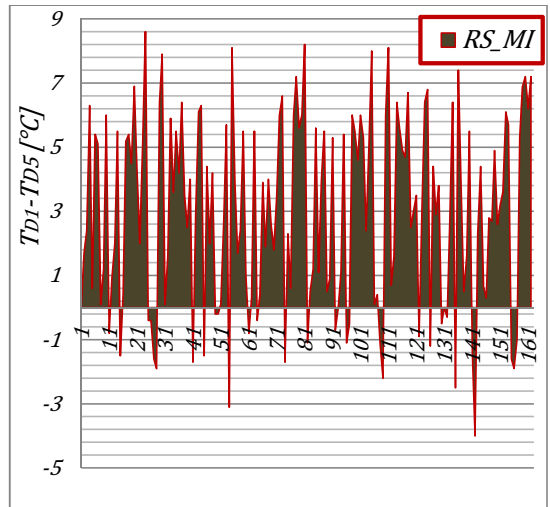


Fig. 4. Záznam ${}_D MI$ z termogramov dorzálnej strany ${}_D RS$

Záporný rozdiel medzi $T_{D_1} - T_{D_5}$ (${}_D MI_{RS} < 0$) z databázy ${}_D RS$ (${}_D n_{RS} = 162$) bol zistený v 30 termogramoch fyziologicky zdravých rúk (čo predstavuje 18,5% z celkového počtu ${}_D RS$, Fig.4).

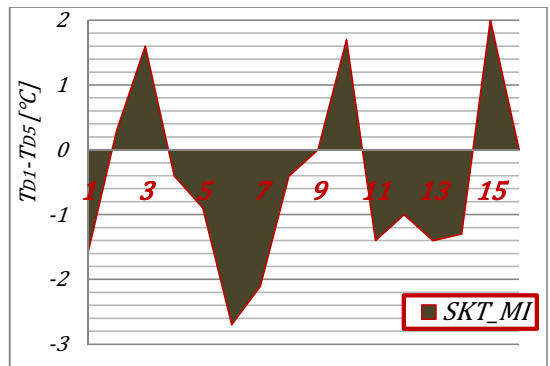


Fig. 5. Záznam ${}_D MI$ z termogramov dorzálnej strany ${}_D SKT$

Záporný rozdiel medzi $T_{D_1} - T_{D_5}$ (${}_D MI_{SKT} < 0$) z databázy ${}_D SKT$ (${}_D n_{SKT} = 16$) bol zistený v 10 patologických termogramoch, čo predstavuje 62,5% z celkového počtu ${}_D SKT$ (Fig.5).

C. Signifikantnosť termovíznej diagnostiky pre SKT

Pre výpočet senzitivity a špecificity termovízneho testu boli použité argumenty MI získané zo súborov dorzálnej diagnostikovanej strany (${}_D SKT$, ${}_D RS$) a ako referenčný test poslúžilo potvrdenie diagnózy na základe EMG vyšetrenia.^{[4],[5]}

Tab. I. Posúdenie platnosti diagnostického (termovízneho) testu pre hodnoty DMI

Parciálne hodnoty teplotných rozdielov DMI		Referenčný test (EMG)	
		Pozitívne	Negatívne
Diagnostický (termovízny) test	Pozitívne	a = 10	b = 30
	Negatívne	c = 6	d = 132
Celková veľkosť vzorky		$n_1 = 16$	$n_2 = 162$

Senzitivita (resp. citlivosť) je definovaná ako pravdepodobnosť, že test bude pozitívny u chorých.^{[4],[5]} Prepočtom interval spoľahlivosti pre citlivosť vyšiel $0.625_{\pm 0.237}$.

Špecifická je definovaná ako pravdepodobnosť, že test bude negatívny u zdravých.^{[4],[5]} Prepočtom interval spoľahlivosti pre špecifickosť vyšiel $0.815_{\pm 0.060}$.

IV. VYHODNOTENIE ŠTÚDIE

Štúdia je postavená na výskume rozdielov v teplotnej distribúcii u fyziologicky zdravých a patologicky postihnutých rúk. Hlavným cieľom štúdie bolo identifikovať teplotný rozdiel medzi fyziologicky zdravou distálnou časťou hornej končatiny a patologicky postihnutou syndrómom karpálneho tunela.

Výsledky senzitivity ($DSE=0,625_{\pm 0,237}$) a špecificity termovízneho testu ($SP=0,815_{\pm 0,060}$) vyšli v prospech diagnostiky dorzálnej strany pomocou termografie.

Tab. II. Porovnanie výsledkov indexu stredového nervu (MI)

RS / SKT	$DMI \geq 0$		$DMI < 0$	
	$\sum x_i$	[%]	$\sum x_i$	[%]
$Dn_{RS} = 162$	132	81,5 %	30	18,5 %
$Dn_{SKT} = 16$	6	37,5 %	10	62,5 %

V. ZÁVER

Hlavným prínosom štúdie bolo spozorovanie rozdielu v teplote akrálnych častí ($D5$) v porovnaní s proximálnou časťou ($D1$) a stanovenie výpočtu indexu mediánneho nervu.

Cieľom štúdie bolo určenie signifikantnosti somatografického vykreslenia polygónov a somatometrických postupov využitím termovíznej technológie v porovnaní s referenčným testom EMG.

Pre účely spracovania dát získaných zo somatografie termogramov boli využité metódy somatometrie a bioštatistiky, pomocou ktorej bola vyrášaná senzitivita ($SE=0,625_{\pm 0,237}$) i špecifická ($SP=0,815_{\pm 0,060}$) termovízneho diagnostického testu.

Avšak, vzhľadom na nízky počet SKT rúk v predkladanej štúdiu, nie je možné vysloviť jednoznačný názor na diagnostickú funkciu termografie v diagnostike SKT.

Termovíznym meraním sa ale zistilo, že stanovenie teploty môže zohrávať vysokú úlohu pri pomocnej diagnostike syndrómu karpálneho tunela, keďže na dorzálnej strane rúk sa prejavil rozdiel teplôt, a to cca 4°C . Zároveň bolo potvrdené odlišné rozloženie teploty v línii stredového nervu, kedy index dorzálnej strany DMI vyšiel záporný v 62,5% Dn_{SKT} prípadoch ($Dn_{SKT}=16$), na rozdiel od fyziologicky zdravých rúk z referenčnej skupiny, kde záporný výsledok z rozdielu $T_{D1}-T_{D5}$ bol zistený len u 18,5% prípadov, čím sa termografia javí ako vhodná pomocná diagnostická metóda.

POĎAKOVANIE

Tento článok bol vytvorený realizáciou projektu „Centrum výskumu riadenia technických, environmentálnych a humanitných rizík pre trvalý rozvoj produkcie a výrobkov v strojárstve“ (ITMS: 26220120060), na základe podpory operačného programu Výskum a vývoj financovaného z Európskeho fondu regionálneho rozvoja.

REFERENCIE

- [1] JESENSEK PAPEZ, B., PALFY, M., TURK, Z.: *Infrared thermography based on artificial intelligence for carpal tunnel syndrome diagnosis.*, J Int Med Res. 2008 Nov-Dec;36(6):1363-70., PMID: 19094447
- [2] JESENSEK PAPEZ, B., PALFY, M., MERTIK M., TURK Z.: *Infrared thermography based on artificial intelligence as a screening method for carpal tunnel syndrome diagnosis.*, J Int Med Res. 2009 May-Jun;37(3):779-90; PMID: 19589261
- [3] MING, Z., SIVOLA, J., PIETIKAINEN, S., NÄRHI, M., HÄNNINEN, O.: *Postoperative relieve of abnormal vasoregulation in carpal tunnel syndrome.*, Clin Neurol Neurosurg. 2007 Jun;109(5):413-7. Epub 2007 Apr 2., PMID: 17400369
- [4] ZVARA, K.: *Biostatistika*; Univerzita Karlova v Prahe; Nakladateľstvo Karolinum; 2003; 212s.
- [5] ZVAROVÁ, J.: *Základy štatistiky pro biomedicínské obory I.; Biomedicínska štatistika*; Univerzita Karlova v Prahe; Karolinum; 2007; ISBN 978-80-7184-786-1
- [6] <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2004/02/10.pdf>, [21.06.2011]

The Frequency Influence in Measurement of the Active Points on Human Skin

Marek KUKUČKA, Zuzana KRAJČUŠKOVÁ

Institute of Electronics and Photonics, 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. Our contribution deals with the human skin voltage chart measurement. The human skin has a certain impedance or resistance - it can be easily described and simulated using a substitute electric circuit. But the skin also contains parts with measurably lower impedance and different electric properties – we can show them clearly by measurement of voltage chart. We have concentrated our effort on finding and following the measurement of active points on certain part of the skin's surface, to acknowledge their existence and positions through a measuring process. The parameters of the measured voltage chart are influenced by the amplitude, frequency and the shape of the measuring electric signal. We focused our research effort in this paper to measure the frequency influence.

Keywords. Human skin, impedance, voltage measurement, voltage chart, active point, acupuncture, meridian.

I. INTRODUCTION

The human skin has a certain impedance or resistance; it can be easily described and simulated using a substitute electric circuit. But the skin also contains parts with measurably lower impedance and different electric properties – we can see them clearly by a measurement of voltage map. These small parts on the skin's surface are called active points (acupuncture points) and they are known and have been used in acupuncture centuries ago. For many years a number of authors concentrated their efforts to measure them, to describe them and to learn about new properties of them. They are used in different new diagnostic and therapeutic medical devices nowadays.

II. THE ELECTRICAL MODEL OF HUMAN SKIN

The characteristic impedance of the skin and its capacity allows us to create an equivalent electric circuit of the human skin. The equivalent model of human skin impedance cannot be expressed using a simple passive circuit only because the properties of the skin are nonlinear and alternating in time. The simplest model for skin impedance interpretation is a parallel circuit containing a capacitor and a resistor and a serial resistor (Fig.1). The parallel connection of the capacitor C_p and the resistor R_p in this model represents influence of the skin capacity and the serial resistor R_s represents the impedance of

subcutaneous tissue [2]. For 0.8 cm^2 dry and clean skin, cleansed by ethanol and water values for resistors and capacitor were established as follows: $R_s = 2 \text{ k}\Omega$ to $200 \text{ k}\Omega$, $R_p = 100 \text{ k}\Omega$ to $500 \text{ k}\Omega$ and $C_p = 50 \text{ pF}$ to 1500 pF .

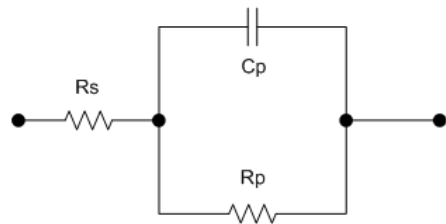


Fig. 1. The equivalent impedance model of the human skin [2].

III. ELECTRO-ACUPUNCTURE AND PHYSICAL STRUCTURES CALLED MERIDIANS

Physical structures meridians are objectively measurable, identifiable and describable specific paths in human body. They have special physical features and significance. They contain so called active points which are significant with: skin impedance between these points (100 - $200 \text{ k}\Omega$) and surrounding skin ($1 \text{ M}\Omega$) is different, the electric capacity of these points is greater – within the limits 0.1 to $0.5 \mu\text{F}$, in comparison with non active points where the capacity reaches only about $0.01 \mu\text{F}$. Various authors in their works consider meridians as channels that lead electric charge in extracellular space. The blockage of the flow of these currents leads to a higher concentration of positive or negative charge and a physical manifestation of that can be pain or some disease symptoms. Named here are various qualitative indications on the skin's surface of significant meridian points, they are interesting from a technical point of view: high electric potential (to 300 mV), high electric capacity (0.1 to $0.5 \mu\text{F}$), low electric resistance, higher skin respiration, higher local temperature, generating of infrasonic waves (from 2 to 15 Hz). Some qualitative indications of deeper layer of the skin in significant meridian points: lower level of sensitivity for electric stimulation, higher electric capacity, higher

conductivity of isotopic tracers. The measurement of electric parameters of the skin on meridians was described in various literal sources [1], [3]. Meridians have an important information, energetic and regulative function in the human organism and are used since centuries in acupuncture prevention, diagnostics and therapy. Disorders in energy flow in the body then manifest in whole body form and state of the organism. The system of active points and meridians contains a multitude of information about the actual state of the organism. The problem is to find the appropriate key to evaluate this information. We have to respect the knowledge and laws of classic acupuncture when solving it. Literature and various web sources describe in a wide range positions and properties of these physical body structures. Because of accessibility and position we have chosen *Large Intestine Meridian (Li)*.

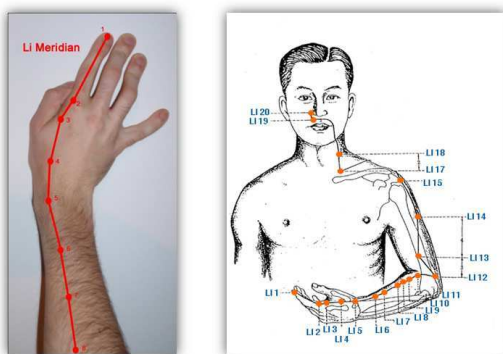


Fig. 2. Large intestine meridian path (Li Meridian).

IV. EXPERIMENTAL MEASURING DEVICE

The basic construction element of the designed and realized measuring device is a processor from Atmel - ATmega16 (Fig.3.). The processor contains one serial port, eight 10-bit A/D converters and one SPI - Serial Peripheral Interface. For the controlled connection of measuring electrodes multiplexers DG406 were used. The device also contains a modified version of a peak detector. In addition, the device was extended by DDS - Direct Digital Synthesis generator from Analog Devices AD9833 which is controlled via a SPI bus by a microprocessor [5]. The communication with the PC covers the module DLP-USB232M which serves as a converter of the USB interface to UART - Universal Asynchronous Receiver / Transmitter. This module and the connected computer are separated from the measuring device by a two channel insulator ADUM1201 from Analog Devices, because of the safety of the patient. Supplying the device from accumulators is the way how to protect the human operator or the measured object from potential electric injury.

Our measurement was realized using needle electrodes [5],[6]. There are 64 electrodes placed into a 8x8 matrix on an isolative holding construction.

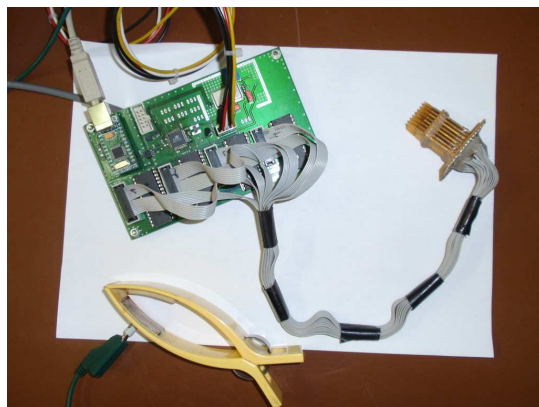


Fig. 3. Measuring device with connected electrodes.

Each of the electrodes is created by a brass needle located in a cavity shell with a nib which allows fitting each of the electrodes to the surface of the human body and make the contact. All the electrodes measure the change of voltage with regard to a reference electrode placed on the chosen suitable position on body. The distance of needle peaks is 2.5 mm. Similar method with probe of 8x8 electrodes, but larger and differently constructed used authors in [9].

V. SEARCHING FOR ACTIVE POINT POSITION

During the measurement process on the large intestine meridian we found a point which showed a significant change in comparison with previous measurements. It was the active point No.4 on the large intestine LI meridian (Fig. 2., left side) [7]. The point was measured repeatedly, each measurement was performed in a different time and all the measurements proved the existence of that active point (see Fig. 4.).

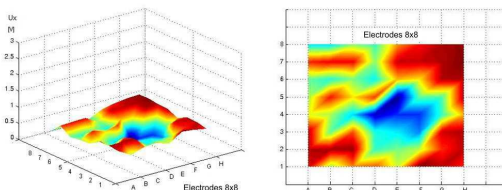


Fig. 4. Voltage chart measured on position of active point No.4 on Li meridian in 3D visualization and 2D visualization.

VI. THE INFLUENCE OF THE FREQUENCY ON THE VOLTAGE MAP MEASUREMENT

Various published sources (e.g. [8]) insist that the higher frequency of measuring electric signal causes that the lower impedance of skin is measured. Our own measurements confirmed this proposition (Fig. 5 - 17).

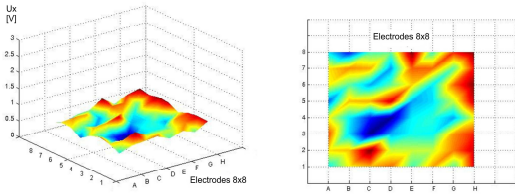


Fig. 5. Voltage chart measured with signal $f = 10$ Hz.

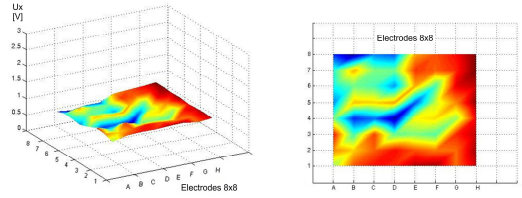


Fig. 11. Voltage chart measured with signal $f = 1$ kHz.

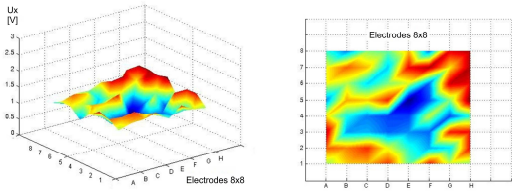


Fig. 6. Voltage chart measured with signal $f = 20$ Hz.

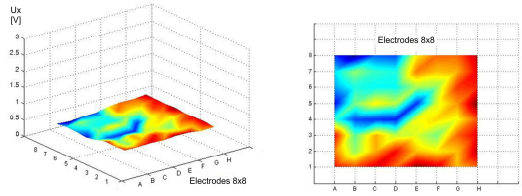


Fig. 12. Voltage chart measured with signal $f = 2$ kHz.

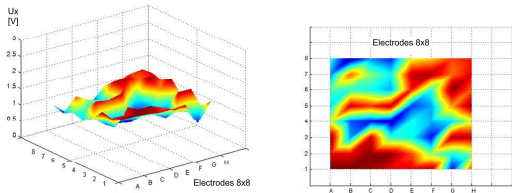


Fig. 7. Voltage chart measured with signal $f = 50$ Hz.

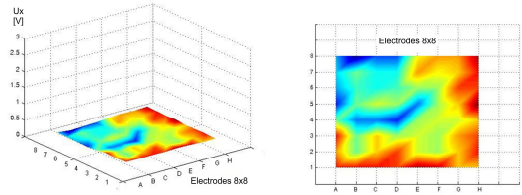


Fig. 13. Voltage chart measured with signal $f = 5$ kHz.

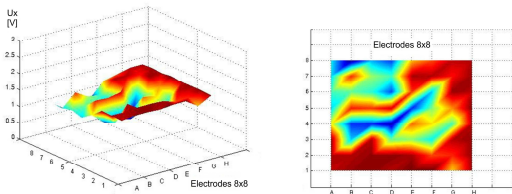


Fig. 8. Voltage chart measured with signal $f = 100$ Hz.

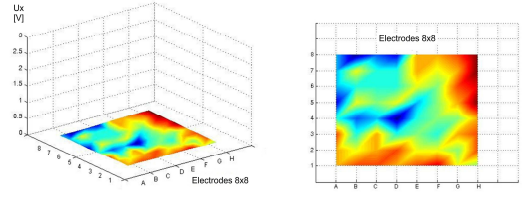


Fig. 14. Voltage chart measured with signal $f = 10$ kHz.

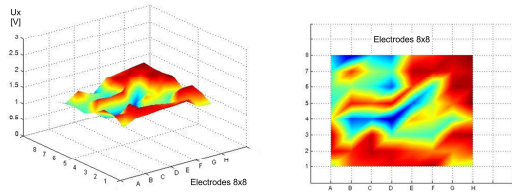


Fig. 9. Voltage chart measured with signal $f = 200$ Hz.

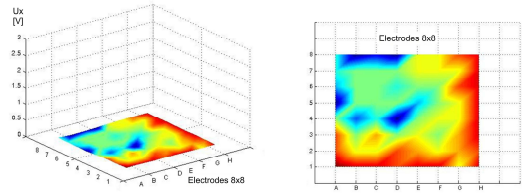


Fig. 15. Voltage chart measured with signal $f = 12$ kHz.

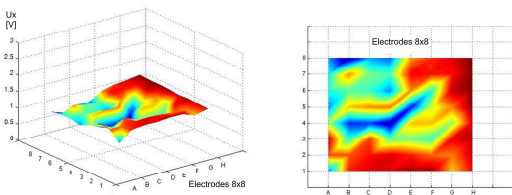


Fig. 10. Voltage chart measured with signal $f = 500$ Hz.

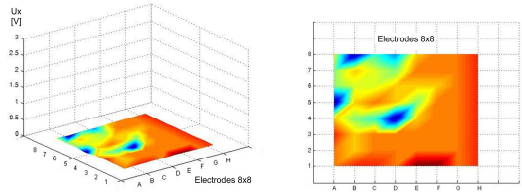


Fig. 16. Voltage chart measured with signal $f = 15$ kHz.

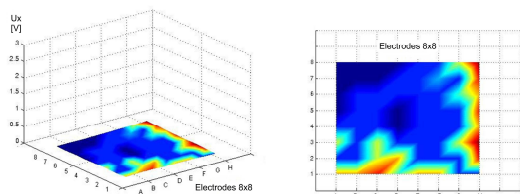


Fig. 17. Voltage chart measured with signal $f = 20$ kHz.

A table of voltage values for all the 64 probe electrodes was measured and recorded for each chosen frequency from range 10 Hz to 20 kHz. For easier evaluation of each of these measurements (graphically described above), considering the achieved voltage scale and dynamic range of values, therefore were calculated mean values of the voltage U_{xs} for every chosen frequency (described in Tab. I.).

Tab. I. Table of mean values of the voltage U_{xs} for various frequencies

f [Hz]	10	20	50	100	200	500	1k
U_{xs} [V]	0,723	1,301	1,339	1,525	1,478	1,257	0,976
f [Hz]	2k	5k	10k	12k	15k	20k	
U_{xs} [V]	0,647	0,318	0,169	0,146	0,113	0,083	

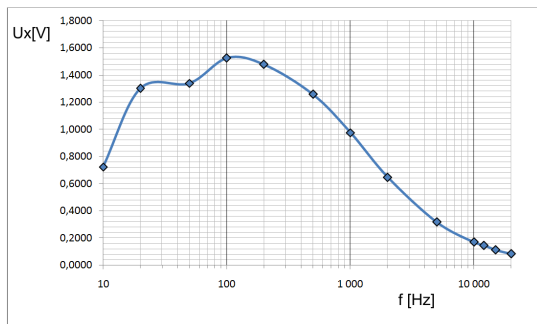


Fig. 18. The relation between measured amplitude of voltage on skin and the frequency of excitation measuring signal.

Authors of papers [3] and [8] performed similar measurements trying to unfold the influence of the frequency of measuring signal on the impedance of active or non-active point on the skin. They found out the higher value of input frequency of signal causes that the lower skin impedance on the same point was measured. Recognized impedance drop measured on active point on skin was relatively small. The difference of the impedance, measuring at 10 Hz and 10 kHz was about 800 k Ω [8]. Recognized impedance drop measured on non-active point on skin was higher, it was about 3400 k Ω . Their research proved that the best results and differences in impedance of active/non-active point measurement are achievable in low frequency area (see Fig. 19.).

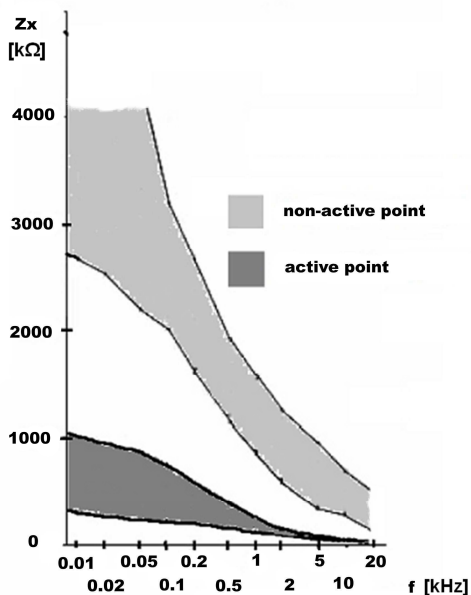


Fig. 19. Influence of the frequency of el. current on human skin impedance, according to authors in [8]

The results in our measurement were even more interesting than previously mentioned. The optimum level of the measured voltage on the skin was achieved with a signal frequency of approximately 100 Hz (the maximal amplitude of measured voltage, see the curve extreme on Fig. 18).

VII. CONCLUSION

Our automatized measuring device provided us the opportunity to unfold position and the shape of certain active points on the human skin surface and measure their voltage maps. A set of frequency measurements was made on active point No.4 on Li meridian. Achieved results confirmed the drop of impedance/voltage on active point in higher frequency area as authors of papers [3] and [8] published. We have found even more. In very low frequency area we measured similar drop of voltage amplitude as in the area of higher frequencies. The optimum was achieved using a signal frequency of approximately 100 Hz. In general, methods and electronic measuring devices used for measuring of 3D voltage charts of human body surface offer a wide space for following practical research and can be useful in medicine, diagnostics and therapeutic process as well.

ACKNOWLEDGEMENT

The paper was created as a part of a research and education process at the Institute of Electronics and

Photonics, FEI SUT in Bratislava, Slovak Republic and is supported by the Grant VEGA 1/0987/12 and VEGA 1/0285/09.

REFERENCES

- [1] Rosell, J., Colominas, J., Riu, P., Pallas-Areny, R., Webster, J., G. Skin Impedance from 1 Hz to 1 MHz, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, 1988, p. 649-651.
- [2] Reilly, J., P. Electrical stimulation and electropathology, Cambridge University Press, Cambridge, 1992.
- [3] Becker, R., O., et al. "Electrophysiological Correlates of Acupuncture Points and Meridians", Psychoenergetic System, New York, 1979.
- [4] Ružicka, R. "Acupuncture in theory and practice", Nadas, Praha, 1985.
- [5] Ondreiov, I., M. "Experimental Impedance Chart Meter of Skin", Graduation theses, FEI SUT, Bratislava, 2010.
- [6] Gogola, D., et al. "Design and realization of USB interface for experimental scanner of impedance chart from surface of human body", Team project, Bratislava, FEI SUT, 2009.
- [7] Kukučka M., Krajčúšková Z. Voltage Chart of Human Skin Measurement, In Proceedings of the 33rd International Conference on Telecommunications and Signal Processing – TSP 2010, Baden, Austria, 2010, p. 108-113.
- [8] Zhang, C., L. "Skin Resistance vs. Body Conductivity: On the Background of Electronic Measurement on Skin", In: SUBTLE ENERGIES AND ENERGY MEDICINE, 2003, vol. 14; PART 2, p. 151-174.

Vliv podmínek při měření na hodnoty tělesného složení

Jan HLÚBIK¹, Lenka LHOTSKÁ¹

¹ Gerstner Laboratory, Faculty of Electrical Engineering, Czech Technical University in Prague, Czech Republic hlubikjan@post.cz

Abstract. Tato práce se zabývá otázkou vlivu jednotlivých podmínek na měření tělesného složení. Pokouší se pozorovat změny hodnot tělesné konstituce způsobené různými podmínkami při měření. Dále se pokouší zjistit vztah jednotlivých podmínek a změn hodnot tělesného složení. Cílem je zjistit jestli mají různé podmínky vliv na měření a jak je tento vliv velký.

Keywords. Bioimpedance, tělesné složení, tuková tkáň

I. ÚVOD

Známa a velice populární metoda pro získávání základního stavu tělesné konstituce pacienta je BMI (body mass index). Tato hodnota dává však málo informací o tom, v jakém rozpoložení se nachází pacientovo tělesné složení. Touto metodou tak lze diagnostikovat pouze předběžně.

Při použití metody BMI se může stát, že například dva jedinci se stejnou hmotností a výškou budou mít diametrálně rozdílné tělesné složení, což tato metoda nedovede přesně popsat. Proto je zapotřebí použít další komplexnější metody jako je např. BIA (bioimpedance analysis).

Měření bioimpedance – hodnocení tělesného složení je důležité pro stanovení poměru jednotlivých tělesných komponent (tuková tkáň, tukuprostá tkáň, TBW – total body water – celková tělesná voda, ECW – extracellular water – extracelulární voda, ICW – intracellular water – intracelulární voda) [1]. Nárůstem tělesného tuku je definována obezita [2], což je znamením pro zvýšenou opatrnost. Bioimpedance využívá ve své podstatě bioelektrinu proudící mezi měřicími elektrodami. Uvažujeme-li lineární model, pak impedance Z [Ω] je základní pojem - odpor materiálu. Vyjadřuje poměr sinusového napětí U [V] k proudu I [A], z čehož vyplývá rovnice $Z = U/I$. Pak admittance Y [S]: $Y=Z^{-1}$. V bioimpedanci platí všechny tyto principy a přidávají se ještě další. Dalo by se říci, že jedním ze základních principů pro určení BIA je fyzikální model tělesného složení. Tělo může být charakterizováno jako dielektrický či elektrolytický model. Na obrázku 1 jsou uvedené typické hodnoty některých regionů lidského těla[3,4].

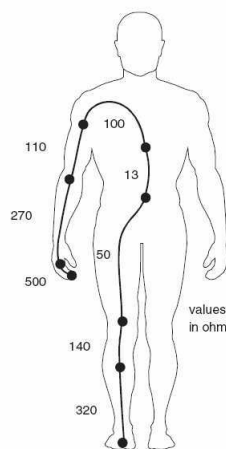
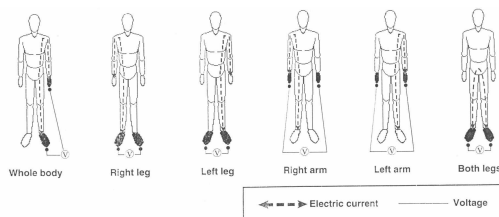


Fig 1. Impedance jednotlivých částí těla [S. Grimnes and O. G. Martinsen, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering]

S ohledem na kontakt elektroda-pokožka dochází k vlivu tohoto spojení na jednotlivá měření. Jednotlivé měření může být pak ovlivněno médiem, které se nachází mezi těmito dvěma kontaktními plochami. Je proto důležité znát podmínky měření. Například aplikace různých krémů nebo i obyčejného pocení může mít na měření neblahé následky a hodnoty mohou být silně zkreslené.

II. METODY

Při zjišťování vlivu jednotlivých podmínek na měření jsme vycházeli z možnosti použití přístroje TANITA MC 180 MA. Přístroj je schopen provádět měření na více frekvencích: 5 kHz, 50 kHz, 250 kHz a 500 kHz. Vícefrekvenční přístup k měření umožňuje provést změřený jak celkové tělesné vody tak i pak jejich složek: intracelulární a extracelulární. Tento přístroj je čtyř/osmi elektrodový a umožňuje provádět segmentační měření lidského těla. Samotné segmentové měření je následně prováděno tak, že elektrický proud vychází z elektrod na konci prstů u rukou a nohou. Napětí je pak měřeno na konci prstů a na patách. Touto metodou je možné dosáhnout měření pro jednotlivé tělesné části. Tato metoda je zobrazena na obr. 2.



Obrazek 4: Metoda měření jednotlivých tělesných segmentů

Pro zjištění vlivu jednotlivých podmínek byly použity různé druhy krémů a dalších gelů, u kterých je předpoklad, že by na sledování mohly mít vliv a zároveň jsou často používané. Jednalo se o: normální podmínky (bez krému), vodu, fyziologický roztok, EEG gel, indulon, niveu, hydratační gel na vodní bázi, mastný krém a následná kombinace indulony a hydratačního krému na chodidlech. Tyto podmínky byly aplikované nejdříve na nohou a následně i jako kombinace nohou a rukou.

III. CÍLE

Měření a následné hodnocení tělesného složení může být ovlivňováno řadou objektivních i subjektivních faktorů. K objektivním lze zařadit fyzikální podmínky měření (počet měřících elektrod, lokalizace elektrod (měřící elektrody jsou umístěny na nohách – bipedální, nebo na rukách – bimanuální), rozsah měření – monofrekvenční nebo mnohofrekvenční). Dále je nutno uvažovat o subjektivních podmínkách, ke kterým se řadí stav hydratace – množství tekutin v těle (zavodnění organismu), tělesná teplota. Cílem sledování bylo testování vlivů jednotlivých faktorů na měření. A následné vyhodnocení. Dalším cílem bylo pak zjištění vlivu změny podmínek na samotnou impedanci. S ohledem na snahu o určení optimálních podmínek pro měření.

Posledním cílem byla také snaha o použití výsledků tohoto měření pro následnou výuku studentů. Případě dobrých výsledků by mohly být tyto hodnoty použity pro další výuku studentů.

Měření bylo provedeno na kontrolní skupině čtyřech dobrovolníků z řad studentů ČVUT. V potaz bylo brán hlavně vliv na fat mass, TBW a impedanci.

IV. VÝSLEDKY

Všechny výsledky jsou zobrazeny v tabulkách I, II a grafech 1 až 3. V prvním setu měření se ukazuje, že domněnka o vlivu prostředí na měření je pravdivá. Pokud vezmeme první měření jako 100% pak se následující měření pohybují v intervalu 102.49% až 76.42%. Toto je znázorněno v tabulce I a II a na grafech 1 a 2. I když v některých případech není rozdíl tak markantní, dá se říci, že vliv podmínek na měření je prokazatelný. Je také vidět, že data získané od osoby s nižším tělesným tukem mohou

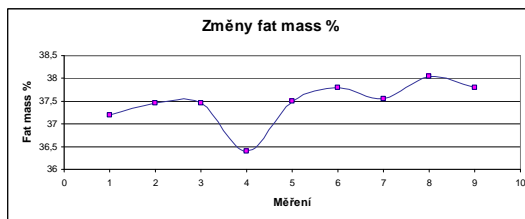
být zkreslená. Některé krémy následně mohou výsledky dramaticky změnit.

Tab. I. Změny body fat % v průběhu měření

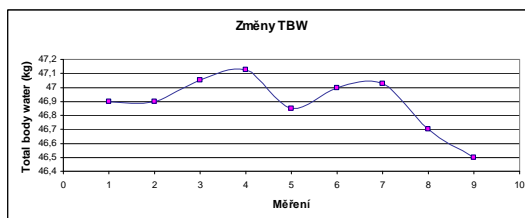
Měření	1. pacient	2. pacient	3. pacient	4. pacient
1 (100%)	22,05%	3	6,15	37,2
2	22,6/102,49%	3	6,05/98,37%	37,45/100,67%
3	22,15/100,4%	3	5,8/94,31%	37,45/100,67%
4	22,2/100,68%	3	5,6/91,06%	36,4/97,85%
5	22,1/100,23%	3	6,05/98,37%	37,5/100,81%
6	21,7/98,41%	3	4,8/78,05%	37,8/101,61%
7	22,45/101,8%	3	4,7/76,42%	37,55/100,94%
8	21,9/99,32%	3	5,15/83,74%	38,05/102,28%
9	21,5/99,32%	3	5,6/83,74%	37,8/101,61%

Tab. II. Změny TBW (kg) v průběhu měření

Měření	1. pacient	2. pacient	3. pacient	4. pacient
1 (100%)	59,82	39,55	46,9	42,925
2	59,225	40,7	46,9	42,875
3	59,6	40,075	47,05	42,85
4	59,525	40,75	47,125	43,575
5	59,75	40,05	46,85	42,825
6	60,15	40,025	47	42,625
7	59,25	40,075	47,025	42,775
8	59,8	40,425	46,7	42,45
9	60,275	40,5	46,5	37,85

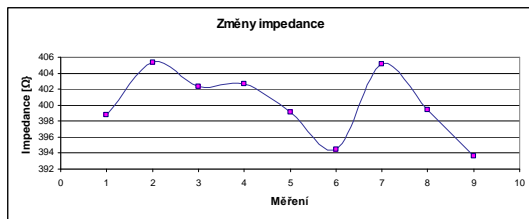


Graf. 1. Změny tělesného tuku u pacienta číslo 4 v průběhu měření



Graf. 2. Změny TBW u pacienta číslo 4 v průběhu měření

Na dalším grafu č. 3 jsou pak vidět změny impedance v průběhu experimentu.



Graf. 3. Změny impedance u pacienta číslo 1 v průběhu měření frekvence 50 kHz

Výsledky ukazují, že změny impedancí byly v rozsahu od 1,8% až do 5,1%. Tyto výsledky ukazují, že vliv na hodnoty TBW a fat mass mohou být nezanedbatelné, protože tyto hodnoty se získávají pomocí impedance.

V. ZÁVĚR

Hodnocení tělesného složení je nezbytné pro stanovení stavu výživy u člověka. V minulosti byl používán především BMI jako poměr tělesné hmotnosti v kg a tělesné výšky v m². Postupem doby došlo k vývoji technicky náročných metod, které jsou schopné zjistit validní informace o tělesném složení (Fat mass, FFM, TBW, ICW, ECW). K uvedeným metodám se také řadí BIA (bioelectrical impedance analysis).

Takovýto tip měření lze použít i pro výuku studentů s ohledem na demonstrativní vlastnosti měření. Student je schopen si v praxi vyzkoušet vliv jednotlivých změn prostředí na samostatné měření.

V této práci jsme se snažili ukázat vliv prostředí na jednotlivá měření. Jsou uvedeny vlivy jednotlivých změn podmínek na měření. S ohledem na výsledky získané při měření je vidět, že se procento tělesného tuku, TBW i impedance v průběhu měření měnily. Proto je důležité vědět za jakých podmínek jsou měření prováděna. Už jenom pot může zapříčinit naměření rozdílných hodnot v porovnání se standardními podmínkami

PODĚKOVÁNÍ

Práce je podporována SGS10/279/OHK3/3T/13 a G3 3091.

ZDROJE

- [1] ALCIBIADES LARA LAFARGUE, LUIS BERGUES CABRALES, AND RICARDO MORALES LARRAMENDI, *Bioelectrical Parameters of the Whole Human Body Obtained Through Bioelectrical Impedance Analysis*. *Bioelectromagnetics* 23:450-454 (2002)
- [2] PETER G. KOPELMAN, *Obesity as a medical problem*, *Nature* 404, 635-643, doi:10.1038/35007508

- [3] S. GRIMNES AND O. G. MARTINSEN, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. San Diego, CA: Academic Press, 2000.
- [4] S. GRIMNES AND O. G. MARTINSEN, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Copyright & 2006 John Wiley & Sons, Inc.,

Sekce:

Biomedicínská informatika

A New approach to Investigation of the Artificial Heart Valves using Eddy Current Testing Method

Tatiana STRAPACOVA, Milan SMETANA, Klara CAPOVA

Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering, University of Zilina, Univerzitná 1, 010 26 Zilina, Slovak Republic,
tatiana.strapacova@fel.uniza.sk, milan.smetana@fel.uniza.sk, klara.capova@fel.uniza.sk

Abstract. This article deals with investigation of the artificial heart valves (Bjork-Shiley Convexo-Concave valves) using one method of non-destructive evaluation. The eddy current testing method is used for this purpose. The method is presented in the paper as well as the modifications which bring new approaches to inspection of the material samples. The main aim of this article is to refer that using the new approaches of this method it is possible to detect and evaluate material defects that occur in the presented heart valves. Numerical model as well as the numerical simulation results are presented in this paper.

Keywords. Non-destructive evaluation, eddy current testing, material defect, harmonic and pulsed excitation, sweep frequency method, artificial heart valve.

I. INTRODUCTION

Dysfunction of the heart valves is a common complication after heart valve diseases (aortic stenosis, incompetence or regurgitation). If the medication therapy is not successful the artificial heart valve is used to replace the malfunction heart valve. One special type of mechanical heart valve prostheses is a Björk-Shiley Convexo Concave (BSCC) heart valve which was introduced in 1979. BSCC heart valve has been used to replace the aortic or mitral valves and the design was developed in order to improve the hemodynamics and reduce the risk of thromboembolism. The BSCC valves have a carbon occluder disc held in a place by two metallic struts. Of the two struts, the inlet strut is integral to the valve suture ring, while the other strut called the outlet strut is welded to the suture ring, [2]. Fig.1. shows the BSCC heart valve.

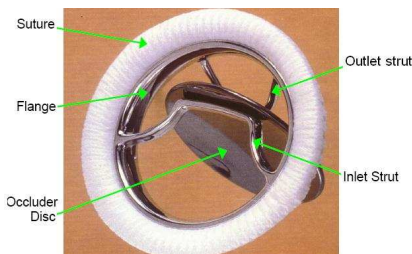


Fig.1. Typical design of the BSCC heart valve

Furthermore, the process of cyclic slamming open and shut of the occluder disc during heart function subjects the valve percussive impact stress which can cause fatigue failure. These failures have been observed at the outlet strut flange junction near or at the weld. The failure of both struts allows for dislodgement of the occluder disc and embolization of the disc. A dual strut failure results in abrupt onset of dyspnoea, loss of consciousness, or cardiovascular collapse due to embolization of the disc and acute severe valvular regurgitation. Patient with strut fracture of aortic prosthesis dies in minutes, but those with strut fracture of mitral prosthesis may survive long enough to undergo valve replacement. During the eight years that the valve was on the market, approximately 86000 valves were implanted in patient. Six hundred and fifty valves experienced outlet strut fractures, [1]. Several types of mechanical BSCC heart valve failure have been reported in literature

1. An outlet strut fracture (OSF), fracture of both legs of the outlet strut, the strut is completely separated from the flange.
2. A single leg fracture (SLF), fracture of the one leg of the outlet strut, both ends grate against each other.
3. A single leg separation (SLS), fracture of the one leg of the outlet strut, both ends of the fractured strut are separated.

Although the function of the valve can in points 2, 3 continue under these conditions, it increases the stress concentration on the intact end of the welded strut and it is not clear how long the other end of the strut can remain intact, [1], [2]. The period of the time between the first and the second fractures is highly variable. Due to this fact there is a considerable interest, therefore, in development of methods for assessing the state of the valve in general condition of the outlet strut weld. In the present paper we propose an electromagnetic technique – eddy current testing (ECT) for non - destructive examination of the outlet strut of BSCC heart valve. To investigate the given problem, it was decided to realize it with the aid of numerical simulation techniques. Electromagnetic methods represent a good candidate.

The ECT method is widely utilized in a variety of industrial applications. Standard ECT approach means

realization of a scan above the inspected material where the coil (probe) is under harmonic excitation. When geometry of the inspected material is very complex the probe movement is impossible. Then the fixed probe position (FPP) can be used. A new approach using FPP and non-conventional eddy current technique for the non-destructive testing of BSCC is proposed. Numerical simulations based on the sweep frequency and pulsed excitations are carried out. Gained results are presented and discussed in this paper.

II. EDDY CURRENT TESTING METHOD

The ECT method is an important NDT method which has many advantages such as non-contact measurement, high sensitivity, simple installation, easy operation and post-processing of measured results, etc. The principle of this method lies in electromagnetic induction phenomena. When an alternating current is used to excite a coil, an alternating magnetic field is produced and magnetic lines of flux are concentrated at the centre of the coil. Then, as the coil is brought near an electrically conductive material, the alternating magnetic field penetrates the material and generates continuous, circular eddy currents as shown in Fig.2.

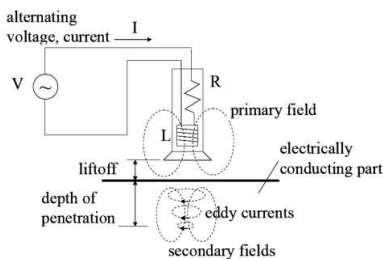


Fig. 2. Principle of the ECT method

Larger eddy currents are produced near the test surface. As the penetration of the induced field increases, the eddy currents become weaker. The induced eddy currents produce an opposing (secondary) magnetic field, Fig.3. This opposing magnetic field, coming from the material, has a weakening effect on the primary magnetic field and the test coil can sense this change.

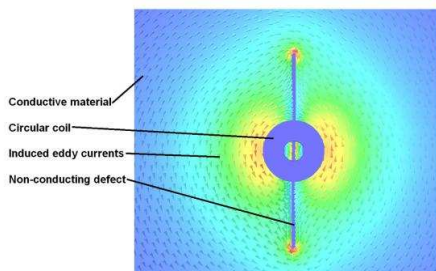


Fig. 3. Distribution of the current field in a conductive material sample with non-conducting defect.

In effect, the impedance of the test coil is reduced proportionally as eddy currents are increased in the test piece. With the evolution of computer systems and numerical methods, the interest in ECT has grown as problems that had been difficult to solve practically can now be dealt with by numerical means. It is presently possible to very precisely and rapidly perform forward numerical simulations concerning different applications of the ECT, [3].

A. Pulsed eddy current testing

A new technology, the pulsed eddy current (PEC) method, uses a shaped waveform rather than a continuous sine wave to excite the coil and generate an eddy current pulse in the structure. Because the pulse represents the sum of sine waves for a broad band of frequencies, one test pulse can contain all the frequencies needed to perform the tests at different depths. The real advantage is the fact that pulsed eddy current is rich in low-frequency components which allows to see near-surface and deeper flaws at the same time. PEC method offers an advantage over multiple frequency probes because users don't have to select the scanning frequencies. Also, PEC possesses many advantages against the conventional ECT, including more extended detection depth, rich information about defects and high robustness of anti-interference. Also, in contrast to the conventional ECT with harmonic excitation, PEC method uses pulses as excitation what can minimize power consumption, which is more promising of portable instruments, [5], [6], [7].

B. Sweep frequency eddy current testing

A second approach for the inspection is proposed based on sweep frequency eddy current testing. Standard self inductance pancake probe drives the eddy currents and pick-ups the response signals. The probe is positioned in proximity of the valve. A non-conductive notch shape models the crack and its dimensions are varied. The probe is positioned above the centre of crack and the frequency of exciting signal is changed in a wide range. The amplitude and the phase characteristics of the response signal are compared for various scenarios.

Such applications need sensors that are permanently fixed on the structure at certain positions. The technique has been already employed in material property measurements and dimensional measurements using ECT, [4].

III. NUMERICAL INVESTIGATION - MODEL

Possibilities of the sweep frequency (SFECT) and pulsed eddy current (PEC) inspection for defect detection and identification are investigated using numerical means. The commercial software OPERA-3D (by Vector Fields) based

on the Finite Element Method (FEM) is utilized for the calculations.



Fig. 4. Dimensions of the ECT probe

A coil of absolute type shown in Fig. 4 with $N = 600$ number of turns and the cross section of $CS = 4 \text{ mm}^2$ is used to drive eddy currents and to detect the response. When the current source is used to driving the coil, voltage signal is logged and analyzed, and vice-versa. The probe is positioned 1 mm above the outlet strut shown in Fig. 7. It is located over a defect free area at first and then over the centre of each defect.

SFECT numerical simulations

All the simulations were performed using the steady state module (harmonic excitation). Exciting current density is kept constant during the inspection at a value of $J = 1 \text{ A/mm}^2$, while its frequency f is changed in a range starting from 10 kHz up to 1 MHz with the step of $f = 10 \text{ kHz}$.

PEC numerical simulations

All the simulations were performed using the transient module (non-harmonic excitation). The square shape of the driving signal has been used to driving the coil. The conductivity of the coil winding was set to $\sigma = 56 \text{ MS/m}$ (copper conductivity). The loop circuitry using voltage source is shown in Fig. 5.

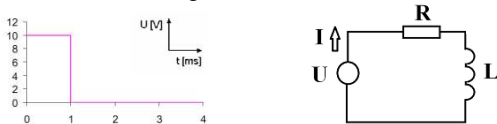


Fig. 5. Driving signal of the coil (left) and loop circuitry (right)

A complex model of the BSCC is developed. The dimensions and electromagnetic properties of the model are adjusted according to real dimensions and material properties of the BSCC heart valve. The dimensions of the heart valve are shown in Fig. 6. The materials commonly used for the BSCC heart valve replacement are Stainless steel, Titanium alloy and Co-Cr alloy. The developed model considers the electromagnetic parameters of the Co-Cr alloy (Haynes 25), the conductivity is adjusted to $\sigma = 1.14 \cdot 10^6 \text{ S/m}$ and the relative permeability to $\mu_r = 1$.

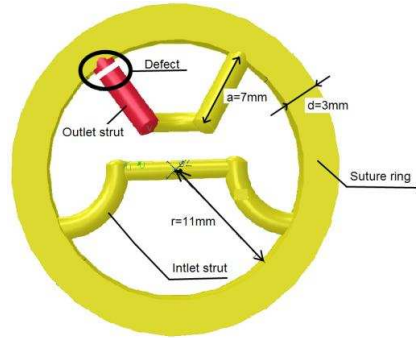


Fig. 6. Dimensions of the BSCC heart valve model.

Dimensions, orientation and depth of the defect are adjusted according to real conditions that may appear in the outlet strut of BSCC heart valve.

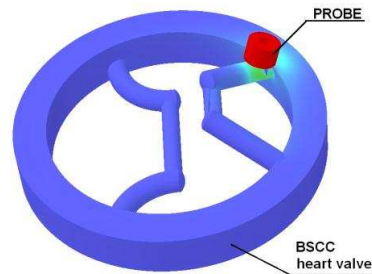


Fig. 7. Configuration of the modelled problem.

Width of the modelled defect is set to $w = 0.1 \text{ mm}$ and its depth d is varied from 0.3 up to 1.9 mm with a step of 0.4 mm. The simulations are run for the intact outlet strut (IOS) as well for comparison.

IV. NUMERICAL SIMULATION - RESULTS

Following simulation results shown in Figs. 8–9 present the dependences of the response signal on the geometry of the defect: $d = \langle 0.3 \text{ mm}; 1.9 \text{ mm} \rangle$. The amplitude is normalized by the frequency to highlight differences between the signals.

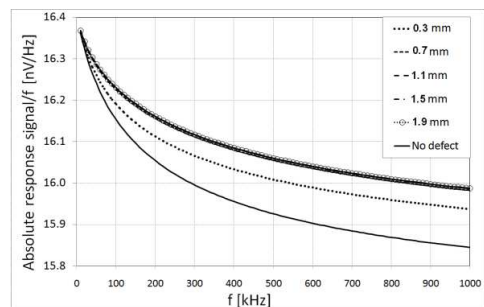


Fig. 8. SFECT method: Frequency characteristics of the response signal amplitude normalised by the frequency.

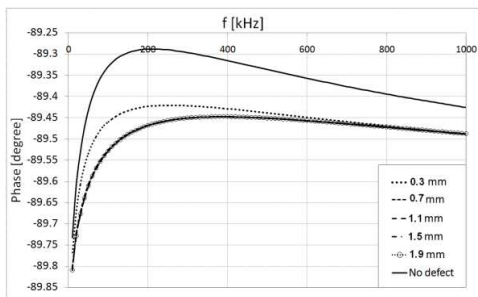


Fig. 9. SFECT method: Frequency characteristics of the response signal phase.

It is possible to observe that there is difference between the characteristic gained over region without crack and for the cracked scenarios. However, there is no possibility to distinguish between signals of deeper defects, namely in the range $d = 0.7 - 1.9$ mm. Fig. 9 shows the phase frequency spectrum which is almost constant.

Based on the presented numerical results it can be concluded that it is possible to detect cracks using the sweep frequency ECT, but it is quite difficult to identify their dimensions.

Following simulation results presented below, Fig.10, are obtained using PEC numerical simulations. Differential response curves for various depths of the defects are shown. It can be seen that the clear difference between the individual signals is observed for every depth of the defect. The differential response signals of the defects are clearly separated from each other up to a defect depth of 1.9 mm.

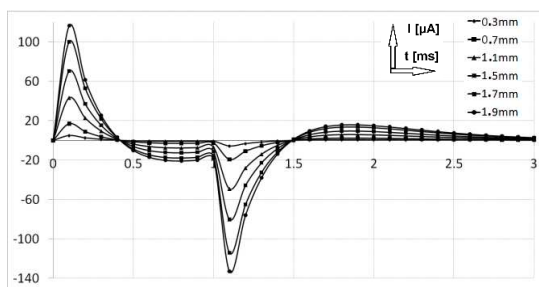


Fig. 10. PEC differential response signals for various depths of the defect.

V. CONCLUSION

Non-destructive testing of conductive materials using the eddy current techniques plays very important role at the present time. The maintenance and the inspection bring prolongation of the functionality of such materials.

This article presented the new approaches to the eddy current technique as a method for inspection of conductive

structures. Numerical investigations were carried out to investigate the BSCC heart valve with various geometry of the material defects. Selected results were presented in this paper. Based on the performed simulations it can be concluded that using the SFECT method can be detected material defects that occur in the valve but their evaluation (depth of the defect etc.) is not possible. Further it can be said that using the PEC method as a new approach for inspection of material defects can be evaluated such types of material defects clearly. Both the approaches presented in this paper are not often used in ECT praxis. SFECT technique can be used when a complex geometry of a inspected material is presented or when performing of the scan is not possible. Use of transient ECT techniques in comparison with conventional ones brings more complex information about a inspected structure but its utilization puts higher demands on a measuring apparatus and processing the results. Due to these facts these method are not mainly used to investigate such types of material structures with defects.

The main aim of our further work is to design more complex ECT inspection system based on the advanced sensor technologies to obtain results with higher information content.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the Slovak Research and Development Agency under the contract No. APVV-0194-07.

This work was also supported by grants of the Slovak Grant Agency VEGA, projects No. 1/0765/11, 1/0927/11.

REFERENCES

- [1] P.V. NEER, The Björk- Shiley valve: *Detecting broken struts using standards diagnostic ultrasound instruments*, MSc Thesis, 2005
- [2] CHAN SHIU C., YUE LI, UDPA LALITA, UDPA SATISH: *Electromagnetic techniques for detecting strut failures in artificial heart valve*, *Electromagnetic Nondestructive Evaluation*, Vol 26 Studies in Applied Electromagnetics and Mechanics, G. Dobmann, ISBN 1- 58603-594-0
- [3] GRIMBERG R, LALITA UDPA, ADRIANA SAVIN, SCHIU C. CHAN, ROZINA STEIGMANN, SATISH S. UDPA : *Noninvasive evaluation of Bjork-Shiley convexo concave prosthetic heart valves*, *NDT&E, Int.*(2009), doi: 10.1016/j.ndtint.2009.01.013
- [4] I. ELSHAFIEY, M. ALKANHAL, A. ALGARNI, Transfusion of time - domain and frequency -domain eddy current signals, *4th Middle East NDT Conference and Exhibition*, Kingdom of Bahrain, Dec. 2007, [Online].
- [5] J. W. WILSON, G.Y. TIAN : *Pulsed electromagnetic methods for defect detection and characterisation*, *NDT&E*, vol. 40, Elsevier Ltd., 2007, [Online].
- [6] LI, Y., TIAN, G.Y., SIMM, A. *Fast analytical modelling for pulsed eddy current evaluation*. *NDT&E, International* 41 (2008), pages 477-483.
- [7] TAMBURINO, A., MELIKHOV, Y., CHEN, Z., UDPA, L.: *Electromagnetic nondestructive evaluation (XI)*, ISSN 1383-7281, IOS press, Vol. 31, 2008.

An Analysis of the RF Field Absorption in the Human Body Models

Elena COCHEROVA, Peter KUPEC, Vladimír STOFANIK, Jozef PUCIK

Institute of Electronics and Photonics, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Slovak University of Technology in Bratislava, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovak Republic, elena.cocherova@stuba.sk

Abstract. The radio-frequency (RF) field absorption in human body is investigated in this paper. The resonance properties of a homogeneous human model have been explored in frequency range from 20 MHz to 1000 MHz in CST Microwave Studio program environment. The simulation results of RF field absorption in the model of human body are presented in the article for various model shapes and various heights of the body model.

Keywords. RF field, microwaves, SAR, resonance frequency, human body model, CST MW Studio.

I. INTRODUCTION

In the last decades, there were continuously increased amount of industrial, domestic and other applications of RF or microwave (MW) electromagnetic fields. This opened the question of biological and health effects of these fields on the humans. Since the thermal effects of RF fields is of main importance, an assessment of the field absorption inside the human body is the primary task [1], [2].

Even though an external RF fields are relatively easy to measure, the measurement of internal body field is not possible for majority of cases (it is restricted to anesthetized animals or the body models, called phantoms). For assessment of internal body fields, the numerical computation is suitable [3].

II. 2. NUMERICAL RF DOSIMETRY

The basic measure in RF field dosimetry is a specific absorption rate (SAR), [1] - [3].

Before the SAR can be quantified in exposed biological body, the internal electric field E must be computed. Consequently, SAR values can be evaluated from internal electric field E values:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (1)$$

where σ is tissue conductivity and ρ is the mass density of tissue. Although SAR is a point variable, usually it is evaluated as an average value over 10 grams of tissue or over the whole body (total SAR).

Absorption in the human body depends on many

parameters of the field (like field frequency, orientation of field, etc) and many parameters of irradiated body [2], [4]. For far-field exposure conditions (plane wave), absorption differentiates markedly for three main polarizations: E-, H- and P-polarization, when electric field vector \vec{E} , magnetic field vector \vec{H} and Poynting vector of wave propagation \vec{P} is parallel to longitudinal axis of the body (in Fig. 1., ellipsoid represents model of the body).

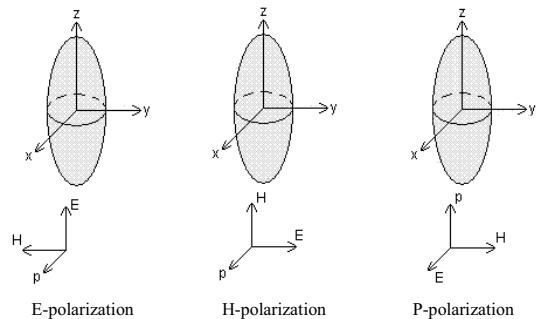


Fig. 1. Polarization of plane wave with regard to orientation of longitudinal (z-axis) of rotational ellipsoid.

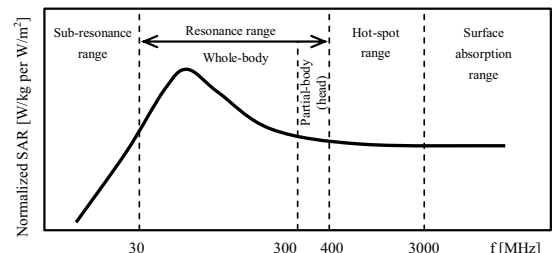


Fig. 2. Normalized whole-body average SAR dependence on frequency for E-field vector parallel to longitudinal axis of adult human body.

With respect to the field absorption in a human body for E-polarization, the RF range can be subdivided into four regions [2] shown in Fig. 2:

- The sub-resonance range; frequencies less than 30 MHz. In this range, the whole-body average absorption increases rapidly with frequency.

- The resonance range, that is from 30 MHz to about 300 MHz for the whole-body absorption resonance, and to higher frequencies for partial body resonances.
- The "hot-spot" range, which is extending from about 400 MHz up to about 3 GHz. In this range, localized energy absorption can occur.
- The surface absorption range, for frequencies greater than about 3 GHz. The energy absorption and temperature elevation is localized at the surface of the body.

III. MODEL PARAMETERS

For assessment of energy absorption in the human body we used several homogeneous model types: the simplified model of ellipsoidal shape and anthropomorphic model of woman body (Laura model, see Fig. 3). The ellipsoidal model had the constant height to width ratio of 3:1, i. e. the ellipsoids with height $h = 0.5$ m, 0.6 m, 1.2 m and 1.8 m had width $w = 0.17$ m, 0.2 m, 0.4 m and 0.6 m, respectively, that simulated the body of new-born, younger and older child and adult person. The height of Laura model was $h = 1.8$ m. These models consist of muscle tissue material.

The cylindrical models, that represented the head of new-born, child and adult person, had height equal to width: $h = 0.1$ m, 0.2 m, 0.3 m. These homogeneous models comprised the brain grey matter (BGM) tissue material.

For mentioned tissue materials, there were assumed relative magnetic permeability $\mu_r = 1$ and mass density of 1030 kg/m^3 . The computational space around the model was filled with vacuum. Values of frequency dependent parameters (permittivity and electrical conductivity) were taken from [5].

Models were exposed to the plane wave (representing far-field exposure conditions) with power density of 1 W/m^2 for E-polarization. Laura model was irradiated from side.

Simulations have been performed at the frequencies from 20 MHz to 1000 MHz in CST Microwave Studio program environment [6].

IV. SIMULATION RESULTS

An example of spatial distribution of SAR (10 g average) values at frequency of 100 MHz and 247 MHz for ellipsoidal model of height $h = 0.5$ m is shown in Fig. 4.

Frequency dependences of the whole-body average SAR for the constant height to width ratio of 3:1 for ellipsoidal models with heights $h = 0.5$ m, 0.6 m, 1.2 m and 1.8 m are shown in Fig. 5. It is obvious, that the smaller is the model height, the higher is the resonance frequency, and the higher is the total SAR at resonance frequency. This means, that the body resonance frequency of children is higher than the resonance frequency of adult humans and also the total SAR at resonance frequency is higher for children than for adult people.

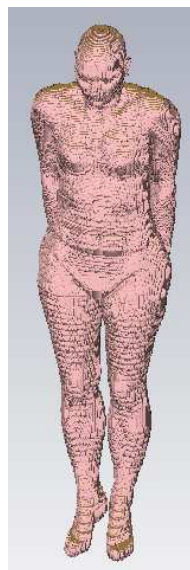


Fig. 3. Model of woman body (Laura model).

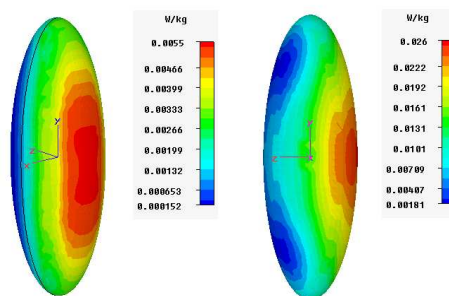


Fig. 4. Distribution of SAR (10 g) in the ellipsoidal model for $h = 0.5$ m and ratio 3:1 (length : width), at 100 MHz and 247 MHz (resonance frequency).

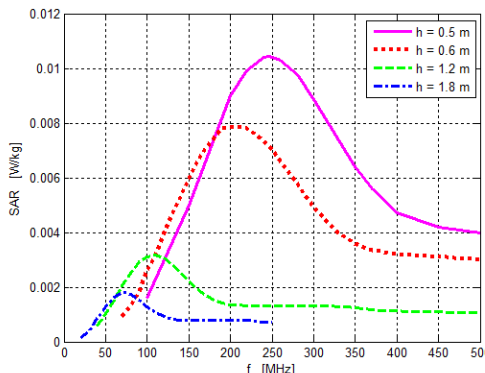


Fig. 5. Frequency dependence of whole-body average (total) SAR in the ellipsoidal model of human body with various height h (constant length to width ratio of 3:1).

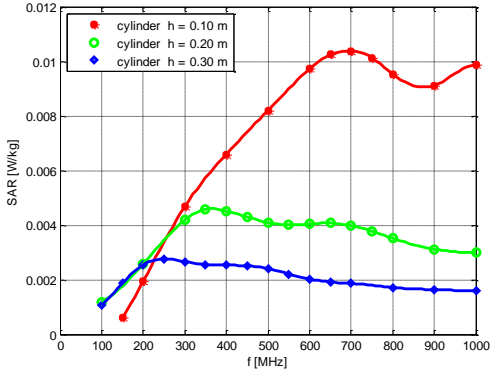


Fig. 6. Frequency dependence of whole-body average SAR in the cylindrical model of various height h ($h = w$).

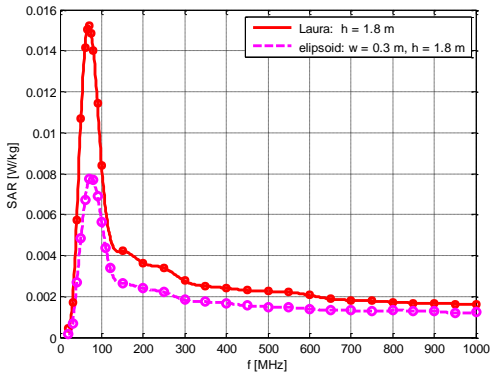


Fig. 7. Frequency dependence of whole-body average SAR in the ellipsoidal model of human body with $h = 1.8$ m and width $w = 0.3$ m and Laura model of woman body with $h = 1.8$ m.

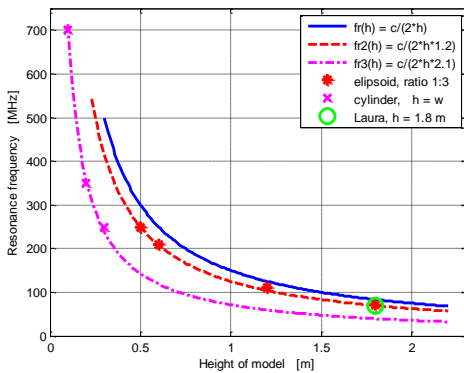


Fig. 8. Resonance frequency dependence on the height h of the ellipsoidal body model (with the constant 3:1 ratio of height to width), cylindrical model and Laura model.

Frequency dependences of the whole-body average SAR for the cylindrical models of head with heights $h = 0.1$ m, 0.2 m, and 0.3 m ($h = w$) are shown in Fig. 6. Similarly as for ellipsoidal model, the results show that the smaller is the model height, the higher is the resonance frequency, and the higher is the total SAR at resonance frequency.

In Fig. 7 are shown frequency dependences of the whole-body average SAR for two models of similar dimensions: the ellipsoidal model with height $h = 1.8$ m (and width $w = 0.3$ m), and for anthropomorphic woman model (Laura) with height $h = 1.8$ m. The resonance frequencies for both models are similar, that is mainly determined by equal heights. The total SAR at resonance frequency is higher for Laura model, than for ellipsoidal model, that we suppose is a consequence of side irradiation of Laura model (smaller side dimension).

The values of resonance frequencies for different models resulted from simulations are shown in Fig. 8. We can roughly say [7], that absorption reaches maximum (resonance frequency f_r), when height of model is equal to half of wavelength (λ):

$$f_r = \frac{c}{\lambda} = \frac{c}{2 \cdot h} \quad (2)$$

where c is speed of light.

The resonance frequency values for the ellipsoidal and cylindrical model (Fig. 8) are lower than that estimated according the relation (2). Therefore, we suggest that the more proper approximation of resonance frequency for these models would be according to corrected relation:

$$f_{r,2} = \frac{c}{2 \cdot h \cdot k} \quad (3)$$

where $k = 1.2$ is correction for the ellipsoidal model with the constant height to width ratio of 3:1 and $k = 2.1$ for the cylindrical model ($h = w$).

V. CONCLUSION

The dependencies of resonance frequency on parameters of human body model have been investigated in this article.

We observed, that for the selected types of body models (ellipsoidal and anthropomorphic) with the same height, the values of resonance frequency are similar.

The results of simulations show that even though the body resonance frequency is depends mainly on body height, for more precise estimation also other parameters of body shape must be included (correction constants for two model shapes are proposed).

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the Ministry of Education of Slovak Republic under the grants VEGA No. 1/0055/10 and KEGA No. 3/7411/09.

REFERENCES

- [1] GAJSEK, P. et al. Mathematical modeling using experimental and theoretical methods in evaluating specific absorption rates (SAR). In STAVROULAKIS, P. *Biological effects of electromagnetic fields*, Berlin: Springer - Verlag, 2003, pp. 116 - 170.
- [2] Electromagnetic fields (300 Hz to 300 GHz). Environmental Health Criteria 137, Geneva: World Health Organization, 1993.
- [3] COCHEROVÁ, E., ŠTOFANIK, V. *Numerické metódy riešenia bioelektromagnetických polí*, Nakladateľstvo STU, Bratislava, 2010, ISBN 978-80-227-3272-7.
- [4] HIRATA, A., KODERA, S., WANG, J., OSAMU FUJIWARA, O. Dominant factors influencing whole-body average SAR due to far-field exposure in whole-body resonance frequency and GHz regions. *Bioelectromagnetics*, vol. 28, 2007, pp. 484-487.
- [5] GABRIEL, C., GABRIEL, S. *Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies*. 1997, [online], [15.10.2007] <<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/home.html>>.
- [6] CST microwave studio: HF design and analysis. Tutorials. In *CST-Computer Simulation Technology*, 2006, [online], [15.10.2007] <<http://www.ee.bgu.ac.il/~microwav/CST/Tutorials.pdf>>.
- [7] COCHEROVÁ, E., ŠURDA, J., PÚČIK, J., ŠTOFANIK, V. Dependence of the RF Field Absorption on the Human Body Dimensions, In: *Proceedings of 19th International Conference "Radioelektronika 2009"*, Bratislava, April 22-23, 2009, pp. 327 - 329.

An overview of microwave systems used for SAR evaluation and inspecting effects in biological tissue

Tomáš VYDRA¹, Daniel HAVELKA¹, Lukáš VÍŠEK, Jan VRBA¹

¹ Dept. of Electromagnetic Field, Czech Technical University, Technická 2, 166 27 Praha, Czech Republic, vydratom@fel.cvut.cz

Abstract. Inspecting effects of electromagnetic field on biological tissue is very important matter and nowadays it becomes more and more analyzed as new facts about non-thermal effects are revealed. For reliable analysis of effects precise microwave system is needed, preferably a system which offers variability of measurements which can be performed. In this work we present two microwave systems allowing microwave exposure of biological tissue. One applicator is based on resonator technology and allows us to inspect exposure of a tissue sample in real time using camera and IR camera. Second applicator works as an open-ended applicator with absorbers on both sides. It allows us to expose live animals (e.g. mice and other small rodents). Simulation results and applicator designs are presented in this work.

Keywords. Microwave applicator, SAR, exposure analysis, non-thermal effects.

I. INTRODUCTION

Microwave treatment therapy found its way in many parts of clinic practice. We can say that it is well established and its immediate effects are well known. A question which remains is what are non-thermal effects which prolonged exposure to microwave radiation can have on living organisms. We feel that this somewhat uncharted field should be looked into more thoroughly using modern measurement methods as well as brought experimental research.

There can be many unknown aspects in which living cell reacts to electromagnetic field and research is currently in very preliminary state [1]. Therefore we present several designs of applicators which can be used for various measurements of exposure of biological tissue. Every design presents certain advantages and disadvantages.

In general we aim for real time evaluation of exposure using resonator-type applicator which allows us to inspect temperature (using IR camera) and visual state (using standard camera) of a sample inserted into quasi cavity of the applicator. For exposure of live animals to lower power fields we designed a microwave system allowing prolonged exposure and, to some degree, exposure of unrestrained animals thus minimizing the effects of stressful environment as much as possible.

II. APPLICATOR DESIGN

There were several requirements and specifics for each design given by particular aim of each applicator, thus this section is divided to sub-sections as follows.

A. Resonator-type applicator

The resonator-type applicator was designed specifically for visualization of microwave exposure of various materials (i.e. cell and tissue samples, materials for microwave processing etc.) by higher power electromagnetic field (e.g. 800 W) which forms standing wave inside the quasi cavity. There is a region of homogenous exposure in the local maximum of the standing wave.

The visualization nature of the applicator forced us to use resonator planes with open sides to provide sufficient insight for the visualization equipment mounted on tripod outside the cavity.

Working frequency of this applicator is 2.45 GHz and standard microwave magnetron is used as microwave energy generator. [2]

Whole system during exposure can be seen in Figure 1. Results of simulation of intensity of electrical field inside the quasi cavity is shown in Figure 2.



Fig. 1. System for visualization of microwave exposure of various materials

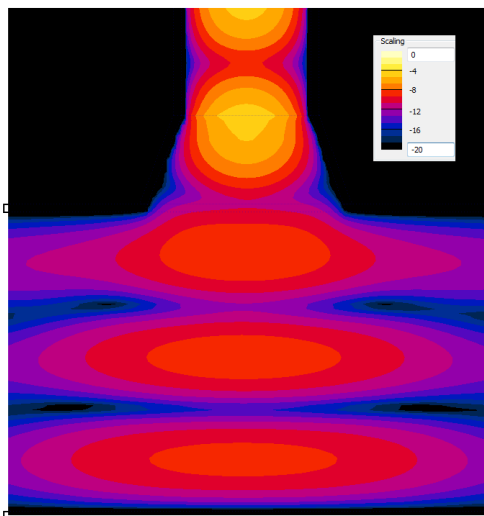


Fig. 2. RMS of intensity of electrical field [dB]

B. Open-ended applicators for prolonged exposure

This type of applicators was designed and realized with the main purpose to expose live animals (i.e. mainly rodents – mice) to frequencies 2.45 GHz [3] or 915 MHz [4]. This prolonged exposure (e.g. days) serves as a testing for effects of electromagnetic field emanated from industrial or commercial usage of microwave energy and from telecommunication systems (i.e. GSM etc.) on living organisms.

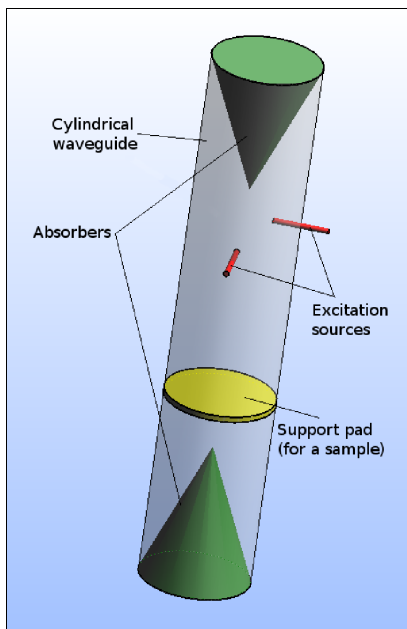


Fig. 3. Fundamental scheme of an open-ended applicator

Due to significant difference between used frequencies we needed to design two separate systems. For correct exposure of moving mice inside the applicator circular polarization was used (realized as two sources – one with phase shift $\lambda/4$).

To insure that almost all of the energy propagating through the applicator is absorbed we used absorber foam shaped as a cone which is inserted in both ends. [3] [5]

A simplified scheme is shown in Figure 3. According to this scheme all applicators are designed (i.e. on all working frequencies, only dimensions differ). Phase shift can be achieved, as shown in the scheme, by different positions of excitation sources (i.e. in longitudinal dimension) against each other or by positioning them facing each other and introducing phase shift in one of generators.

In Figure 4. applicators for 2.45 GHz and 915 MHz are shown. The applicator for 2.45 GHz features simple disassembling system for quick and easy insertion and extraction of a sample.



Fig. 4. Applicators for 2.45 GHz (smaller) and 915 MHz (bigger)

III. RESULTS

In this section we present results obtained from our simulations and from preliminary experiments with designed applicators.

In Figure 5. there is a model of mouse on which expected SAR distribution is shown. According to other simulations [3] when a mouse moves inside the applicator there can be shift in absorbed energy and energy levels can change. During a long exposure average energy value can be determined since behavior of mice can be predicted and thus SAR for different mouse positions can obtain weight

according to its occurrence and we can average SAR of all mouse positions and obtain averaged value.

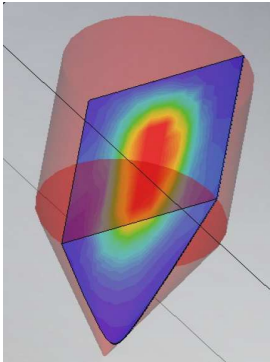


Fig. 5. SAR distribution in model of a mouse for on position in open-ended applicator [3]

Following figure shows a few images from our testing visualization of exposure of cornstarch beads. It can be clearly observed that the changes in temperature and in volume of samples are occurring during the exposure.

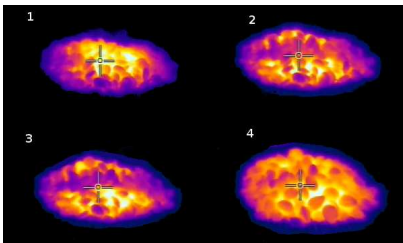


Fig. 6. IR images of exposed beads (thermal scale was set to adaptive)

Similarly we can tested samples observe in visual part of spectrum to obtain information about their surface changes etc.

IV. CONCLUSION

Using designed applicators we can expose various tissue samples and observe in real time how different tissues are changing during an exposure. Open-ended applicators allow us to conduct multiple experiments with widely used frequencies inspecting how different power levels and exposure timings change effects on live animals. Through our partnership with Faculty of Medicine in Pilsen [6] we can inspect how behavior and physical fitness are changing in individual cases of mice.

ACKNOWLEDGEMENT

This research is supported by the Grant Agency of the Czech Republic by project 102/08/H081: "Non Standard Applications of Physical Fields" and by project P102/11/0649: "Research and measurements of signals generated by nanostructures". Further it is supported also by research program MSM6840770012: "Transdisciplinary Research in the Area of Biomedical Engineering II" of the CTU in Prague, sponsored by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic.

REFERENCES

- [1] CIFRA, M., POKORNÝ, J., HAVELKA, D., KUČERA, O. Electric field generated by axial longitudinal vibration modes of microtubule. *Journal: Biosystems*, vol. 100, no. 2, pp. 122-131, 2010 DOI: 10.1016/j.biosystems. 2010.02.007
- [2] VYDRA, T., VRBA, J. Visualization of Exposure in Microwave Industrial and Medical Applications, Contributions of Ph.D. Student working group supported by GAČR 102/08/H081, ISBN: 978-80-7372-714-7
- [3] ROXER, M., Exposure system for Biological System Affection Investigation, 2011, Diploma Thesis, ČVUT
- [4] WANG, S., WANG, F., DEVABHAKTUNI, V. K., ZHANG, Q.-J. Exposure System for Verification of Effects of Electromagnetic Field. In [Microwave Techniques, 2008. COMITE 2008. 14th Conference on](#), IEEE 978-1-4244-2138-1/08/\$25.00 ©2008 IEEE
- [5] VRBA, J., Úvod do mikrovlnné techniky, Skriptum, ČVUT, 2006
- [6] onlie: <http://www.lfp.cuni.cz/>

Analýza přežití s využitím transformovaného exponenciálního rozdělení

Kateřina OPRŠALOVÁ^{1,2}, Jiří HOLČÍK^{2,3}

¹ Ústav matematiky a statistiky PFF, Masarykova univerzita, Kotlářská 2, 611 37 Brno, Česká republika

² Institut biostatistiky a analýz LF a PFF, Masarykova univerzita, Kamenice 126/3, 625 00 Brno, Česká republika, konarikova@iba.muni.cz, holcik@iba.muni.cz

³ Ústav merania SAV, Dúbravská cesta 9, 841 04 Bratislava 4, Slovensko,

Abstrakt. Analýza přežití se se vznikem stále nových léčebných postupů a technologií stala důležitým nástrojem pro zhodnocení jejich přínosu a vlivu na délku přežití pacienta. V tomto ohledu jsou nejvyužívanější parametrické metody analýzy přežití. V současné době jsou v parametrickém přístupu používána základní spojitá rozdělení pravděpodobnosti, která však, díky svému definičnímu oboru, často způsobují nadhodnocení odhadu doby přežití pacienta a způsobují problémy s interpretací získaných výsledků. V článku je shrnuto využití exponenciálního rozdělení v parametrických metodách. Hlavním přínosem je pak vytvoření transformovaného rozdělení, které původní definiční obor $(0; \infty)$ převádí na interval $(0; a)$ a kromě odhadu funkce přežití poskytuje také základní představu o maximální možné délce života jedince s konkrétním onemocněním. Toto rozdělení je následně využito pro analyzování konkrétního souboru dat.

Klíčová slova. Analýza přežití, parametrické metody, exponenciální rozdělení, transformace rozdělení

I. ÚVOD

Analýza přežití vznikla jako soubor základních statistických nástrojů používaných v medicíně a lékařství. První základy byly položeny před mnoha staletími, kdy si lékaři začali vest záznamy o svých pacientech formou úmrtnostních tabulek. Ačkoliv byla analýza přežití postupem času transformována pro využití v mnoha jiných oborech, nejdůležitější stále zůstává její aplikace v lékařských výzkumech a medicínských studiích.

V zásadě jsou v analýze přežití využívány dva základní typy metod. Neparаметrické metody, reprezentované zejména Kaplanovým-Meierovým odhadem funkce přežití, jsou využívány pro základní shrnutí charakteru dat. Tyto metody jsou velice jednoduše aplikovatelné a nevyžadují zvláštní předpoklady o charakteru procesu. Ačkoliv jsou díky své snadné interpretovatelnosti velice oblíbené, nelze pomocí nich vystihnout složitější vztahy a pro detailnější výzkumy jsou proto nevhodné.

Vzhledem k nově vznikajícím technologiím a způsobům léčby vznikla potřeba popsat vliv různých faktorů na dobu přežití jedince. Pro takové účely byly zavedeny metody parametrické. Ty jsou svou stavbou daleko složitější a pro laiky hůře interpretovatelné, pro vědecké účely jsou

vsak velice užitečné a jejich zdokonalování a vývoj je v současné době jedním z hlavních statistických témat.

Velký důraz při hodnocení kvality metod je kladen na přesnost odhadů jimi vypočtených. Je všeobecně známo, že neparаметrická Kaplanova-Meierova metoda odhad střední doby přežití spíše podhodnocuje, zatímco parametrické metody jej ve většině případů nadhodnocují. Hlavní příčinou těchto jevů je charakteristická vlastnost dat o přežití – cenzorování. Cenzorování představuje určitou nekompletnost dat. Dochází k němu, pokud jsou přesné doby přežití známy pouze pro část studovaných jedinců a u zbylých víme pouze, že jejich doby přežití překročily (nebo byly menší) určitou hodnotu [1]. Existuje více typů cenzorování, pro potřeby této práce však postačí zabývat se cenzorováním zprava. Právě neznalost přesné doby výskytu sledované události (v našem případě považujeme za tuto událost úmrtí daného jedince) u některých sledovaných jedinců způsobuje zkreslení celkového vývoje křivky přežití a s tím spojené nepřesnosti v odhadech dalšího vývoje.

Využití parametrických metod je, oproti neparаметrickým, komplikovanější, protože vyžadují znalost rozdělení pravděpodobnosti popisující doby přežití sledovaných jedinců (obvykle bývá tato veličina označována T , její realizace pak t). Nejčastěji využívanými jsou exponenciální, Weibullovo, log-normální a gamma rozdělení. Každé z nich má své specifické vlastnosti a je vhodné pro jiný typ dat o přežití. Jejich společnou a pro nás velice podstatnou vlastností je, že jsou všechna definována na intervalu $(0; \infty)$. Právě vysoké hodnoty doby přežití blízké se teoreticky nekonečnu by, dle našeho názoru, mohly být příčinou nadhodnocování potřebných odhadů.

Při interpretaci výsledků parametrických metod analýzy přežití s využitím běžně používaných rozdělení pravděpodobnosti by se mohlo zdát, že někteří jedinci mohou přežívat nekonečně dlouhou dobu, což, z logiky věci, není možné. Pokusili jsme se proto pomocí transformace vytvořit speciální rozdělení, která by dostatečně přesně popisovala průběh funkce přežití a navíc byla konečná a dokázala tak, kromě odhadů funkce přežití, podat i určitou informaci o možné délce života jedince z dané skupiny.

II. TRANSFORMACE ROZDĚLENÍ

Pro jednoduchost jsme se rozhodli v první fázi transformovat exponenciální rozdělení. Daný postup lze obdobně aplikovat i na jiná rozdělení využívaná v analýze přežití.

A. Exponenciální rozdělení

Exponenciální rozdělení patří mezi nejpoužívanější spojitá rozdělení pravděpodobnosti. Je vhodné pro popis doby čekání na výskyt určitého jevu.

Řídí-li se náhodná veličina T exponenciálním rozdělením ($T \sim \text{Exp}(\lambda)$), platí [3]:

Hustota náhodné veličiny T :

$$f(t) = \begin{cases} \lambda e^{-\lambda t}; & \text{pro } t \geq 0, \\ 0 & ; \text{pro } t < 0. \end{cases} \quad (1)$$

Distribuční funkce:

$$F(t) = \begin{cases} 1 - e^{-\lambda t}; & \text{pro } t \geq 0, \\ 0 & ; \text{pro } t < 0. \end{cases} \quad (2)$$

Střední hodnota:

$$E(t) = \frac{1}{\lambda} \quad (3)$$

Funkce přežití:

$$S(t) = 1 - F(t) = e^{-\lambda t} \quad (4)$$

Riziková funkce:

$$h(t) = \frac{f(t)}{S(t)} = \frac{\lambda e^{-\lambda t}}{e^{-\lambda t}} = \lambda \quad (5)$$

Díky závislosti pouze na jednom parametru λ patří exponenciální rozložení mezi nejjednodušší. Riziková funkce je v čase konstantní, což se u reálných dat vyskytuje poměrně zřídka. Z onkologických onemocnění, která jsou hlavní oblastí našeho zájmu, může být pomocí tohoto rozdělení modelováno například přežití u pacientek s karcinomem prsu.

B. Transformace exponenciálního rozdělení

Abychom odstranili problematickou vlastnost rozdělení nejčastěji používaných v analýze přežití, je třeba najít takovou transformaci, která by interval $(0; \infty)$ transformovala na interval $(0; a)$, kde a je konečná hodnota.

Jednou z možností se ukázala být sigmoidální transformace v základním tvaru

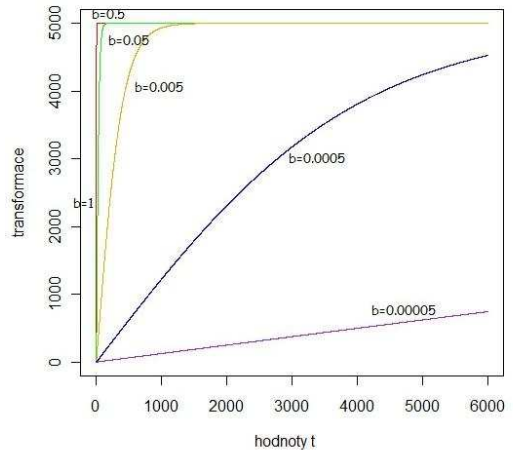
$$y = \frac{2a}{1+e^{-bt}} - a. \quad (6)$$

Funkční hodnota y se pro $t \rightarrow \infty$ asymptoticky blíží k reálné konečné hodnotě a , která reprezentuje odhad maximální délky přežití. Parametr b ovlivňuje strmost této křivky.

Abý tato transformace lépe vystihovala přirozený průběh funkce přežití, je třeba ji upravit na tvar

$$y = \frac{2a}{1+e^{-bt}} - a. \quad (7)$$

Sigmoidální transformace



Obr. 1. Sigmoidální transformace pro různé volby parametru b

Abychom mohli tuto transformaci aplikovat na exponenciální funkci, je třeba vypočítat její inverzi

$$y = -\frac{1}{b} \ln \frac{a-t}{a+t}. \quad (8)$$

Získali jsme funkční předpis pro $t \in (0; a)$. Oborem hodnot této funkce je opět interval $(0; \infty)$.

Dosazením transformace do předpisu pro hustotu exponenciálního rozdělení získáme finální podobu hustoty transformovaného rozdělení

$$f(t) = \begin{cases} \frac{2a\lambda}{(a^2-t^2)^b} e^{\frac{\lambda}{b} \ln \frac{a-t}{a+t}}; & \text{pro } t \in (0; a), \\ 0 & ; \text{pro } t < 0. \end{cases} \quad (9)$$

Výpočtem integrálu funkce lze jednoduše ověřit, že splňuje základní vlastnost hustoty, a to

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(t) dt = 1. \quad (10)$$

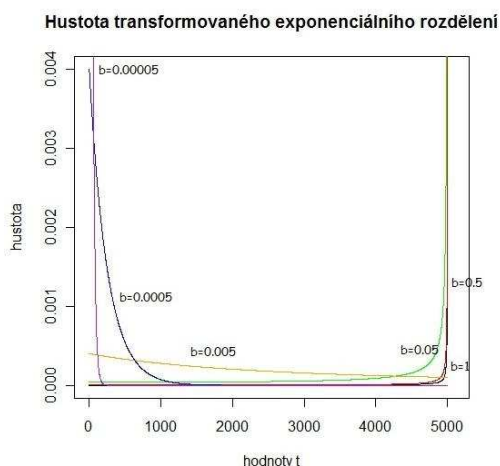
Pro úplnost je třeba dopočítat hodnoty dalších důležitých charakteristik, zejména tedy distribuční funkci, funkci přežití a rizikovou funkci. Toto lze opět provést jednoduše dosazením transformace do funkčních předpisů:

$$F(t) = \begin{cases} 1 - e^{\frac{\lambda}{b} \ln \frac{a-t}{a+t}}; & \text{pro } t \in (0; a), \\ 0 & ; \text{ pro } t < 0 \end{cases} \quad (11)$$

$$E(t) = \frac{2a}{1 + e^{-\frac{1}{b\lambda}}} - a \quad (12)$$

$$S(t) = 1 - F(t) = e^{\frac{\lambda}{b} \ln \frac{a-t}{a+t}} \quad (13)$$

$$h(t) = \frac{f(t)}{S(t)} = \frac{2a\lambda}{(a^2 - t^2)b} \quad (14)$$



Obr. 2. Graf hustoty transformovaného exponenciálneho rozdelení pro různé volby parametru b ($a=5000$, $\lambda=0.005$)

III. VYUŽITÍ NOVÉHO ROZDĚLENÍ PŘI ANALÝZE MEDICÍNSKÝCH DAT

Pro srovnání nově vytvořeného rozdělení s původním exponenciálním byla obě rozdělení využita při analýze dat ze studie sledující vývoj doby přežití u pacientek s karcinomem prsu. Konkrétně byly využity údaje o přežití pacientek, jimž byl diagnostikován karcinom prsu ve čtvrtém stadiu v roce 1990. Datový soubor obsahoval celkem 333 záznamů, z nichž bylo 8 cenzorovaných.

Analýza těchto dat za předpokladu, že se řídí exponenciálním rozdělením, byla provedena pomocí softwaru R, zejména pak funkce „survreg“ z balíku „survival“. Jedním z výsledků, které lze aplikací funkce získat, je i odhad neznámých parametrů rozdělení pomocí metody maximální věrohodnosti.

Pro exponenciální rozdělení je maximálně věrohodný odhad parametru λ obecně roven

$$\lambda = \frac{\sum_{i=1}^n c_i}{\sum_{i=1}^n t_i} \quad (15)$$

kde n je celkový rozsah souboru, c_i indikátor cenzorová-

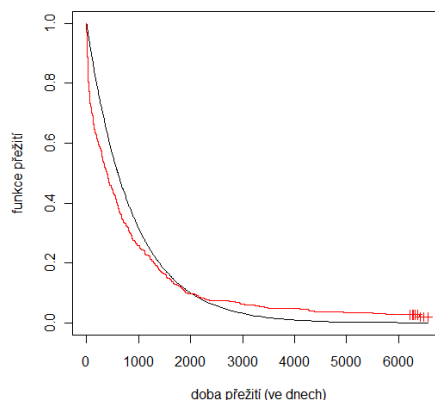
ní (1 pokud byla požadovaná událost sledována, 0 pokud je daný záznam cenzorován) a t_i jsou doby přežití.

Pro daný konkrétní případ žen s karcinomem prsu je hodnota λ

$$\lambda = \frac{325}{282471} = 0.001150561 \text{ dní}^{-1}$$

Při proložení grafu funkce přežití získané neparametrickou metodou Kaplan-Meiera křivkou parametrické funkce přežití s výše vypočteným parametrem λ vidíme, že odhady funkce přežití parametrickou metodou nejsou příliš přesné.

Srovnání funkcí přežití



Obr. 3. Srovnání Kaplan-Meierova odhadu funkce přežití (červená) s odhadem parametrickou metodou s využitím exponenciálního rozdelení (černá)

Pro aplikaci nového transformovaného rozdělení nelze funkci „survreg“ využít, protože nepatří mezi rozdělení touto funkcí podporovaná. Je tedy potřeba odhady parametrů vypočítat bez jejího použití.

A. Odhady neznámých parametrů metodou maximální věrohodnosti

Věrohodnostní funkce pro data, ve kterých se vyskytují cenzorování je obecně dána vztahem

$$l((t, c), \beta) = \prod_{i=1}^n [f(t_i, \beta)]^{c_i} [S(t_i, \beta)]^{1-c_i}, \quad (16)$$

kde t je vektor dob přežití, c vektor indikátorů cenzorování a β vektor neznámých parametrů.

Pro získání maximálně věrohodných odhadů maximalizujeme logaritmus věrohodnostní funkce

$$L((t, c), \beta) = \sum_{i=1}^n \{c_i \ln[f(t_i, \beta)] + (1 - c_i) \ln[S(t_i, \beta)]\}. \quad (17)$$

Samotná procedura získání MLE odhadů spočívá ve výpočtu parciálních derivací funkce $L((t, c), \beta)$ podle neznámých parametrů β , položení těchto derivací rovno nule a vyřešení takto vzniklé soustavy rovnic. [2]

Pro případ transformovaného exponenciálního rozdelení získáme logaritmicke věrohodnostní funkci ve tvaru

$$L((t, c), \beta) = \sum_{i=1}^n \left\{ c_i \ln \left[\frac{2a\lambda}{(a^2 - t_i^2)b} \right] + \frac{\lambda}{b} \ln \left[\frac{a - t_i}{a + t_i} \right] \right\}. \quad (18)$$

Výpočtem parciálních derivací postupně podle parametrů λ , b , a a položením výsledků rovno nule vznikne soustava tří rovnic o třech neznámých

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n \frac{c_i}{\lambda} + \frac{1}{b} \sum_{i=1}^n \ln \left(\frac{a - t_i}{a + t_i} \right) &= 0 \\ - \sum_{i=1}^n \frac{c_i}{b} - \frac{\lambda}{b^2} \sum_{i=1}^n \ln \left(\frac{a - t_i}{a + t_i} \right) &= 0 \\ \sum_{i=1}^n \frac{c_i (-a^2 - t_i^2)}{a(a^2 - t_i^2)} + \frac{\lambda}{b} \sum_{i=1}^n \frac{2t_i}{a^2 - t_i^2} &= 0. \end{aligned} \quad (19)$$

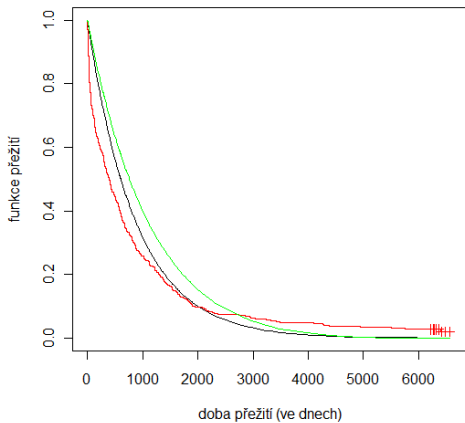
Z prvních dvou rovnic vyplývá, že parametry λ a b jsou závislé. Jedním z řešení tohoto problému může být využití odhadu parametru λ pro základní exponenciální rozdělení (14). Vzhledem k tomu že poslední z rovnic není lineární, byla k získání hodnot zbylých odhadů použita Newtonova numerická metoda. Výsledné odhady parametrů pro námi sledovaná data jsou následující:

$$\lambda = \frac{\sum_{i=1}^n c_i}{\sum_{i=1}^n t_i} = 0.001150561 \text{ dní}^{-1}$$

$$a = 6647.417 \text{ dní}$$

$$b = \frac{-\lambda \sum_{i=1}^n \ln \frac{a - t_i}{a + t_i}}{\sum_{i=1}^n c_i} = 0.0003807585 \text{ dní}^{-1}$$

Srovnání funkcí přežití



Obř. 4. Srovnání Kaplanova-Meierova odhadu funkce přežití (červená) s odhadem parametrickou metodou s využitím exponenciálního rozdělení (černá) a odhadem s využitím transformovaného exponenciálního rozdělení (zelená)

IV. ZÁVĚR

Z vizuální analýzy grafů různých odhadů funkce přežití pro data reprezentující dobu přežití pacientek se zhoubným nádorem prsu (diagnóza C50) diagnostikovaných ve čtvrtém stádiu onemocnění zatím nevychází odhad pomocí

transformovaného exponenciálního rozdělení příliš optimálně – vyšší hodnoty pravděpodobnosti pro malé hodnoty doby přežití; na druhé straně pozitivní, ale nepřilíš výrazný nárůst pravděpodobnosti – ve srovnání s výchozím exponenciálním rozdělením - pro větší doby přežití.

Ovšem tento nový přístup umožnil stanovit maximální teoretickou dobu přežití - parametr a transformovaného rozdělení. Pro daná experimentální data dříve ve dnech uvedená hodnota představuje dobu 18,21 let, což je jednak hodnota přibližující se realitě, jednak tato hodnota skutečně vychází větší než všechny údaje z použité experimentální databáze.

Na rozdíl od výchozího exponenciálního rozdělení nemá riziková funkce pro transformované rozdělení konstantní hodnotu, nýbrž se zvětšující se dobou přežití riziko realisticky roste.

Problém ne zcela optimálního průběhu transformované funkce přežití ve srovnání s neparametrickým odhadem metodou Kaplan-Meiera a parametrickým odhadem pomocí exponenciálního rozdělení bude řešen pomocí alternativní regresní či optimalizační metody, vzhledem k tomu, že se klasická a v těchto případech standardně používaná metoda maximální věrohodnosti neukázala příliš vhodná (závislost definičních rovnic, které díky tomu vedou k parametrickému řešení). Cílem další práce proto bude najít pro stanovení parametrů navrhovaného rozdělení metodu, jejíž výsledky by lépe vystihovaly charakter experimentálních dat (například pomocí některé optimalizační metody s omezením kladeným na průběh funkce).

Posléze budou transformační postupy aplikovány i na jiné základní typy rozdělení používané v analýze přežití.

PODĚKOVÁNÍ

Práce byla finančně podpořena projektem GAČR č.102/09/H083 „Informační technologie v biomedicinském inženýrství“.

CITOVANÁ LITERATURA

- [1] GUO, S. *Survival Analysis*. New York: Oxford University Press, 2010.
- [2] HOSMER, D.W., LEMESHOW, S. *Applied Survival Analysis: Regression Modeling of Time to Event Data*. New York: John Wiley & Sons, 1999.
- [3] LAWLESS, J.F. *Statistical Models and Methods for Lifetime Data*. 2nd ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2003.

Blood Flow and Pressure Waves in Arteries

Ivo Čáp, Klára Čápková, Daniela Gombárska, Štefan Borik

Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Žilina, Univerzitná 1, 010 26 Žilina, Slovak Republic, ivo.cap@fel.uniza.sk

Abstract. The paper deals with verification of the electromechanical model of the blood vessels system with distributed parameters. The blood pressure and flow pulses in a selected place of a human body are simulated and experimentally investigated. Both simulated and experimental results are compared.

Keywords. Blood flow simulation, electromechanical analogy, photoplethysmography, blood pressure measurement, blood pressure wave propagation, blood flow wave propagation.

I. THEORY

There are many attempts to develop proper models of human organs in order to investigate their physiological functions. Recently, we have developed a model of the human arterial system using electromechanical analogy. The vessels have been modeled as the electrical transmission line [1], [2]. The vessel was divided into elementary segments, which were modelled by an electric circuit, see Fig. 1.

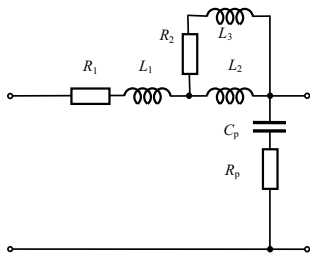


Fig. 1. Equivalent circuit of the blood vessel segment.

The longitudinal impedance Z_L and transverse admittance Y_T have the form

$$Z_L = R_1 + j\omega L_1 + j\omega L_2 \frac{R_2 + j\omega L_3}{R_2 + j\omega(L_2 + L_3)}$$

$$Y_T = \frac{j\omega C_p}{1 + j\omega C_p R_p},$$

where $R_0 = \frac{4\eta}{\pi r_0^4}$, $R_n = 2n R_0$, $L_0 = \frac{\rho}{\pi r_0^2}$, $L_n = \frac{1}{2n-1} L_0$,

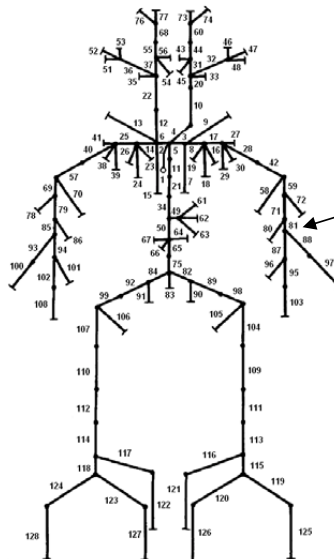


Fig. 2. Model of the human arterial system.

$$R_p = \frac{\kappa \eta_w}{2\pi r_0}, \quad C_p = \frac{2\pi r_0}{\kappa E_w}$$

and η is the blood viscosity, r_0 the internal vessel radius, ρ the blood density, η_w the vessel wall viscosity, E_w vessel wall stiffness κ the dimension factor and ω basic angular frequency.

The whole arterial system was modelled by 128 elementary segments and converted into a computer code in the program site MATLAB [3]. The heart was simulated by an ideal source of electrical voltage, which represented excitation of the blood pressure wave. The pressure wave was accompanied by a blood flow wave. The wave velocity of both pressure and the flow waves is significantly higher than the middle speed of the blood flow. The model allows to simulate different situations and to search for interesting connections. It is possible to display time dependences of any blood flow quantity in any place of the human body model. The significant influence on the time course of the

blood flow have wave reflections at vessels' system inhomogeneities like branching, stenoses or aneurysms. The model allows to explain occurring the dirotic maximum and dependence of its position on the investigated place of the vessel [4].

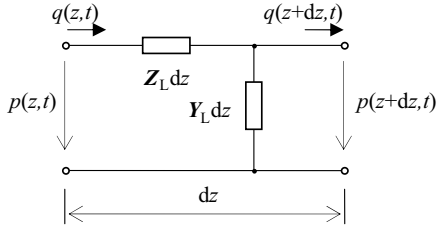


Fig. 3. Elementary segment of a transmission line.

Taking electric transmission line theory into account, the vessel segment can be taken as a two-port according to the Fig. 3. The characteristic impedance of the line is

$$Z_0 = \sqrt{\frac{Z_L}{Y_T}}$$

and the complex propagation constant

$$k = \sqrt{Z_L Y_T}.$$

There were calculated wave velocities for typical arteries [5] and a very good agreement of the calculated velocities and the measured physiological values was proved.

The relation between the blood pressure p and the flow q is given by

$$\frac{dp(z, t)}{dz} = -Z_L q(z, t)$$

$$\frac{dq(z, t)}{dz} = -Y_L p(z, t).$$

For typical values of vessel's parameters the characteristic impedance of arteries Z_0 has a capacitive character, so that the moving blood pressure wave is delayed behind the blood flow wave. The driving process of the blood circulation is the blood flow pulse injected into aorta from the left heart ventricle. The blood pulse causes the artery expansion, which can be detected by an external measuring probe.

II. MEASUREMENT

The simulation model was confronted with measurement on a real human object. The blood flow effects were detected by means of two different methods. One of them used the photoplethysmographic (PPG) principle and the other the oscillometric one. The reflection PPG sensor was constructed in the framework of the doctoral thesis [3]. The second one with a cuff-pressure sensor was a part of the diploma thesis [6]. The PPG was based on the light reflection at the tissue with arterial blood perfusion. The signal depends on the integral volume of the oxygenated blood in the place of reflection and thus on the diameter of the artery. It means that the signal would be proportional to the instant blood pressure. The pressure sensor detected the pressure oscillations in the cuff which enclosed a limb. The pressure in the cuff was modulated by the limb volume changes, which depended on the arteries expansion. Because of cuff dimensions there was supposed integral volume effect of the blood flow under the cuff. It is expected that the signal of the sensor would be proportional to the instant blood flow.

Both sensors were located in the same place tightly over the elbow of the left arm (a. brachialis before its branching, see the arrow in the Fig. 2). Both signals were detected and processed simultaneously, so that it was possible to follow time coherence of both signals.

On the other hand, the blood pressure and blood flow waves were simulated by means of the whole body computer model and the time dependences of both quantities in the corresponding place (a. brachialis) were plotted and compared with measured courses, Fig. 4 and Fig. 5.

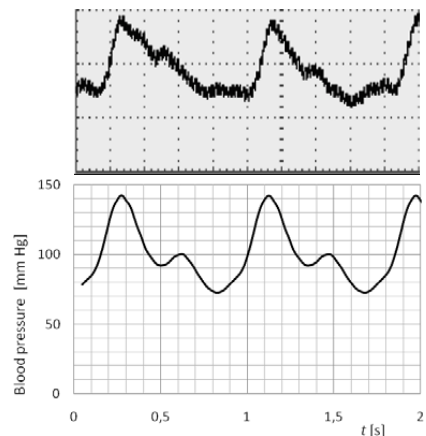


Fig. 4. Time dependence of the blood pressure. The waveform measured by means of PPG (upper graph) and the plot of simulated data (lower graph).

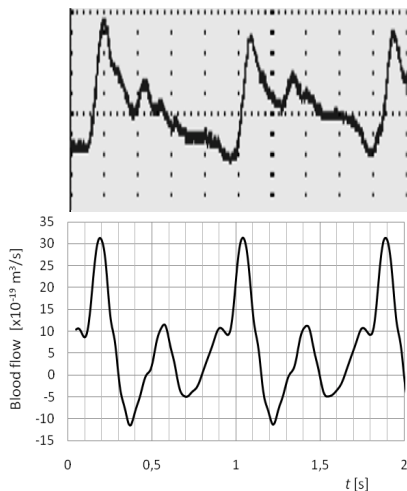


Fig. 5. Time dependence of the blood flow. The course measured by means of pressure sensor with a cuff (upper graph) and the plot of simulated data (lower graph).

It is seen a very good agreement of simulated and measured data. The initial signal time of the model corresponds to the exciting blood pressure pulse; the measured signal was triggered by the ECG signal. The main peak of the PPG signal corresponds to the peak of the simulated pressure wave and the peak of the cuff–pressure sensor corresponds to the peak of the simulated blood flow. The results confirm our ideas of functionality of both measurement methods. Similar experimental results were obtained by Říha et al. [7].

Taking the blood injection into aorta as the driving mechanism, the blood wave propagation velocity can be determined by means of delay of start of the flow pulse in the examined place. In our case $\tau \approx 0,1$ s. For approximate length of the arterial path $l \approx 50$ cm we obtain the middle pulse wave velocity $v \approx 5$ m·s⁻¹, which corresponds to the pulse velocity in large arteries. On the other hand, the pulse wave is delayed behind the flow wave by $\Delta t \approx 80$ ms; the measured delay corresponds to the simulated one.

If we compare both plots of blood flow and pressure, it is seen that the changes of the pressure around the middle value “0” in the Fig. 6 corresponds to the derivative of the flow course, mainly in the range of the initial peak, which is minimally distorted by the wave’s reflections. The maximum of the flow peak coincides with a maximum slope of the pressure course. The detailed time-dependences of both waves are influenced by the wave’s reflections on vessels branching or other inhomogeneities [5]. They are more individual and the agreement between the simulated and experimental data is only general, e.g. there are dirotic pulses but their positions are mutually shifted.

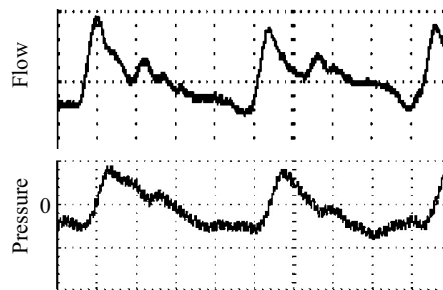


Fig. 6. Comparison of courses of the PPG signal (lower graph) and cuff-pressure signal (upper graph).

III. CONCLUSION

Investigation of the blood flow in cardio-vascular system is important mainly from the diagnostic point of view. In the present paper we have proved that the theoretical simulation model is supported by experimental results. Comparison of measured and simulated time-dependences allows us to assess used experimental methods and to interpret the obtained experimental data.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by Slovak Grant Agency VEGA, project No. 1/0927/11.

REFERENCES

- [1] ČÁPOVÁ, K., ČÁP, I., BLAŽEK, V.: Brain Haemodynamics Modelling Using Electromagnetic Systems Characteristics. *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics*, 2004, vol. 19, No. 1-4, IOS Press, p. 457-462. ISSN 1383-5416
- [2] ČÁP, I., ČÁPOVÁ, K.: Electromagnetic modelling of blood flow in vessels. *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics*, 2010, vol. 33, No. 1,2, IOS Press, pp. 735-742. ISSN 1383-5416.
- [3] CZIPPELOVÁ, B. *Modelovanie fyziologických procesov s využitím elektromechanickej analógie* (In Slovak). Doktorská dizertačná práca, Žilinská univerzita, 2010.
- [4] CZIPPELOVÁ, B., GOMBÁRSKA, D.: Investigation of Blood Pressure and Blood Flow Wave Propagation on Arterial Bifurcation, In *Proceedings of the IEEE Conference*, Kráľiky, 2009, pp. 44-47, ISBN 978-80-214-3938-2.
- [5] CZIPPELOVÁ, B., ČÁP I.: Pulse Wave Velocity Calculation by means of Electromechanical Model of Blood Vessel, In *Proceedings of TRENDY V BMI*. Bratislava (Slovakia), 2009, pp. 149 – 152, ISBN 978-80-227-3105-8
- [6] BORIK, Š. *Výšetrovanie šírenia tlakovej vlny v cievach* (in Slovak), Diploma thesis, Žilinská univerzita, 2011.
- [7] ŘÍHA, K., CHMELAR, M., ČÍŽ, R. New Waves of Non-Invasive Measuring of Blood Circulation Parameters. *WSEAS Transactions on Signal Processing*, 2010, vol. 6, No. 1, pp. 1 to 11., ISSN 1790–5052.

CoXaM – softvér na predoperačné plánovanie

Monika MICHALÍKOVÁ¹, Teodor TÓTH², Jozef ŽIVČÁK¹, Ivan STAŠKO³

¹ Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, monika.michalikova@tuke.sk, jozef.zivcak@tuke.sk

² Katedra automatizácie, riadenia a komunikačných rozhraní, Strojnícka fakulta, Technická univerzita v Košiciach, Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, teodor.toth@tuke.sk

³ Ortopedické oddelenie, Nemocnica Košice-Šaca a.s., Lúčna 57, 040 15 Košice-Šaca, Slovenská republika

Abstract. Pre-operative planning is very important part of hip arthroplasty (especially reimplantation of total hip and hip joint). Conventional pre-operative planning is realized with caliper, protractor, plastic transparent templates and x-ray images. This conventional templating technique is time consuming with many errors and impractical. The new developed CoXaM software offers simple solution of the problems by using the digital x-ray images and handmade plastic templates. The developed software combines the digital x-ray images with the digital templates for planning implantation and reimplantation interventions of hip joints. The software was designed for pre-operative planning and helps to determine on the X-ray image a length dimensions, a center of rotation, an angle values. It enables the digitalization of plastic templates from several producers, which will assess the suitability of the type of implant. The pre-operative planning process is fast, precise, and cost-efficient, and it provides a permanent, archived record of the templating process. The new proposed methodology provides the opportunity for comfortable, user-friendly and dimensionally accurate computer programming surgical operation.

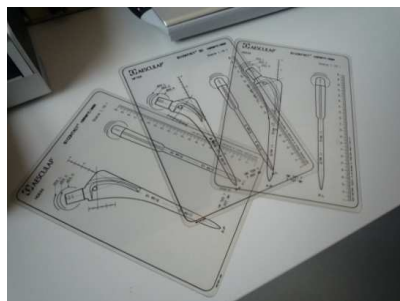
Kľúčové slová. predoperačné plánovanie, softvér, digitalizácia.

I. ÚVOD

V dnešnej dobe sa riešenia rôznych problémov pomocou počítačovej techniky stávajú bežnou praxou aj pre menej zručného užívateľa. Čoraz častejšie sú kladené požiadavky na vytvorenie užívateľského prostredia „ušitého“ na mieru. Tak aj programy používané v medicíne musia byť jednoduché na obsluhu, užívateľsky priateľské pričom ale musia obsahovať všetky nástroje potrebné k vykonaniu požadovaných funkcií.

II. SOFTVÉR COXAM

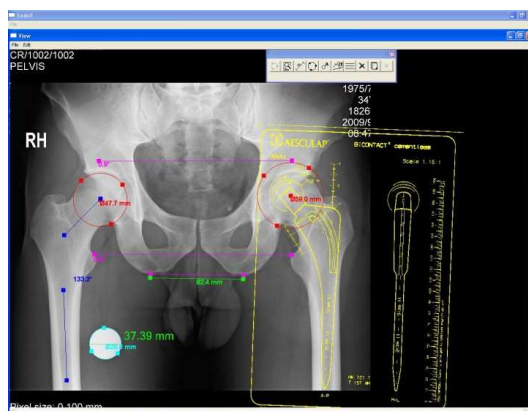
Vzhľadom na rozširujúcu sa digitalizáciu výstupov zobrazovacích metód v medicíne nastupujú zároveň požiadavky ohľadom ich vyhodnocovania v elektronickej podobe. Týka sa to taktiež predoperačného plánovania zákrokov na bedrovom kĺbe (najmä implantácia a reimplantácia totálnej endoprotézy bedrového kĺbu). Pri plánovaní týchto zákrokov sú využívané plastové šablóny od jednotlivých výrobcov totálnych endoprotéz (Obr.1), ktoré sú však nepoužiteľné v prípade elektronickej rtg. snímkov.



Obr. 1 Príklady plastových šablón.

“CoXaM” Softvér slúži na predoperačné plánovanie, pri ktorom pomáha určiť na rtg. snímke dĺžkové rozmery, stredy rotácie, hodnoty potrebných uhlov, posúdiť rovnobežnosť smerodajných línií a digitalizáciu plastových šablón jednotlivých výrobcov, ktorá umožní posúdenie vhodnosti daného typu implantátu. Možnosti softvéru umožňujú aj efektívnu pooperačnú kontrolu zákroku.

“CoXaM” Softvér (Obr.2) bol vyvinutý v programe Visual Studio 2005 (Microsoft) v programovacom jazyku Visual C++ na Katedre biomedicínskeho inžinierstva a merania Strojníckej fakulty Technickej univerzity v Košiciach.



Obr. 2 Ukážka možností ponúkaných softvérom “CoXaM”.

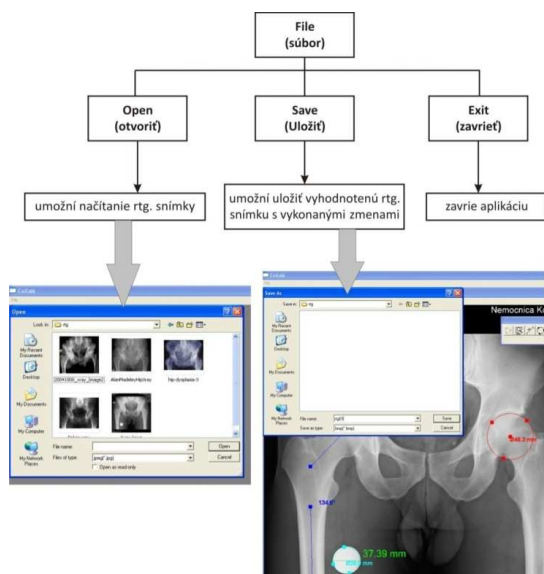
Dôvody vytvorenia programu na predoperačné plánovanie:

- elektronická forma röntgenových snímok – nevyužitelnosť plastových šablón pri určovaní veľkosti implantátu,
- požiadavka na presnosť merania od lekárskeho personálu – nevyhovujúca presnosť používaného softvérového produktu (Obr.3)
- jednoduchá archivácia a vyhľadávanie,
- jednoduchá a rýchla komunikácia medzi lekármi,
- zálohovanie údajov v PC.



Obr. 3 Vyhodnotenie priemeru v súčasnosti používaným softvérom – reálny priemer kalibračného prvku je 28,00 mm.

Po spustení súboru “CoXaM.exe” sa načíta okno prostredia Windows s ponukou File, ktorá sprístupňuje položky Open, Save a Exit (Obr.4).



Obr. 4 Schéma ponuky úvodnej záložky File.

Po otvorení a načítaní rtg. snímku sa na obrazovke sprístupní taktiež panel nástrojov (Obr.5).



Obr. 5 Panel nástrojov (tools) kalibračná kružnica, b – prispôsobiť do okna, c – meranie dĺžky, d – kružnica, e – text, f – uhol, g – rovnobežnosť troch línií, h – odstrániť plánovanie, i – vložiť elektronickú šablónu výrobcu.

Popis jednotlivých funkcií softvéru “CoXaM”:

- Kalibračná kružnica – umožňuje presný prepočet vyznačovaných rozmerov vzhľadom na daný kalibračný prvok snímaný na rtg. Určením troch bodov sa zakreslí kružnica, ktorej reálny priemer v milimetroch zadá užívateľ – v tomto prípade je to 28mm.
- Prispôbenie do okna – prispôbí veľkosť snímky vzhľadom k veľkosti okna.
- Meranie dĺžky – po zadaní 2 bodov vypíše vzdialenosť medzi nimi - ak je zadaná kalibračná kružnica, vzdialenosť je udávaná v milimetroch, ak kalibračná kružnica zadaná nie je, vzdialenosť je určená v pixloch.
- Kružnica – po zadaní troch bodov softvér vykreslí kružnicu určenú týmito troma bodmi, určí jej stred a priemer (ak je zadaná kalibračná kružnica, priemer je udávaný v milimetroch, ak kalibračná kružnica zadaná nie je, priemer je udávaný v pixloch).
- Text – umožní napísať ľubovoľný text na snímok.
- Uhol – po zakreslení dvoch úsečiek určených štyrmi bodmi (nie je potrebné, aby úsečky mali spoločný bod, resp. priesečník) určí uhol, ktorý zvierajú priamky, ktoré sú predĺžením daných úsečiek.
- Posúdenie rovnobežnosti troch línií – po určení troch línií (1. spojnice trňov sedacej kosti - základňa, 2. spojnice malých trochanterov a 3. spojnice horných okrajov acetábul) pomocou šiestich bodov softvér na ľavej strane z pohľadu užívateľa vyhodnotí uhol odchýlenia spojnice malých trochanterov a spojnice horných okrajov acetábul od základne (spojnica trňov sedacích kostí). Na základe týchto údajov sa určí, či je potrebná korekcia v oblasti stehennej kosti (ak je nerovnobežná spojnice malých trochanterov voči základni) alebo v oblasti panvy (ak je nerovnobežná spojnice horných okrajov acetábul voči základni).
- Odstrániť plánovanie – odstráni všetky vykonané úkony – ostane otvorený pôvodný rtg. snímok.
- Vloženie elektronickej spracovanej šablóny – otvorí databázu naskenovaných šablón jednotlivých výrobcov totálnych endoprotéz bedrového kĺbu, umožní rozmerovú kalibráciu šablóny (postačuje vykonať jedenkrát a kalibráciu pre daný typ implantátu uložiť), a preloží šablónu cez rtg. snímok. Šablóna po vložení zachováva svoju rozmerovú veľkosť voči snímku a je možné ju podľa potreby posúvať a rotovať.

III. ZÁVER

Vybavenosť nemocníc výpočtovou technikou a najmä technikou zobrazovacích metód s elektronickým výstupom sa pomaly ale sústavne a neodvratne zlepšuje. Z týchto dôvodov vyplýva potreba zdokonaľovania a vývoja taktiež softvérového vybavenia týchto pracovísk tak, aby svojou kvalitou a užívateľským komfortom v žiadnom ohľade nezaostávala za hardvérovým vybavením.

Pri klasických fyzických rtg. snímkach sa predoperačné plánovanie vykonáva manuálne za pomoci pravítka, uhľomera a plastových šablón, je preto časovo náročné a zaťažuje tak tento návrh chybami.

Softvér CoXaM poskytuje možnosť komfortného, užívateľsky jednoduchého a rozmerovo presného elektronického plánovania operácií.

POĎAKOVANIE

Tento článok bol vytvorený realizáciou projektu "Centrum výskumu riadenia technických, environmentálnych a humánnych rizík pre trvalý rozvoj produkcie a výrobkov v strojárstve" (ITMS:26220120060), na základe podpory operačného programu Výskum a vývoj financovaného z Európskeho fondu regionálneho rozvoja.

Eliminace interindividuálních rozdílů v oblasti zpracování EEG

Michal Vavrečka, Karla Štěpánová, Lenka Lhotská

Katedra kybernetiky, FEL ČVUT, Karlovo náměstí 13, 12135, Praha 1, vavrecka@fel.cvut.cz, karlastepanova@gmail.com, lhotska@fel.cvut.cz

Abstrakt. V příspěvku se zabýváme návrhem metody sloužící k eliminaci interindividuálních rozdílů ve vypočtených příznacích EEG signálu. Pomocí odečtení klidové aktivity těsně před prezentací stimulu, jsme zajistili nejenom eliminaci interindividuálních rozdílů, ale také omezení intraindividuální variability, které může být způsobena změnami klidové aktivity subjektu v průběhu měření. Výsledky korigovaných příznaků byly porovnány s původními příznaky.

Klíčové slova. EEG, interindividuální rozdílů, klasifikace, klidová aktivita.

I. Úvod

Problematickým aspektem měření mozkové aktivity pomocí elektroencefalografie je značná variabilita v naměřeném signálu a z něho vyplývající obtížné porovnání a interpretace skupinových rozdílů. Příčiny interindividuální variability můžeme hledat v anatomických odlišnostech jednotlivých subjektů, přičemž mezi nejvíce intervenující faktory patří odlišná tloušťka lebeční kosti, vodivost kůže, popřípadě odlišná anatomická struktura a funkční propojení samotného mozku. Naměřený EEG signál proto bývá často interpretován pouze v individuální úrovni. V případě experimentů, ve kterých porovnáváme skupiny subjektů (např. prezentace odlišných stimulů dvěma skupinám participantů) je individuální zpracování nedostačující, a proto musíme přistoupit ke skupinové interpretaci. Díky výše zmíněné variabilitě v naměřeném signálu je potřeba provést úpravy, které sníží rozdíl mezi jednotlivými participanty. V oblasti frekvenční analýzy EEG se používá k eliminaci interindividuálních rozdílů měření klidové aktivity, během které subjekt sedí v relaxované pozici a má otevřené či zavřené oči. Vypočtené spektrální charakteristiky se následně pro danou periodu průměrují a odečtou se od hodnot, získaných během prezentace podnětů. Dochází tedy k posunu časové série vypočtených hodnot příznaků o fixní hodnotu pro celý průběh experimentu. Nevýhodou této metody je neschopnost identifikovat změny v EEG aktivitě subjektu během měření, například vliv únavy či poklesem pozornosti. Proto jsme navrhli způsob korekce EEG příznaků, který spočívá v odečtení klidové aktivity před jednotlivými prezentacemi stimulů v rámci experimentálního měření. Oproti předchozí metodě není časová řada posunuta o jedinou fixní hodnotu. Klidová aktivita před každou prezentací stimulů je průměrována a tato hodnota odečtena od následné stimulace. Výhodou je možnost eliminace výše zmíněných vlivů. Na druhou stranu nelze vyloučit možnou kontaminaci klidové aktivity před prezentací stimulu doznívající aktivitou z předchozího podnětu, popřípadě preaktivace na následnou prezentaci. V následujícím textu jsme odzkoušeli navrhovanou metodu na datech z psychologického experimentu a zjišťovali míru její efektivity.

II. METODA

Pro účely testování navržené metody jsme použili data z experimentu, sloužícímu k lokalizaci mozkových center zodpovědných za navigaci v prostoru. Vzorek tvořilo 17 subjektů rozdělených do dvou skupin podle strategie řešení úlohy. Participantů procházejí 20 odlišnými virtuálními tunely, přičemž používají allocentrický nebo egocentrický referenční rámec (typ navigační strategie závisí na použití fixního popřípadě proměnlivého osového souřadného systému (Templeton, 1966)). Primárním cílem experimentu je identifikace EEG příznaků, které nejlépe diskriminují mezi skupinami subjektů používajícími allocentrický a egocentrický rámec a jejich lokalizace na skalpu (Vavrečka, 2009). Před každým průchodem tunelu je participantům prezentována černá obrazovka s fixačním křížem po dobu 6 vteřin. Tento úsek je používán k měření klidové aktivity před stimulací.

Naměřený EEG signál je podroben vizuální inspekci, která slouží k odstranění artefaktů. Následně je signál rozdělen na 1s úseky a pomocí programu PSGLab (Gerla, 2010) jsou vypočteny jeho příznaky. Ve výsledku získáme časový průběh příznaků po dobu trvání experimentů. Abychom zjistili příznaky, které nejlépe korelují s danou navigační strategií, použili jsme funkce z toolboxu PRTTools (Heijden, 2004). S jejich pomocí bylo identifikováno 50 nejlepších příznaků, ze kterých je následně pomocí klasifikátoru vybráno 5, jejichž kombinace vykazuje nejmenší chybu při diskriminaci egocentrického a allocentrického rámce v rámci celého experimentálního vzorku.

Abychom zjistili efektivitu navrhované metody eliminace interindividuálních rozdílů, byla následně provedena korekce vypočtených příznaků pomocí klidové aktivity. Hodnoty vypočtené pro úseky během prezentace záměrného kříže byly průměrovány zvlášť pro každý úsek a tato hodnota byla odečtena od aktivity při následném průchodu virtuálním tunelem. Z modifikovaných dat bylo vybráno 5 nejlepších příznaků z prvního zpracování a opět byla spočtena chyba klasifikace a porovnána s nekorigovanými daty.

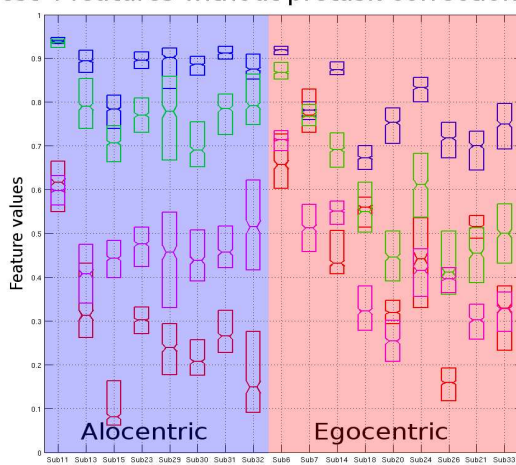
III. VÝSLEDKY

Pomocí metod pro selekci příznaků byly identifikovány příznaky, které nejlépe diskriminují mezi zmíněnými navigačními strategiemi. Jednalo se převážně o interhemisférické koherence v theta pásmu mezi

temporálními oblastmi (elektrody T5-T6 a T3-T4), dále intrahemisférické koherence v levé frontální oblasti v gama pásmu (elektrody Fp1-F7) a také v pravé okcipitálně parietální oblasti (O2-P4) v pásmu beta. Právě tato oblast je i u ostatních studií (Gramann et al., 2010, Galati et al., 2010) považována za centrum zodpovědné za prostorovou navigaci. Míra chyby byla pro danou kombinaci příznaků vypočtena pomocí 7-násobné kros-validace a naivního Bayesovského klasifikátoru. Pro oba referenční rámce dosahovala hodnoty 7,5 %, pro jednotlivé navigační strategie pak 4,2% (egocentrický rámec) a 8,1% (allocentrický rámec). Hodnoty chyb pro samostatné příznaky se pohybovaly mezi 23 – 34%.

Abychom zachytili nejenom skupinové rozdíly mezi navigačními strategiemi, ale také interindividuální rozdíly mezi jednotlivými subjekty, vizualizovali jsme variabilitu zmíněných příznaků pro jednotlivé subjekty, které jsme pro přehlednost shlukovali podle dané strategie (Obr.1)

Best 4 features without pretask correction



Obr.1 Vizualizace interindividuálních rozdílů mezi jednotlivými subjekty bez korekce pomocí klidové aktivity.

Z výsledků je patrné, že vybrané příznaky diskriminují mezi jednotlivými strategiemi, ale že je také značná interindividuální variabilita mezi jednotlivými subjekty.

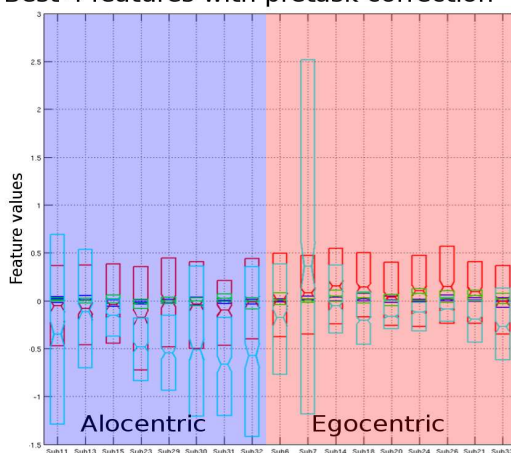
Proto jsme aplikovali na zvolené příznaky metodu korekce pomocí odečtení průměrné klidové hodnoty těsně před stimulací. Výsledky odhalily zvýšení chyby klasifikace sady původních příznaků ze 7,5% na 36% (45% pro egocentrický a 25% pro allocentrický rámec). Jestliže se podíváme na vizualizaci pro jednotlivé subjekty, můžeme vidět pokles interindividuální variability (viz. Obr. 2).

Abychom zjistili nejlepší možnou přesnost klasifikace příznaků po korekci, provedli jsme ještě kontrolní výpočet, při kterém nebyly použity původní příznaky před korekcí, ale byly vypočteny nové příznaky diskriminující nejlépe jednotlivé rámce na základě korigovaných dat. Výsledky ukázaly, že přestože byly vybrány odlišné příznaky než při použití původních dat, chyba klasifikace byla opět 36%.

IV. DISKUZE

Přestože v oblasti spektrální analýzy a při následné klasifikaci segmentů nebývá korekce příznaků častá, z výsledků vyplývá, že aplikace metody korekce vedla ke snížení interindividuálních rozdílů mezi subjekty, ale zároveň také zvýšení nepřesnosti klasifikace mezi jednotlivými strategiemi. V této souvislosti se nabízí otázka, co rozlišují příznaky získané pomocí selekce příznaků nekorigovaných dat? Jestliže diskriminují mezi egocentrickým a allocentrickým rámcem, neměla by mít jejich korekce vliv na přesnost klasifikace. Nabízí se tedy interpretace, že se jedná o efekt zapříčiněný průměrováním hodnot příznaků pro danou skupinu, přestože jsou hodnoty pro jednotlivé subjekty velmi variabilní. Nízká míra chybovosti je v takovém případě zapříčiněna statistickými úpravami, nemusí ale reflektovat experimentální úlohu, jelikož porovnáváme pouze průměrné hodnoty skupin, ale nikoliv rozdíl mezi aktivitou před stimulací a během ní. Tato informace není metodou selekce příznaků dostupná a proto nemůže být ve výsledcích reflektována.

Best 4 features with pretask correction



Obr.2 Vizualizace interindividuálních rozdílů mezi jednotlivými subjekty pod aplikaci korekce pomocí klidové aktivity.

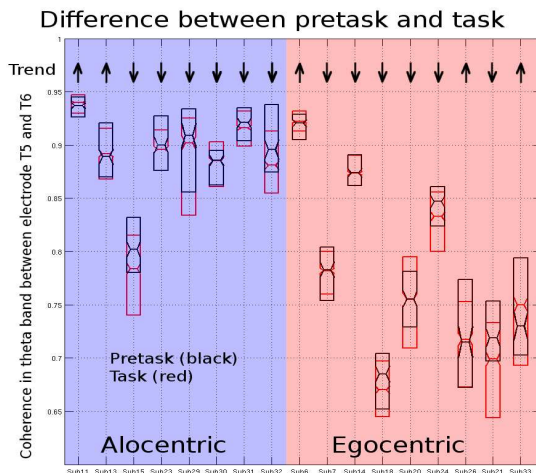
Abychom zjistili, zda existuje společný trend v rozdílech mezi zmíněnými aktivitami pro jednotlivé navigační strategie, ve smyslu kladného či záporného rozdílu mezi klidovou aktivitou a prezentací podnětu, provedli jsme jejich vizualizaci. Vztah mezi aktivitou před prezentací stimulu a během prezentace by měl být pro danou navigační strategii stejný, jelikož vyjadřuje změnu v mozkové aktivitě způsobenou použitím dané navigační strategie. Pokud není trend jednotný, daný příznak pravděpodobněji rozlišuje interindividuálními rozdíly mezi subjekty, než rozdíl mezi podnětem a klidovou aktivitou.

Jak je patrné z Obr.3 nejsou trendy pro nejlepší příznak a danou skupinu jednotné, jelikož přibližně 30% participantů z každé skupiny vykazuje opačnou tendenci ve změně aktivity. Můžeme tedy říci, že přestože jsme pomocí metody selekce příznaků a jejich následné klasifikace určili

příznaky, které nejlépe rozlišují dvě navigační strategie, detailnější pohled poukazuje na fakt, že se nejedná o rozdíly způsobené experimentálními vlivy, ale interindividuálními rozdíly.

Engineering Approach using MATLAB. John Wiley & Sons, Ltd., 2004.

- [5] GRAMMAN K., ONTON J., RICCOBON D., MUELLER H.J., BARDINS S., MAKEIG S. Human brain dynamics accompanying use of egocentric and allocentric reference frames during navigation. *Journal of Cognitive neuroscience*, 2010, vol. 22, no. 12, p. 2836 – 2849.
- [6] GALATI G., PELLE G., BERTHOZ A., COMMITTERI G. Multiple reference frames used by human brain for spatial perception and memory. *Experimental Brain Research*, 2010, vol. 206, no. 2, p. 109-120.



Obr.3 Rozdíl mezi klidovou aktivitou (černá) a prezentací podnětu (červená) pro jednotlivé subjekty a skupiny. Nahoře je vizualizován kladný či záporný rozdíl.

V. ZÁVĚR

Z výsledků je patrné, že selekce příznaků provedená bez korekce pomocí klidové aktivity, může vést k identifikaci mozkových struktur, které nemusí být zodpovědné za rozdíly při zpracování experimentální úlohy, ale pouze vyjadřují interindividuální rozdíly mezi subjekty. Cílem dalšího výzkumu bude detailnější výzkum rozdílů mezi klidovou aktivitou a prezentací stimulů v rámci jednotlivých subjektů a jednotlivých stimulů, vedoucí k přesnějšímu zmapování intraindividuálních rozdílů.

PODĚKOVÁNÍ

Tento projekt byl financován z výzkumného záměru MSM 6840770012 a grantu GAČR číslo P407/11/P696.

LITERATURA

- [1] HOWARD I.P., TEMPLETON W.B. *Human spatial orientation*. John Wiley & Sons, Inc., 1966.
- [2] VAVREČKA M. The neural correlates of spatial reference frames processing. *Cognitive processing*, 2009, vol. 10, no. 2, p. 342-345.
- [3] GERLA V., DJORDEVIC V., LHOTSKA L., KRAJČA V. PSGLab Matlab Toolbox for Polysomnographic Data Processing: Development and Practical Application. In *Proceedings of the 10th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine[CD-ROM]*. Crete: IEEE Control Syst Soc (Greece), 2010.
- [4] HEIJDEN F.VAN DER, DUIN R.P.W., RIDDER D. DE, TAX D.M.J. *Classification, Parameter Estimation and State Estimation: An*

Hemodynamický model v analýze efektivní mozkové konektivity pomocí fMRI

Martin LAMOS¹, Michal MIKL², Jiří JAN³

¹ Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 2906/4, 612 00 Brno, Česká republika, xlamos01@stud.feec.vutbr.cz

² 1. neurologická klinika, Fakultní nemocnice u sv. Anny, Pekařská 53, 656 91 Brno, Česká republika, michal.mikl@fnusa.cz

³ Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 2906/4, 612 00 Brno, Česká republika, jan@feec.vutbr.cz

Abstrakt. Funkční zobrazení pomocí magnetické rezonance (fMRI) se využívá zejména v neurovědním výzkumu pro mapování aktivních oblastí v mozku a zkoumání vztahů mezi těmito oblastmi. V druhém zmiňovaném případě je, jako jedna z metod analýzy, využíváno dynamické kauzální modelování. Jádrem je hemodynamický model, který určuje hemodynamickou odezvu na základě změny synaptické aktivity. Jeho hlavní součástí je balonkový/windkessel model. Tento článek popisuje princip funkce, parametry a vliv jednotlivých parametrů hemodynamického modelu na odezvu. Součástí je i simulace odezvy s parametry odhadnutými z vlastních naměřených dat.

Klíčová slova. Funkční magnetická rezonance, efektivní konektivita, hemodynamický model, balonkový model.

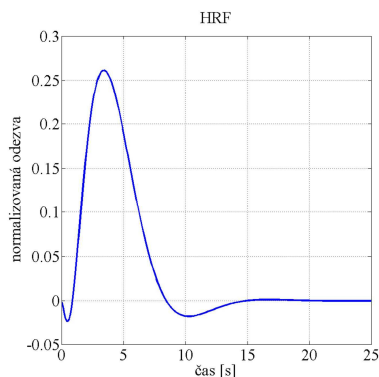
I. ÚVOD

Funkční zobrazení pomocí magnetické rezonance slouží k nalezení (a zobrazení) oblastí mozku aktivovaných na základě stimulace. Jedním ze způsobů mapování neuronální aktivity je využití změn poměru mezi okysličenou a odkysličenou krví měřením tzv. BOLD signálu (blood oxygenation level dependent). Nositelem kyslíku v krvi je hemoglobin, který je buď diamagnetický (oxyhemoglobin, nulový magnetický moment) nebo paramagnetický (deoxyhemoglobin, významný magnetický moment). Pokud má být nějaká část mozku aktivní, potřebuje k tomu živiny, které jsou přiváděny krví. Množství deoxyhemoglobinu ovšem nezávisí pouze na extrakci kyslíku aktivními neurony, ale také na změnách v krevním toku a objemu krve. Všechny tyto parametry formují hemodynamickou odezvu HRF (hemodynamic response function).

Na obrázku 1 je uveden typický průběh hemodynamické odezvy. Některé parametry funkce (budou zmíněny dále) byly upraveny z důvodu názornější prezentace všech částí průběhu. Neuronální aktivitou v dané oblasti mozku se prudce zvýší využití kyslíku. Potřeba většího množství krve vede ke zvýšení objemu a průtoku. Velmi malé snížení signálu na počátku je způsobeno deoxygenací, která trvá přibližně 1 sekundu. Zvýšení krevního průtoku je výrazně větší než zvýšení využití kyslíku. Narůstá tak i poměr okysličeného a odkysličeného hemoglobinu a tedy i intenzita signálu, která dosahuje maxima přibližně 4 sekundy po začátku stimulace. Snížením neuronální aktivity

se parametry postupně vrací do původního stavu. Změna krevního průtoku je ovšem pomalejší než změna poměru oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu, dochází tak k dočasnému poklesu signálu pod normální hodnotu [4].

Kromě základního mapování aktivovaných oblastí se v posledních letech dostává do popředí zájmu analýza funkční organizace v mozku. Jedná se o hledání oblastí souvisejících s určitou funkcí (funkční specializace) a hledání konektivity mezi oblastmi (funkční integrace). Funkční konektivita popisuje korelaci nebo jinou statistickou závislost mezi vzdálenými neurofyziologickými událostmi. Využívá se např. metod analýzy hlavních komponent PCA (Principal Component Analysis), nezávislých komponent ICA (Independent Component Analysis), nebo korelace časových průběhů. Efektivní konektivita pak jasně definuje vliv jedné oblasti na jinou, např. pomocí metod Grangerovy kauzality a dynamického kauzálního modelování DCM (Dynamic Causal Modelling).



Obrázek 1. Typický průběh hemodynamické odezvy.

Díky DCM je možné činit závěry o neurálních jevech podložených naměřenými fMRI daty. Hlavní myšlenkou je odhadnout parametry modelu neuronálního systému, jehož výstupy z převodu modelované neuronální dynamiky na hemodynamickou odezvu co nejpřesněji odpovídají pozorované (naměřené) BOLD odezvě.

Stavový model DCM tvoří dvě úrovně [3]. První

z nich nelze přímo pozorovat použitím fMRI, představuje jednoduchý model neurální dynamiky v systému k propojených mozkových oblastí. Každý prvek systému i představuje jednu stavovou proměnnou z_i a dynamika systému je popsána změnou neurálního stavového vektoru z v čase. Neurální stavové proměnné ovšem přímo neodpovídají žádnému neurofyzilogickému měření, společně představují popis dynamiky neurální populace v daných oblastech. Tato „skrytá“ úroveň DCM modeluje jak je neurální dynamika řízena externí stimulací. Vzruchy ze stimulace jsou popsány externími vstupy u , které navazují na model dvěma možnými způsoby. Jedním z nich je vyvolání odezvy přímým působením na dané oblasti, druhý způsob ovlivňuje sílu vazby mezi oblastmi. Časový vývoj neurálního stavového vektoru $z = [z_1, z_2, \dots, z_k]^T$ je dán [3]

$$\dot{z} = F(z, u, \theta), \quad (1)$$

kde F označuje nelineární funkci popisující neurofyzilogické působení aktivity z v k oblastech mozku, u jsou již dříve zmíněné vstupy a θ odpovídá ostatním parametrům modelu, které jsou na rozdíl od z a u časově invariantní. Funkce F má bilineární tvar a parametry neurální stavové rovnice $\theta = \{A, B_1, \dots, B_m, C\}$ mohou být vyjádřeny jako parciální derivace F [2]

$$\begin{aligned} \dot{z} &= Az + \sum_{j=1}^m u_j B_j z + Cu \\ A &= \frac{\partial F}{\partial z} = \frac{\partial \dot{z}}{\partial z} \\ B_j &= \frac{\partial^2 F}{\partial z \partial u_j} = \frac{\partial}{\partial u_j} \cdot \frac{\partial \dot{z}}{\partial z} \\ C &= \frac{\partial F}{\partial u} \end{aligned} \quad (2)$$

Parametrické matice $A, B_1, B_2, \dots, B_m, C$ popisují tři součásti, které tvoří základ modelované neurální dynamiky: 1. vlastní efektivní konektivita (matice A), 2. modulace efektivní konektivity (matice B_1, B_2, \dots, B_m), 3. přímé vstupy do systému řídící aktivitu v dané oblasti (matice C).

Druhou úrovní je hemodynamický model, který popisuje převod neuronální aktivity na BOLD odezvu. DCM tedy kombinuje model neurální dynamiky s biofyzilogicky přijatelným a experimentálně ověřeným hemodynamickým modelem. V následující části článku se budeme věnovat právě hemodynamickému modelu.

II. HEMODYNAMICKÝ MODEL

Hemodynamika je v případě dynamického kauzálního modelování popsána tzv. „balonkovým“ modelem. Jednotlivě pro každou oblast, ve které zkoumáme efektivní konektivitu, se použije samostatný model typu vstup – stav – výstup obsahující dvě stavové proměnné pro objem v a obsah deoxyhemoglobinu q . Vstupem systému je tok krve f_{in} a výstupem je BOLD signál y , který tvoří dvě komponenty (intra a extravaskulární) váhované jejich příslušnými objemy. Komponenty jsou závislé na obsahu deoxyhemoglobinu a mají vliv na průběh nelineární

funkce v a q . Působení toku f_{in} na v a q určuje výstup.

Představa o funkci modelu je následující. Navýšení přítoku krve nafoukne žilní balonek, kde je odkysličená krev ředěna a následně vypuzena. Clearance deoxyhemoglobinu snižuje rozfázování uvnitř voxelu a způsobuje zvýšení signálu. Malý počáteční propad signálu může být vysvětlen zvýšením dodávky odkysličené krve do žilního kompartmentu z důvodu nedostatečného ředění a předčasného vypuzení krve z balonku. Jakmile tok krve dosáhne maximální hodnoty a balonek se znovu uvolní, snížená clearance a ředění určuje závěrečný pokles signálu pod normální úroveň.

Samotný hemodynamický model (obrázek 2) obsahuje kromě balonkového modelu i jednoduchý lineární dynamický model změny mozkového krevního toku v dané oblasti rCBF (regional cerebral blood flow) způsobených neuronální aktivitou.

A. Balonkový model

Balonkový model definuje vztah mezi krevním tokem rCBF a BOLD signálem. BOLD signál y je popsán nelineární funkcí žilního objemu v , celkového obsahu deoxyhemoglobinu ve voxelu q a extrakcí zbytkového kyslíku v cévním řečišti E_0 [2]

$$\begin{aligned} y(t) &= \lambda(v, q, E_0) \\ &= V_0 \left(k_1(1-q) + k_2 \left(1 - \frac{q}{v}\right) + k_3(1-v) \right) \\ k_1 &= 7E_0 \\ k_2 &= 2 \\ k_3 &= 2E_0 - 0,2 \end{aligned} \quad (3)$$

kde V_0 je zbývající objem krve. Signál y zahrnuje objemem váhovaný součet extra a intravaskulárních signálů, které jsou funkcí objemu v a obsahu deoxyhemoglobinu q . Poslední dvě veličiny jsou stavové proměnné, jejichž dynamiku je třeba specifikovat. Pro změnu objemu lze psát [1]

$$\tau_0 \dot{v} = f_{in} - f_{out}(v). \quad (4)$$

Změna objemu je dána rozdílem mezi přítokem a odtokem krve v žilním kompartmentu s časovou konstantou τ_0 . Odtok krve je navíc funkcí objemu (kapacita kompartmentu – balonku), což lze snadno modelovat jedním parametrem α označovaným jako koeficient tuhosti [1]

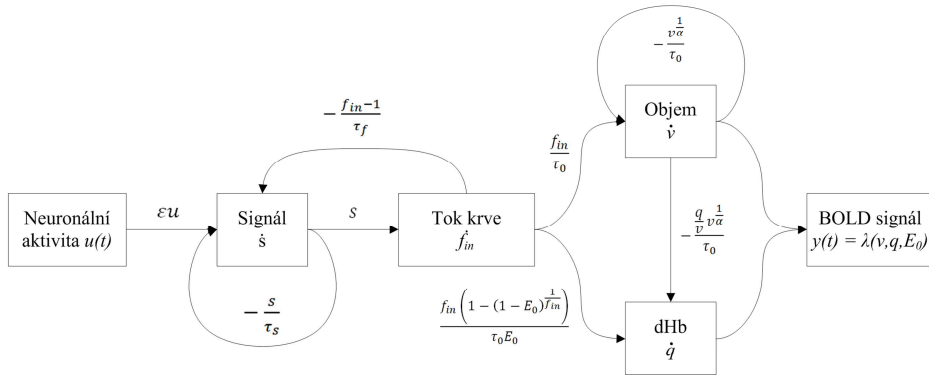
$$f_{out}(v) = v^\alpha \quad (5)$$

Druhou stavovou proměnnou je obsah deoxyhemoglobinu q , jehož změna odpovídá rozdílu dodávky a vypuzení deoxyhemoglobinu do žilního kompartmentu [1]

$$\tau_0 \dot{q} = f_{in} \frac{E(f_{in}, E_0)}{E_0} - f_{out}(v) \frac{q}{v}, \quad (6)$$

kde $E(f_{in}, E_0)$ je funkce vyjadřující extrakci kyslíku z krevního přítoku, která je závislá na doručení kyslíku a na toku krve. Obvykle je postačující využít její aproximace [1]

$$E(f_{in}, E_0) = 1 - (1 - E_0)^{\frac{1}{f_{in}}} \quad (7)$$



Obrázek 2. Schéma hemodynamického modelu (blok dHb označuje obsah deoxyhemoglobinu).

Balonkový model tedy obsahuje 3 neznámé parametry, extrakci zbytkového kyslíku E_0 , střední hodnotu přenosového času τ_0 a koeficient tuhosti α , který vztahuje tok krve k objemu balonku. Znalost průběhu přítoku krve pak dostačuje pro určení BOLD odezvy.

B. Lineární dynamický model rCBF

Základním předpokladem modelu je obecně přijímaný fakt lineární závislosti mezi krevním tokem a synaptickou aktivitou [1]

$$\dot{f}_{in} = s, \quad (8)$$

kde s je signál tvořený souhrnem mnoha neuronálních a rozptylových subkomponent generovaných neuronální aktivitou $u(t)$ [1]

$$\dot{s} = \varepsilon u(t) - \frac{s}{\tau_s} - \frac{f_{in-1}}{\tau_f}. \quad (9)$$

Dynamiku určují 3 neznámé parametry – účinnost ε , s jakou neuronální aktivita způsobuje nárůst signálu, časová konstanta útlumu signálu τ_s a časová konstanta autoregulační zpětné vazby krevního toku τ_f .

Celý hemodynamický model je tedy popsán 6 neznámými parametry. Jejich vliv na chování modelu uvedeme dále.

III. PARAMETRY MODELU

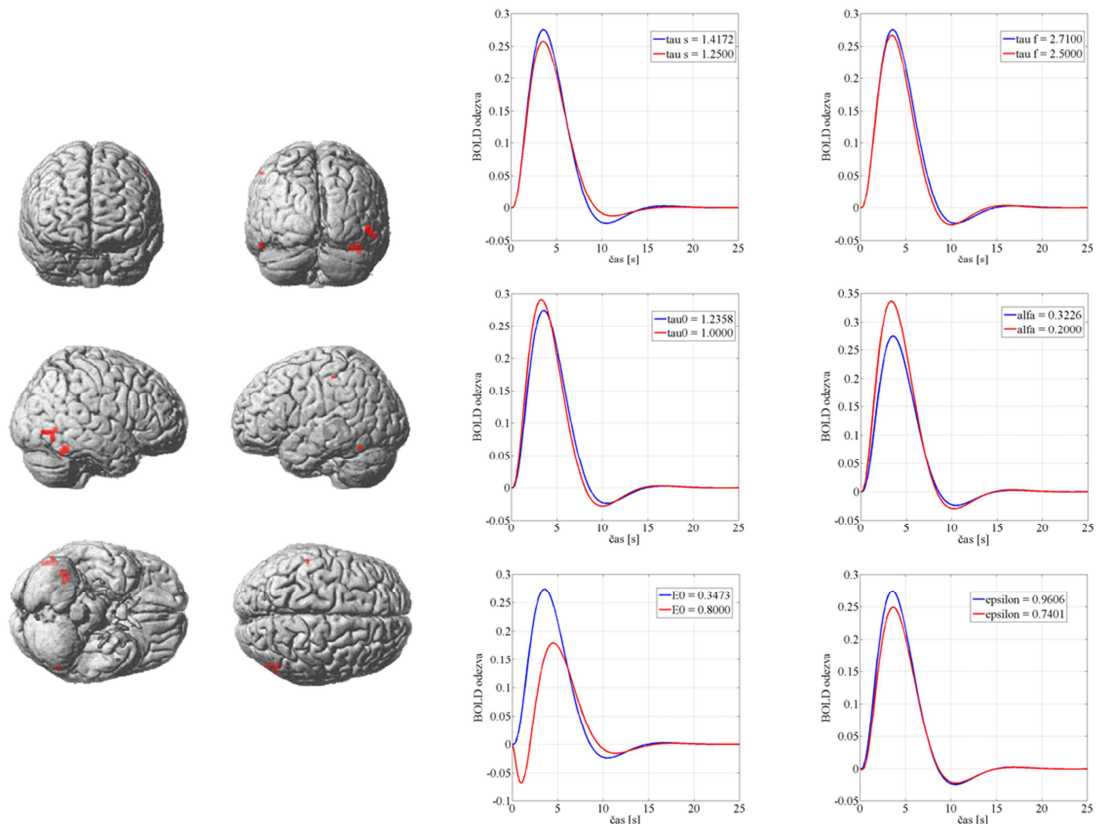
V této kapitole srovnáme parametry modelu použité v [1] s parametry odhadnutými z vlastních naměřených dat. Zároveň ukážeme vliv parametrů na průběh BOLD odezvy.

Naměřená data byla získána ve spolupráci s 1. neurologickou klinikou Fakultní nemocnice u sv. Anny. Jednalo se o soubor fMRI snímků od jednoho subjektu. Měření bylo provedeno na MRI Siemens Magnetom Symphony 1,5 T s použitím hlavové cívky a následujícím nastavením: T_2^* váhované funkční snímky, gradient echo sekvence, axiální orientace, TE = 40 ms, TR = 3 s, $64 \times 64 \times 17$ voxelů. Experiment byl zaměřen na sledování pozornosti, tzv. oddball paradigma s distraktorem. Jedná se

o velmi krátké náhodné stimulační impulzy v podobě symbolů promítaných na stínítko. Subjekt musí stisknout tlačítko pouze v případě, že uvidí symbol „X“ (target). Pokud se objeví symbol „O“ (frequent) nebo jakýkoliv jiný symbol (distractor), subjekt nijak nereaguje. Události typu target a distractor jsou málo časté (každý přibližně $12 \times$ v jedné sérii) na rozdíl od události frequent (přibližně $50 \times$ v jedné sérii). Celkem jsou měřeny 4 série, každá trvá přibližně 7 minut.

Data byla zpracována v programu SPM8 update 4290 (The Wellcome Trust Centre for NeuroImaging, <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>). V předzpracování bylo nutné provést zarovnání časové série, slícování pro potlačení pohybových artefaktů, prostorovou normalizaci do standardního Talairachova prostoru a vyhlazení pomocí isotropického Gaussova filtru s FWHM (Full Width at Half Maximum) 8mm. Takto upravená data se analyzovala pomocí zobecněného lineárního modelu [4]. Modul Hemodynamics se následně použil pro odhad parametrů ($\tau_s = 1,4172$; $\tau_f = 2,7100$; $\tau_0 = 1,2358$; $\alpha = 0,3226$; $E_0 = 0,3473$; $\varepsilon = 0,9606$).

Na obrázku 3 je uvedeno 6 grafů BOLD odezvy hemodynamického modelu. Modré křivky odpovídají výše uvedeným parametrům. V každém grafu je pak vykreslena i BOLD odezva (červená křivka), kde byl vždy jeden z parametrů změněn na hodnotu uvedenou v [1]. Časová konstanta τ_s odpovídá útlumu signálu, zvýšení této hodnoty tlumí rCBF a potlačuje závěrečné snížení signálu pod normální úroveň. Časová konstanta τ_f určuje autoregulační zpětnou vazbu krevního toku, jejíž fyziologická podstata je zatím neznámá. Zvýšení konstanty má však za následek snížení rezonanční frekvence (rovnice 8 a 9 představují tlumený oscilátor) a potlačení snížení signálu pod normální úroveň. Velmi důležitým parametrem definujícím dynamiku signálu je přenosový čas τ_0 , tedy čas potřebný k přenosu krvinek žilním kompartmentem. Zvýšení hodnoty nemá vliv na tvar křivky, ale zpomaluje dynamiku BOLD odezvy. Zvýšení koeficientu tuhosti α zvyšuje nelinearitu mezi objemem a tokem krve v žilním balonku. Efekt na BOLD odezvu je ovšem nevýrazný. Extrakce zbytkového kyslíku E_0 je důležitým parametrem v určování evokovaných fMRI odezev z důvodu vysoké senzitivity při



Obrázek 3. Vliv zmeny parametrov modelu na prubeh BOLD odezvy. Modre krivky odpoviadaju parametrov odhadnutych z namerynych dat. Cervenke krivky udavaju prubehy odezvy, kdy byl vtedy jeden parameter zmenen na hodnotu z [1]. Vsechny krivky predstavuji BOLD odezvy z oblasti gyrus fusiformis (oblast nejsytsiji červené na obrázcích vlevo).

stanovení základní úrovně u klidového stavu. Změna hodnoty má zásadní vliv na tvar křivky BOLD odezvy. Čím je E_0 větší, tím se zvětšuje počáteční propad signálu do záporných hodnot (projevuje se např. v oblastech s velmi nízkým tokem krve). Obvyklá hodnota je v intervalu 20 až 55%, v [1] je zvolena hodnota 80%, aby byl jasně viditelný počáteční pokles signálu. Posledním parametrem je neuronální účinnost ε , která představuje zvýšení signálu peruze vyvolané neuronální aktivitou. Vyjadřuje schopnost vyvolat neuronální odezvu stimulací a také účinnost následného vybuzení signálu synaptickou aktivitou. Změna účinnosti ε pouze moduluje amplitudu evokované hemodynamické odezvy.

IV. ZÁVĚR

V článku jsme popsali hemodynamický model, který určuje BOLD odezvu na základě změny synaptické aktivity. Ukázali jsme oblast jeho využití při funkčním zobrazení pomocí magnetické rezonance a analýze efektivní konektivity. Dále jsme vysvětlili vliv jednotlivých parametrov modelu na průběh hemodynamické odezvy a zároveň srovnali parametry použité v [1] s parametry

odhadnutými z vlastních dat. Předpracování a následná analýza naměřených funkčních snímků byla provedena v programu SPM. K získání BOLD odezvy byl realizován hemodynamický model v MATLABu.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podporována grantem GAČR P304/11/1318, výzkumným centrem DAR 1M0572 a částečně výzkumným záměrem MŠMT MS0021630513.

LITERATURA

- [1] FRISTON, K. J., MECHELLI, A., TURNER, R., PRICE C. J. Nonlinear Responses in fMRI: The Balloon Model, Volterra Kernels, and Other Hemodynamics. *NeuroImage*, 2000, vol. 12, p. 466 - 477.
- [2] FRISTON, K. J., HARRISON, L., PENNY, W. Dynamic Causal Modelling. *NeuroImage*, 2003, vol. 19, p. 1273 - 1302.
- [3] FIL METHODS GROUP. SPM8 Manual. Dynamic Causal Modeling for fMRI. *Wellcome Trust Centre for Neuroimaging*, 2011, p. 299 - 309.
- [4] HUETTEL, S. A., SONG, A. W., MCCARTHY, G. Functional Magnetic Resonance Imaging. 2nd edition. Sunderland: *Sinauer Associates, Inc.*, 2009, p. 542, ISBN 9780878932863.

Influence of Biological Tissue Structure on Absorption of Electromagnetic Field in Human Body Model

Katarína ISTENÍKOVÁ, Dagmar FAKTOROVÁ

¹ Department of Measurement and Applied Electrical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Žilina, Univerzitná 1, 010 26 Žilina, Slovak Republic, katarina.istenikova@fel.uniza.sk

Abstract. The knowledge of electrical properties of biological materials and their interaction with electromagnetic waves is necessary for suitable determining the effect of electromagnetic (EM) field on biological systems and sequentially prevention of undesirable consequences on human organism. Because of complex heterogenous structure of human body the electromagnetic field distribution in biological systems is very complicated and depends, among others, on the type of tissue and on the presence of complicated layered structures and interfaces. With the knowledge of these electrical properties the absorption of energy and the field distribution which are the results of the solution to a boundary value problem can be obtained. This paper is focused on description of influence of different layered structures and their construction on electromagnetic field propagation. The absorption of EM field of microwave frequencies in human body is investigated by means of simulations performed in the CST Microwave Studio environment.

Keywords. High-frequency electromagnetic field, specific absorption rate, scattering parameters, water bolus.

I. INTRODUCTION

Biological tissue is a complex and highly heterogeneous material. The dielectric properties of biological tissues have been of interest for over a century because they determine the pathways of current flow through the body and, thus, are very important in the analysis of wide range biomedical applications. The results from simple models phantoms of biological tissue for microwave hyperthermia are not representative of the reality of different tissues, their associated shapes and boundaries, which will result in the electromagnetic propagation and power deposition rate. The reflected energy will be influenced not only by the wave impedance of each layer, but by the layer thickness as well. In a finite layered dielectric, multiple reflections and transmissions of electromagnetic wave occur at each boundary. Boundaries between tissues with divergent dielectric properties may produce localized hot spots and cannot be ignored. Analytical solution of a layered planar structure is given in this paper.

The dielectric permittivity (ϵ) is a parameter which characterizes the interaction between the electric field and the bound charges in the material. Due to bound charges for

lossy materials the permittivity is complex variable with both real (ϵ') and imaginary (ϵ'') components. The interaction between the electric field and the bound charges in the tissue results in an oscillatory motion of the bound charges. The part of the motion that is 90° out of phase with the electric field is characterized by the real part of the permittivity (ϵ') and is described as a lossless interaction. But as the bound charges oscillate, they also heat up due to friction-like forces within the molecule and from molecules nearby. This motion component is in phase with the electric field and is represented by the imaginary part of the permittivity (ϵ''). From the electromagnetic engineering point of view, studying the bulk dielectric properties, mainly permittivity and conductivity, remains the most direct way of characterizing any substance [1-2].

II. ELECTROMAGNETIC FIELD DISTRIBUTION IN HUMAN BODY

A material is lossy if its conductivity does not equal zero value. Biological tissues are lossy materials and this loss changes the way the wave interacts with the material and its propagation behavior. Power will be deposited in the lossy material as wave passes through it, thus causing loss to the propagating wave. If EM energy is cumulated in the material, the material will heat up.

To better understand how EM power is deposited in a lossy material, considering theory of waves, Ampere's law can be written in a form

$$\nabla \times \bar{H} = (\sigma + \omega\epsilon'')\bar{E} + j\omega\epsilon'\bar{E}, \quad (1)$$

where H represents magnetic field intensity (A/m), E represents electric field intensity (V/m), σ is conductivity of the material and ω is an angular frequency (rad/s). The first term on the right-hand side of this equation represents the current that produces a loss (heat) in the material through movement of free charges and bound charges. The last term in (1) is the displacement current which represents the lossless portion of the oscillation of the bound charges [3].

The electric field intensity E is parameter closely connected with the specific absorption rate (SAR). SAR is a measure used in numerical dosimetry. Even though SAR is a point value, usually it is evaluated as an average over 10

grams of a tissue or over the whole body. Evaluation of SAR in exposed biological body requires the knowledge of electric field distribution in the body. Consequently, SAR values can be evaluated from internal electric field E values

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}, \quad (2)$$

where σ is the conductivity and ρ is the mass density of the tissue, respectively [4].

A. Reflection and transmission characteristics in layered body structures

When there are several layers of different tissues, the reflection and transmission characteristics of EM waves become more complicated. Multiple reflections occur between tissue boundaries, with a resulting modification of the reflection and transmission coefficients, Fig. 1. The transmitted wave perpendicular to the boundary interacts with the reflected wave and both form standing waves in each layer. This phenomenon becomes especially pronounced if the thickness of each layer is less than the penetration depth for that tissue.

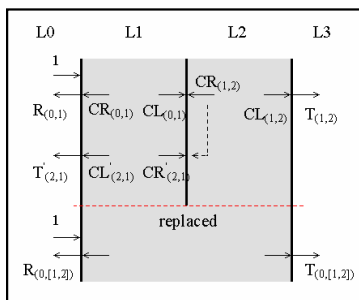


Fig. 1. Two-layered model with corresponding coefficients. CR and CL represents total sum of multiple reflections within sample

The un-dashed coefficients represents incident signal arriving from the left and the dashed ones represents incident signal arriving from the right. Then we can determine reflection and transmission coefficients

$$R_{(0,[1,2])} = R_{(0,1)} + \frac{CL_{(0,1)}CR_{(1,2)}T'_{(2,1)}}{1 - CR'_{(2,1)}CR_{(2,1)}}, \quad (6)$$

$$T_{(0,[1,2])} = \frac{CL_{(0,1)}T_{(1,2)}}{1 - CR_{(1,2)}CR'_{(2,1)}}. \quad (7)$$

This procedure can be then applied for n-layered structure and EM wave propagation can be evaluated [5].

III. NUMERICAL SIMULATIONS

To assessment the distribution of the EM field within a layered biological sample the model of human arm, Fig. 2, consisting of four different biological structures was processed. Simulations have been performed with assistance of the CST Microwave Studio environment which is suitable for electromagnetic simulation of high

frequency components. The dielectric parameters used for different layers of biological sample were chosen according to Italian National Research Council. These data are presented in Tab. 1.

Tab. I. Dielectric properties of biological layers [6]

	Thickness d (mm)	Permittivity ϵ' (-)	Conductivity σ (S/m)
skin	3	41	0.7
fat	2 - 7	5	0.04
muscle	25 - 20	42.7	10.6
bone	20	12	0.95
water	3	81	0.01

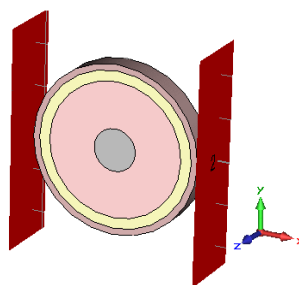


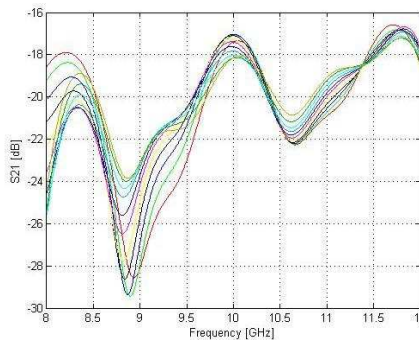
Fig. 2. Incision of the human arm model used for the simulations

Numerical results were performed for layered human arm model with constant bone radius and thickness of the skin. The thickness of the fat and muscle was changing symmetrically to simulate different body composition of the people. The models were exposed to the plane wave representing far-field exposure conditions with power density of 1 W/m^2 . For simulations were used frequencies from 8 to 12 GHz which fall into the X-band frequency range. The electric field vector was parallel to longitudinal axis of the models [4]. The space surrounding the structure was filled with the vacuum.

In the simulations the scattering parameters and the specific absorption rate were investigated.

A. Numerical results for human arm model

For each fat/muscle thickness the amplitude of transmission coefficient S_{21} and reflection parameter S_{11} was calculated. The dependence of parameters amplitude on the fat/muscle thickness is shown in Fig.3.



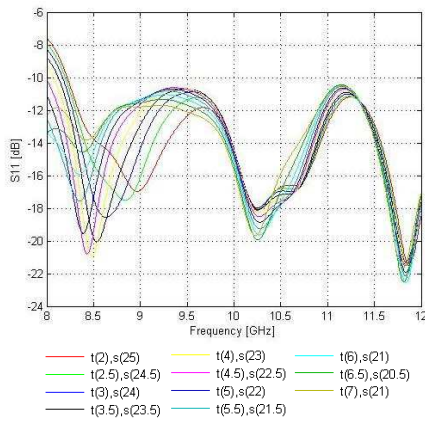


Fig. 3. Scattering parameters for simulation of human arm model with changing thickness of fat (t) and muscle (s) layer

From the picture can be observed that the increasing of the fat thickness to the exclusion of the muscle thickness causes decreasing of S_{21} and increasing of S_{11} parameter absolute value, what is connected with damping of EM wave in fat layer up to rule connected with the depth of EM wave penetration into the volume of dielectric material. It can be concluded that at investigation of EM energy storage in biological tissue the thickness of layer and the value of its dielectric parameters have to be taken into account.

Next simulations were focused on investigation of EM field concentration if the thickness of fat/muscle layer is changed. These simulations were performed at the microwave frequency 10 GHz and power loss density of EM field for chosen structures were plotted, Fig. 4.

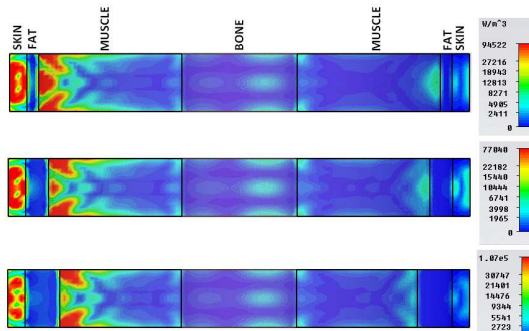


Fig. 4. Power loss density at frequency 10 GHz for human arm model with thickness of fat/muscle layer 2/25mm, 4/23mm and 6/21mm (logarithmic scale)

A standing wave can be set up in the fat layer which can create the raise of the energy storage in the skin. The energy storage is different for every fat/muscle composition and depends on the thickness of constituent elements. However, the EM fields with high density of electric field in the fat can create very painful subdermal hot spots, Fig. 4, that are complicated to treat and must be avoided. A common way of mitigating this effect is to place a layer

of water between the electromagnetic source and the irradiated part of human body.

B. Numerical results for human arm model with water bolus on the arm surface

Between the applicator and the biological tissue is inserted the water bolus through which the deionized or distilled water circulates. Water bolus improves the contact of the applicator with the biological tissue and so it can improve the transmission of EM energy into the irradiated area. Further it contributes to better formation of temperature profile in the biological tissue [7]. By propagating the field into the water first, the concentration of power at the surface (skin) of the body can be minimized and more uniform field distributions result, Fig. 6. The water can be cooled and kept on constant beforehand chosen value to reduce the heat at and near the body surface [7].

The absolute value of scattering parameters is changed in comparison with structure without water bolus, Fig. 5.

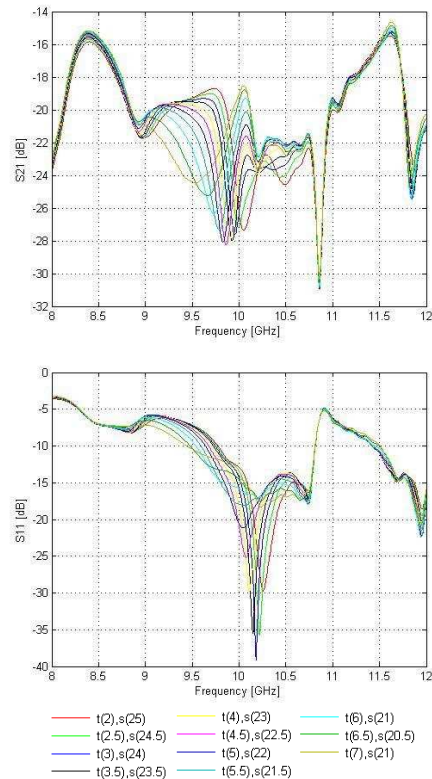


Fig. 5. Scattering parameters for simulation of arm with changing thickness of fat (t) and muscle (s) layer after placing the water bolus on the arm surface

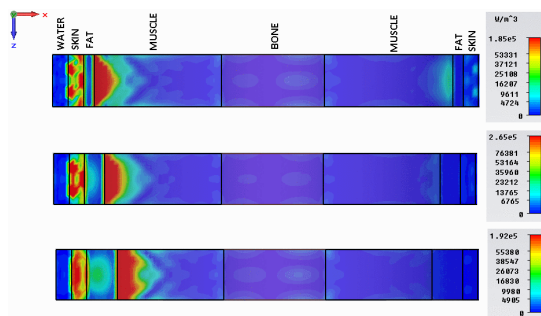


Fig. 6. Power loss density at frequency 10 GHz for human arm model with thickness of fat/muscle layer 2/25mm, 4/23mm and 6/21mm (logarithmic scale). On the surface of the arm the water bolus with thickness 3 mm is placed

IV. CONCLUSION

Because of huge introduction of equipments which emit EM fields of various frequency ranges and intensities the scientists in electrical engineering are focused to study the way of EM field interaction with biological tissues. The experimental and numerical results connected with the study of dielectric properties of biological materials and their properties in the electromagnetic field and on the other hand the influence of dielectric properties of biological material on EM wave propagation give us the information useful in medical diagnostics and therapy using microwaves.

The presented numerical results are useful at the microwave generator parameters optimization used for microwave hyperthermia at malignant tumours treatment. The obtained numerical results can be also useful at design of chosen human body part phantoms. In the view of this analytical approach which allows us to evaluate coefficients characterizing propagation of EM wave in the layered structure, the next parameters like the presence of inhomogenities with different dielectric characteristic in investigated structure can be calculated.

ACKNOWLEDGEMENT

This work has been supported from Slovak Research and development agency APVV Bilateral project SK-RO-0015-10.

REFERENCES

- [1] TOFIGHI, M.R., DARYOUSH, A. Measurement techniques for the electromagnetic characterization of biological materials. *Handbook of Engineering Electromagnetics*. CRC Press, 2004.
- [2] PEYMAN, A. Dielectric properties of tissues, variation with structure and composition. *Proc. Conference ICAA*, 2004, p. 863-864.
- [3] FURSE C., CHRISTENSEN D. A., DURNEY C. H. Electric and magnetic fields: basic concepts, basic introduction to bioelectromagnetics. CRC Press, 2009.

- [4] COCHEROVA, E., SURDA, J., STOFANIK, V. Simulation of the RF field absorption in the human body model. *Trends in biomedical engineering 2009*. 2009, p. 264-266.
- [5] AKRAM, G., JASMY, Y. LabVIEW-based planar multilayered model for estimation of the absorbed energy inside biological tissues. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*. Vol. 50 (2), 2008, 152-158.
- [6] ITALIAN NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Dielectric properties of body tissues: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [7] OPPL, L., ZAPLETAL, R., VRBA, J., KUBEŠ, J. Superficial hyperthermia: clinical study in the treatment of patients with head and neck. *ISMOT 2011*. Prague, 2011.

Investigation of the Nature of Epidemiological Cancer Data Using Surrogate Data Tests

Vendula ŠVENDOVÁ¹, Jiří HOLČÍK^{1,2}

¹ Institute of Biostatistics and Analyses, Brno, Czech Republic, svendula@mail.muni.cz

² Institute of Measurement Science, SAS, Bratislava, Slovakia

Abstract. Presented paper analyzes the character of weekly and monthly cancer incidence data for four different types of cancer - colorectal, breast, lung and prostate cancer. For determining the nature of data we used surrogate data test with null hypothesis that original data are generated by a stochastic process. Surrogate data were created by three different methods: Random Shuffle (RAN), Fast Fourier Transform (FFT), Amplitude Adjusted FT (AAFT). Three nonlinear methods (Mutual Information, False Nearest Neighbor, Lyapunov Exponent) were applied on surrogates as well as on the original data. Finally surrogates were compared with the original data using statistic S (see eq. (1)) at the 95% level of confidence. The percentage of rejection of the null hypothesis for weekly sampled data was more than 90%, in contrast with percentage about 0-10% for monthly sampled data. Exception of this rule were the results for prostate cancer data. Differences between monthly and weekly sampled data led us to state a hypothesis of existence of a deterministic behavior in weekly sampled data.

Keywords. cancer incidence, surrogate data test, false nearest neighbor, mutual information, Lyapunov exponent

I. INTRODUCTION

Data used in this study were collected over 30 years during 1977 - 2007. The fact that the data were collected in many hospitals over a long period of time caused a lot of administrative errors, which could in some cases cloud deterministic character of the data. So the question is whether this is the case or the data are really generated by a purely stochastic process. By stochastic process we meant a process, where the influence of random components prevails and there is no stronger influence of nonlinear deterministic components. There are number of nonlinear methods for determination of a deterministic behavior, or even deterministic chaos. Nevertheless, these methods require large data sets (tens of thousands) to be plausible. Cancer incidence (number of new patients) was represented in terms of monthly values containing only 360 points. We expanded the length of data by sampling cancer incidence by weeks, which provided the data set of length about 1500. Unfortunately also in this case classical methods failed to bring meaningful results.

Surrogate data test, widely used to reject the hypothesis of randomly distributed data, appeared to be more appropriate way to analyze our data.

II. METHODS

Surrogate data test is based on constructing artificial time series (*surrogate data*) which preserve the same characteristics as the original series (autocorrelation, probability distribution, power spectrum [3]), but are otherwise random. These data are compared with the original, and finding significant differences leads to rejecting the null hypothesis of randomly distributed data. Autocorrelation, probability distribution and power spectrum are irrelevant characteristics when distinguishing noise from determinism [4]. Therefore the purpose of preserving these characteristics in the surrogate data is to minimize the risk of Type I error (rejecting the null hypothesis, although it is true). It is not easy to preserve all of the required characteristics, and the reliability of methods for creating surrogates varies depending on the characteristics that it preserves.

We created surrogate data using three different methods [1]:

1. **Random Shuffle (RAN)** - simple random re-ordering the original
2. **Fast Fourier Transform (FFT)** -
 - i. taking Fourier transform of the data
 - ii. randomizing the phases of a spectrum
 - iii. taking the inverse Fourier transform
3. **Amplitude Adjusted FT (AAFT)** - the most used and prominent algorithm
 - i. re-scaling the data so it is Gaussian
 - ii. using algorithm 2. (FFT) to remove any nonlinear structure without altering the linear correlations
 - iii. re-ordering the original data so that it has the same rank distribution as the data created in ii. and taking them as a surrogate

Comparison of methods was performed using statistics obtained from three nonlinear methods, which were applied on surrogate data as well as the original [2]:

1. **Mutual Information (MUT)** - used to measure the linear and nonlinear correlation in the data as a function of lag [4]
2. **False Nearest Neighbor (FNN)** - used to estimate the minimum embedding dimension for state space reconstruction [4]; false nearest neighbor is a nearest neighbor for some dimension m which fails to be nearest for dimension $m+1$
3. **Lyapunov Exponent (LE)** - measures the rate of divergence of nearby trajectories [4]; theoretically positive largest LE indicates chaos, though noise in the data often fools the algorithms to give positive LE

Statistic used for comparing surrogate data and the original was chosen by [2]:

$$S = \frac{q_0 - \text{mean}(q_i)}{\sigma_q} \quad (1)$$

where q_0 is a statistic obtained from the original data, q_1, \dots, q_N are statistics for $1, \dots, N$ surrogate data sets, $\text{mean}(q_i)$ is the average of q_1, \dots, q_N , and σ_q is the standard deviation of q_i for $i=1, \dots, N$. S is given in units of "sigmas". For $S=0$, the surrogates and the original are identical. Significance of about 2σ suggests to rejection of H_0 at the 95% level of confidence [3].

We generated 40 series of surrogates ($N=40$) for each method RAN, FFT, AAFT and defined statistic q as follows:

MUT: q is value of the MUT function (vector of length 40 was created)

FNN: q is a percentage of false neighbors for any dimension and any lag from 1 to 10 (40 matrices 10x10 were created)

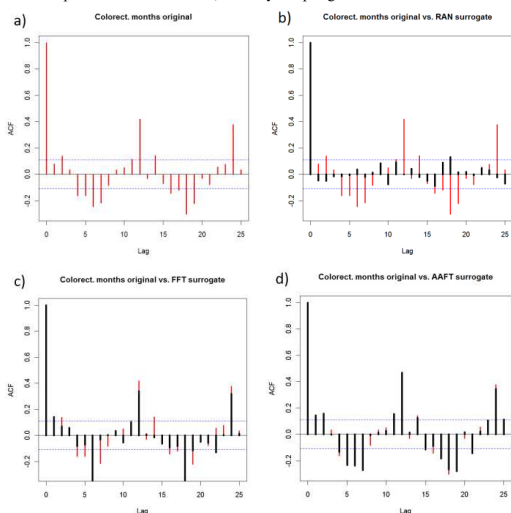
LE: q is a value of Lyapunov exponent for any dimension and any lag from 1 to 10 (40 matrices 10x10 of Lyapunov exponents were created).

III. SURROGATE DATA QUALITY

The methods are designed to preserve most of the characteristics which are irrelevant when distinguishing noise from determinism.

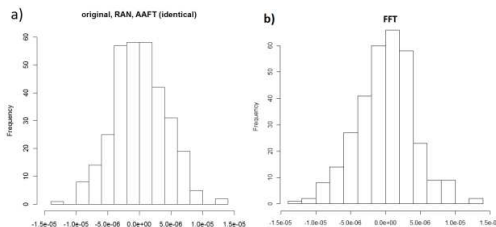
Preserving autocorrelation function is one of the surrogates' data requirements. Fig.1 represents the autocorrelation functions of the original data (a, red line) and its surrogates (b, c, d, black lines) compared. The Random Shuffle (RAN) method (b) loses most of the correlation information. On the other hand Amplitude Adjusted Fourier Transform (AAFT) method (d) preserves the autocorrelation function of the original.

Fig.1 Autocorrelation function for original (red) and surrogates data sets. Example for colorectal cancer, monthly sampling.



Another characteristic desired to be preserved is probability distribution. Fig. 2 illustrates histograms of the data and shows that RAN and AAFT methods, which consist in rearranging the original data, preserve the probability distribution identically. On the other hand FFT method, which transforms the data, does not preserve the original data distribution.

Fig. 2 Histograms for original data, RAN, FFT and AAFT surrogates. RAN and AAFT (a) preserve the probability distribution, hence the histogram is identical to the original. While FFT (b) is different from the original. Example for colorectal cancer, monthly sampled data.



Third important characteristic desired to be preserved is a power spectrum. Fig. 3 shows that RAN method destroys the power spectrum of the original, while FFT and AAFT methods preserve it.

Fig. 3 Power spectrum for original (red) and surrogate data sets. Example for colorectal cancer, monthly sampling.

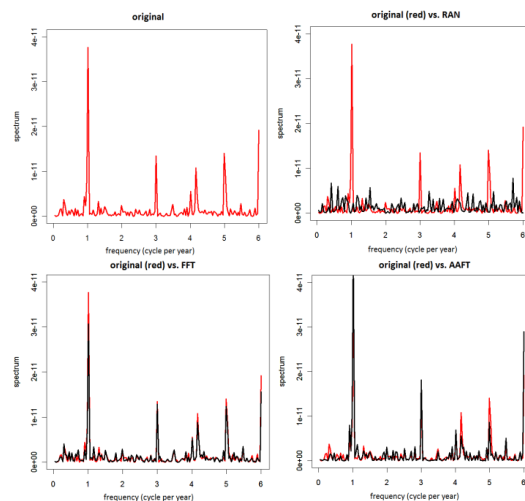


Table I. summarizes the features of single methods.

Tab I. Summary of methods' features.

YES/NO - does/does not preserve the characteristic

	autocorrelation	prob.distrib.	spectrum
RAN	NO	YES	NO
FFT	NO	NO	YES
AAFT	YES	YES	YES

IV. RESULTS

We obtained 9 matrices of S statistics for monthly and 9 for weekly observation for each cancer. In total it was 72 matrices containing about 3000 values of the S statistic. We expressed the amount of rejections of H_0 ($S \geq 2$) by percentage for each method. For the method of finding Lyapunov exponent, monthly data were not large enough and we were unable to compute LE (NA values).

Tab. II. Rejection of H_0 (percentage)

Colorectal cancer

Weeks	RAN	FFT	AAFT
MUT	100%	90%	100%
FNN	29.3%	52.5%	29.3%
LE	7.4%	80.3%	0%
Months	RAN	FFT	AAFT
MUT	0%	0%	0%
FNN	6.7%	0%	0%
LE	NA	NA	NA

Breast cancer

Weeks	RAN	FFT	AAFT
MUT	100%	100%	100%
FNN	29.3%	47.5%	31.7%
LE	0%	59.6%	0%
Months	RAN	FFT	AAFT
MUT	0%	0%	0%
FNN	18.8%	18.8%	9.4%
LE	NA	NA	NA

Lung cancer

Weeks	RAN	FFT	AAFT
MUT	100%	100%	100%
FNN	57.8%	54.5%	52.2%
LE	10%	70%	10%
Months	RAN	FFT	AAFT
MUT	11.1%	0%	0%
FNN	0%	6.7%	6.7%
LE	NA	NA	NA

Prostate cancer

Weeks	RAN	FFT	AAFT
MUT	77.8%	30%	55.6%
FNN	48.8%	59.5%	39.5%
LE	17.5%	89.3%	23.3%
Months	RAN	FFT	AAFT
MUT	33.3%	50%	33.3%
FNN	16.7%	39.4%	11.1%
LE	NA	NA	NA

We can see (Tab II.) that MUT method for weeks rejects the null hypothesis in most of the cases (86% in average), in contrast with months, where rejecting the H_0 is observed in only 11.5% in average.

FNN method compared to MUT shows significantly lower rejection percentage for weeks (44%), but for months (11%) it is similar to MUT.

LE method fails to compute Lyapunov exponents for monthly sampled data (the data set is too short). For data sampled by weeks, we can see significant differences of rejections between FFT method (74.8%) and others - RAN (8.7%), AAFT (8.3%).

V. CONCLUSION

Presented work analyzed the cancer incidence data sampled by months (360 values) and weeks (1500 values), using three methods for generating surrogates (RAN, FFT, AAFT), and three nonlinear methods for generating test statistics (MUT, FNN, LE). We tested at the 95% level of confidence the null hypothesis, that the data are created by some stochastic process, with test statistics S (eq.1). Results in form of percentage of rejections are shown in Table I. It is obvious, that no matter what method for creating surrogate data sets we used, the differences between monthly and weekly sampled data are highly significant. The greatest differences can be observed in the case of the mutual information method (MUT), which captures linear and nonlinear correlations in the data. For weekly sampling MUT rejects the hypothesis of randomness in more than 80% for all combinations of MUT with surrogate generation methods. On the other hand, for monthly sampling, the test statistics suggests to reject the null hypothesis in 0% for most of the cases. Similar behavior, with less striking differences, can be seen for false nearest neighbor (FNN) method. Method of finding Lyapunov exponents (LE) was not appropriate for monthly sampled data; hence it does not describe differences between weekly and monthly sampled data. Exception of the rule of contradictory results for weeks and months is the case of prostate cancer incidence, where the observed differences are not as significant as for all other cancers.

The AAFT method is considered to be the most reliable for creating surrogates [1,2,3,4], because the linear characteristics of the surrogate data are in this case equal or at least reasonably similar to the original data (Tab I.). This was confirmed by applying the methods to the pure deterministic data with the same length as our monthly and weekly sampled data.

Differences between weekly and monthly sampling suggest that we can state a hypothesis about existence of underlying deterministic process on the level of weeks, which is not observable by months.

Further investigation will be focused on the null hypothesis that the weekly data are generated by a nonlinear deterministic process. Another point of interest is the significant difference between prostate cancer data and all other cancer data sets.

ACKNOWLEDGEMENT

The research was granted by the project of the Czech Science Foundation No.102/09/H083: "Information Technology in Biomedical Engineering".

REFERENCES

- [1] SMALL, M. NAKAMURA, T., LU, X. Surrogate data methods for data that isn't linear noise. (<http://www.eic.polyu.edu.hk/~ensmall/pdf/NonlinResearch.pdf>)
- [2] KUGIUMTZIS, D. Lack of Robustness of the Surrogate Data Test, *Physica D*, December 1999.
- [3] KUGIUMTZIS, D. Surrogate Data Test on Time Series, *Contribution for the book "Nonlinear Deterministic Modelling and Forecasting of Economic and Financial Time Series"* by A. Soofi and L. Cao, November 2000
- [4] JULIEN C. SPROTT Chaos and Time-Series Analysis, Oxford University Press, New York, 2003

Kohonenovy samoorganizující se mapy a možnosti jejich aplikace v rehabilitačním procesu

Jana TUČKOVÁ¹, Jan SIKORA¹

¹ Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká republika, tuckova@fel.cvut.cz

Abstract. Studie popsaná v tomto příspěvku je věnována aplikaci umělých neuronových sítí typu Kohonenových samoorganizujících se map při objektivizaci procesu rehabilitace osob s mozkovou dysfunkcí. Experimenty byly zaměřeny na analýzu funkce ruky pomocí počítačových simulací.

Keywords. KSOM, aplikace, rehabilitace, CMP, motorika ruky.

I. INTRODUCTION

V současné době je jedním z velkých problémů dnešní civilizace značný počet pacientů s poškozením mozku. Jedná se o velmi závažné onemocnění, které ovlivňuje motorické, kognitivní, fatické i další funkční schopnosti pacienta, a tím významně ovlivní jeho následný život. Snahou neurologů a fyzioterapeutů je optimalizovat průběh rehabilitace takto postižených pacientů. Důležitou součástí celkové rehabilitace je zlepšení funkce horní končetiny pacienta.

Velkým pomocníkem lékařům je výpočetní technika a nové metody zpracování a vizualizace dat získaných z měření, v našem případě motorických schopností pacientů a kontrolní skupiny zdravých osob. Motivací tohoto příspěvku je ukázat možnosti aplikovat umělé neuronové sítě, konkrétně Kohonenovy samoorganizující se mapy, při analýze průběhu rehabilitace ruky pacientů s cévní poruchou mozku nebo traumatickým poškozením mozku.

Tento druh neuronových sítí byl zvolen proto, že samoorganizace je přirozený způsob zpracování dat v přírodě. Je to proces, který zpracovává nelineární statistické vztahy ve vstupních datech a zobrazuje je formou jednoduchých geometrických útvarů s definovaným souřadnicovým systémem do neuronové sítě v podobě mapy. Podstatou těchto map je sdružování vstupních vektorů do tříd podle navzájem si podobných vlastností a tvorba shluků těchto podobných vektorů v mapě. Při tomto procesu dochází sice ke kompresi informací, ale nejdůležitější topologické vztahy a vzdálenosti zůstávají zachovány. Nový pohled na problematiku a možnosti využití samoorganizace přineslo zavedení pravděpodobnostního popisu a stochastických veličin do jejich teorie [1]. Tyto vlastnosti jsou využity v softwaru SOM Toolbox [2]

II. ANALÝZA VLIVU REHABILITACE NA POHYB RUKY U PACIENTŮ PO MOZKOVÉ PŘÍHODĚ

Ze statistik Ministerstva zdravotnictví vyplývá, že se stále zvětšuje počet osob, u kterých se projevuje mozková dysfunkce. Příčiny bývají různé: náhlá mozková příhoda, stavy po úrazu, následky vertebrogenních nebo dalších neurologických onemocnění. Snahou každé vyspělé společnosti je co nejrychlejší návrat pacientů do každodenního života s minimálními následky. Pomocí lékařům v této snaze může objektivní analýza rehabilitačního procesu, konkrétně posouzení funkčních parametrů pohybů u pacientů po cévní mozkové příhodě. Zvolenou metodou je aplikace Kohonenových map. Možnost velmi dobré grafické interpretace výstupu je výhodná zejména pro netechnicky zaměřené uživatele, tedy pro lékaře, fyzioterapeuty nebo pacienty a jejich rodiny.

Metodou, která byla použita pro měření prostorových charakteristik pohybu končetin pacientů, byla 3D-videografie. Naměřená data byla zpracována v programovém prostředí Matlab, verze 7.3.0, s implementovaným SOM Toolboxem [2]. Byly z nich vypočteny hodnoty prostorových parametrů pohybů pacientů během provádění definovaných pohybů. Cílem práce bylo pomocí shlukové analýzy extrahovat důležité parametry pro klasifikaci a vyhodnocení pacientů během rehabilitace a pomocí objektivizovat vyhodnocení motorických schopností pacientů po cévní mozkové příhodě. Tato metoda také umožňuje vizualizaci průběhu a výsledků klasifikace pacienta a stavu vývoje jeho motoriky během pobytu ve stacionáři.

A. Návrh Kohonenových map

Z naměřených vstupních dat je vypočítán definovaný příznakový prostor. V případě řešení popisované úlohy byly spolu s lékaři vybrány příznaky, u kterých se předpokládala možnost ukázat případné patologie.

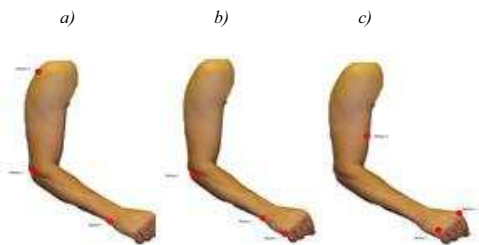
V mnoha praktických aplikacích dochází k velkým rozdílům mezi hodnotami elementů vstupních vektorů. To se může projevit větší citlivostí mapy na některé proměnné a následně k chybné interpretaci výsledků. Pro KSOM platí, že pro potlačení chyby dané rozdíly hodnot vstupního příznakového prostoru, je potřeba tato data

normalizovat. Pro tento účel byla porovnána normalizace ekvalizací histogramu mezi 1 a 0 a normalizace lineární řadou. Vhodnější se ukázala být normalizace lineární. K natrénování map byla použita varianta standardních SOM [1], [3].

B. Experimenty

Na začátku experimentů bylo nutné, na základě konzultace s lékaři, vytipovat pohyby a umístění markerů na těle pacienta, a to s ohledem na parametry, které mohou ovlivnit pozorování vývoje motoriky během rehabilitačního procesu, proveditelnost měření, jednoduchost pochopení zadání pro pacienty s ohledem na jejich stav a v neposlední řadě bylo třeba brát ohled na viditelnost markerů pro kamerový systém (např. nebyl měřen přímo úhel rotace zápěstí, ale jen vychýlení zápěstí z osy rotace).

Data pro natrénování Kohonenových map byla získána metodou 3D-videografie. Byl použit systém tří infračervených HD kamer v definované pozici od společnosti LUKO-tronic Lutz-Kovacs-Electronics OEG. Tento systém je schopen pomocí infračervených zářičů (tzv. markerů) snímat v reálném čase a ve 3D-prostoru definované body na těle, na nichž jsou markery umístěny. Bylo třeba definovat pohyby a umístění markerů na těle pacienta, a to s ohledem na parametry, které mohou mít vliv na identifikaci vývoje motoriky během rehabilitace, na proveditelnost měření, na jednoduchost pochopení zadání pro pacienty s ohledem na jejich stav a na viditelnost markerů pro kamerový systém. Vzhledem k rozdílným somatotypům pacientů musely být definované parametry měření vždy realizovatelné jako relativní, částečně nezávislé na rozměrech končetin pacienta. Byly vybrány 4 pohyby, a to flexe a extenze v lokti a v zápěstí, flexe a extenze v zápěstí s podporou a vychýlení zápěstí z osy rotace. Umístění markerů pro tři měření je znázorněno na Obr.1.



Obr. 1. Umístění markerů pro měření flexe/extenze a) v lokti, b) v zápěstí, c) pro snímání pohybu rotace zápěstí

U pacientů se ověřovaly rozsahy úhlu pohybu a jeho vývoj v čase v závislosti na jejich postižení (omezení pohyblivosti resp. hypermobilita), úhlová rychlost provedení pohybu (první derivace prostorového úhlu v čase) a perioda opakování pohybu (počítaná z maximálních hodnot měřeného pohybu).

C. Zpracování dat

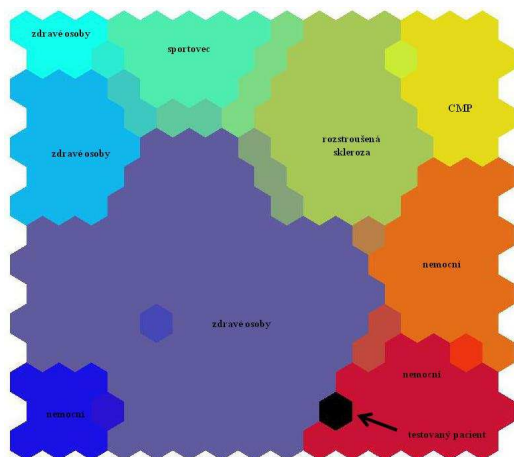
V průběhu sedmi měsíců byla naměřena data od 14-ti osob (šest zdravých kontrolních osob, dva pacienti s CMP, čtyři pacienti s porážovými stavy a s neurčenou diagnózou, jeden pacient s diagnózou roztroušené sklerózy a jeden zdravý sportovec. Po předzpracování dat standardními metodami (filtrace, FFT) bylo získáno spektrum pohybu, které bylo vstupem do KSOM. Ke kontrole správnosti naměřeného pohybu a předzpracování vstupních dat byla použita vizualizace a animace. Nejdůležitějším parametrem byl naměřený úhel ohybu končetiny v prostoru, který informuje o omezení resp. o hypermobilitě dané končetiny. Dalším parametrem rozhodujícím o míře postižení pacienta je rychlost provedení pohybu.

D. Aplikace KSOM

K natrénování naměřených a vypočtených parametrů byla zvolena Kohonenova mapa (KSOM) o dimenzi dva, s hexagonální mřížkou. Experimentálně byla zvolena mapa o rozměrech 15 x 15 neuronů. U větších map dochází ke vzniku oblastí, v nichž se podle histogramu vyskytuje jen málo BMU (best matching unit, tj. vítězů kompetice). Dochází tak k velkému nárůstu kvantizační chyby. U menších map dochází ke spojování shluků odpovídajících různým třídám. Bylo použito dávkové učení (pro rychlejší konvergenci). Funkcí okolí byl zvolen Gaussian s počátečním poloměrem okolí rovným dvojnásobku délky hrany mapy a s konečným poloměrem okolí 1. Více o KSOM lze najít v [1] a [3].

Veškeré výpočty byly pořízeny v programovém systému MATLAB, v.7.3.0 s implementovaným SOM Toolboxem vyvinutým v laboratoři CIS na Helsinské technologické univerzitě (HUT) a je volně šiřitelný [2]. Knihovna toolboxu byla doplněna o originální skripty.

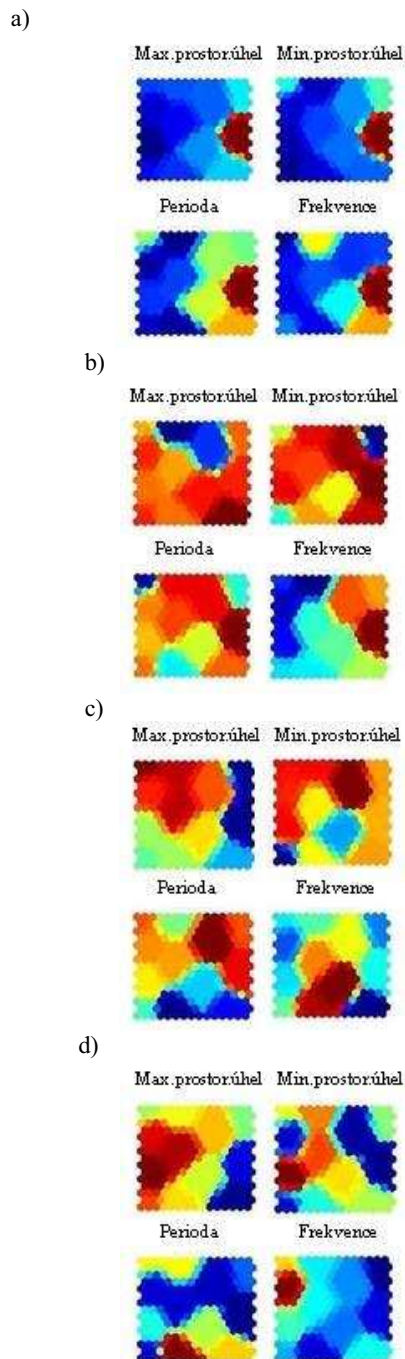
Obr.2 představuje mapu s vyznačenými shluky představujícími jednotlivé skupiny pacientů a kontrolní skupinu zdravých osob. Z barevné škály vyplývá, že skupiny pacientů i zdravých osob se ještě dále dělí na několik podskupin, pro které však nebyly přiřazeny tzv. „labeled“.



Obr. 2. Klasifikace pacientů a zdravých osob z kontrolní skupiny

Zvláštní skupinu představuje sportovec. Rozsah pohybu ruky je u něj jiný, než u zdravých, netrénovaných osob. Obdobné je to s pacienty po mozkové příhodě, kteří se vyčlenili ze skupiny nemocných. Testované parametry (černá unita) byly naměřeny u pacienta s těžce postiženou hybností ruky. Výsledky namapování jsou v souladu s diagnózou.

Na Obr. 3 je vidět souvislost mezi vlivem jednotlivých parametrů charakterizujících pohyb ruky a vznikem shluků v KSOM, které odpovídají skupinám pacientů a zdravých osob. V každé čtveřici map jsou naměřené a vypočtené parametry, kterými jsou maximální a minimální prostorový úhel, perioda a frekvence. Varianta a) se vztahuje k flexi a extenzi v lokti, varianta b) k flexi a extenzi v zápěstí, varianta c) přísluší flexi a extenzi v zápěstí s oporou a varianta d) se vztahuje k rotaci zápěstí. Z jednotlivých map vyplývají následující skutečnosti: na základě teorie KSOM představuje barevná škála vzdálenosti mezi vektory, jejichž elementy jsou zkoumané parametry. Minimální vzdálenost představuje modrá barva (vektory jsou si navzájem nejvíce podobné, tvoří shluky o stejných vlastnostech) a maximální vzdálenost červená barva (vektory si nejsou podobné). Např. v Obr. 2a to znamená, že hodnota prostorového úhlu ve flexi a extenzi v lokti od sebe velmi výrazně oddělí pacienty s lehkou formou mozkové poruchy a zdravé osoby z kontrolní skupiny od pacientů s těžkou formou poruchy. Tyto parametry se neprojeví u pacientů po mozkové mrtvici. U nich je důležitá perioda opakování a frekvence pohybu v lokti (žluté shluky).



Obr. 3. Vliv jednotlivých parametrů na vznik shluků v KSOM

III. ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ EXPERIMENTŮ

Výsledky klasifikace Kohonenovými mapami se shodují s teoretickými předpoklady. Vytvořené shluky potvrdily předpoklad, že existuje korelace mezi měřenými parametry pohybu ruky a diagnózou určenou lékařem. Tyto souvislosti je obtížné vyjádřit analyticky. Je to tedy vhodná úloha pro aplikaci umělých neuronových sítí.

Na základě této pilotní studie lze předpokládat, že pomocí uvedené metody bude možné oddělit pacienty s mozkovou dysfunkcí způsobenou cévní mozkovou příhodou, poúrazovými stavy, nádorovým onemocněním mozku apod. Analýzou map může rehabilitační pracovník sledovat i časový vývoj postupu rehabilitace, díky časové závislosti namapování před a po pobytu pacienta ve stacionáři.

IV. ZÁVĚR

Cílem předložené studie byl návrh metody pro objektivizaci posuzování stavu pacientů po cévní mozkové příhodě. Vznikla na základě spolupráce s Klinikou rehabilitací I. LF UK.

Velkým problémem studie byl malý počet pacientů po CMP. Ve stacionáři na klinice bylo těchto pacientů málo, byl potřeba jejich informovaný souhlas, někteří ambulantní pacienti se na opakovaná měření nedostavili. Studie byla součástí diplomové práce, proto byla omezena i dostupnost zdravotní dokumentace pacientů. Během měření se ukázalo, že bude nutné hledat jinou metodu získávání dat, než která byla použita (3D videografie jako metoda měření prostorových charakteristik pohybu končetin pacientů).

Dosažené výsledky jsou příslibem do budoucna. Je však nutné dokázat tyto výsledky na základě velkého počtu pacientů a dobrovolníků z řad zdravých osob. Bude zapotřebí získané poznatky statisticky vyhodnotit. Pokud se toto podaří, může být popsána metoda aplikací Kohonenových map cenným pomocníkem v diagnostice a sledování vývoje motorických schopností pacientů po CMP a jiných typech postižení CNS.

PODĚKOVÁNÍ

Výzkum byl podpořen výzkumným záměrem MSM 68407700 "Transdisciplinární výzkum v biomedicínském inženýrství II".

REFERENCE

- [1] KOHONEN, T. *Self-Organizing Map*. Ed.: T.S. Huang, T. Kohonen, M.R. Schroeder, 3rd ed. Springer-Verlag Berlin, 2001. ISBN 3-540-67921-9.
- [2] VESANTO, J., HIMBERG, J., ALHONIEMI, E., PARHANKANGAS, J. *SOM Toolbox for Matlab 5*. SOM Toolbox Team, Helsinki University of Technology, Finland, 2000, ISBN 951-22-4951-0. www.cis.hut.fi/projects/somtoolbox
- [3] TUČKOVÁ, J. *Vybrané aplikace umělých neuronových sítí při*

zpracování signálů. Česká technika – nakladatelství ČVUT, Praha 2009, ISBN 978-80-01-04229-8.

- [4] PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci*. Grada publishing, Praha 2007, ISBN 978-80-247-1135-5.
- [5] YU HEN HU, J.-N. H. *Handbook of Neural Network Signal Processing. The Electrical Engineering and Applied Signal Processing Series*. Ed.: CRC Press, USA, 2002, ISBN 0-8493-2359-2.
- [6] ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Nakladatelství Karolinum, Praha 2004, ISBN 80-7184-786-0.

Modelování Axiálního a Laterálního Rozlišení u Optické Koherentní Tomografie

Zdeněk KUNA, Radim KOLÁŘ

¹ Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, fakulta Elektrotechniky a komunikačních technologií, Kolejní 4, Brno Česká republika, xkunaz00@seznam.cz

Abstrakt: Tento článek se v úvodní části zabývá teoretickým rozбором dvou modalit FD-OCT systémů (SS-OCT a SD-OCT) a teoretickým rozбором zpracování signálu z detektoru tzv. interferogram. Následuje matematický popis laterálního a axiálního rozlišení a v závěru se matematický model aplikuje na zobrazovací modalitu SS-OCT s typovým označením OCM 1300SS-ENG. Dále se simulací ověřuje relace mezi koherenční funkcí a výkonovým spektrem laserového paprsku. Následně je zkoumána frekvenční závislost axiálního rozlišení u vybraných materiálů (voda, vzduch, ethanol, biologická tkáň-kůže), která bere v úvahu vlnově závislý index lomu materiálu. V poslední části se článek zabývá diskuzí a tedy srovnáním nasimulovaných výsledků se zveřejňovanými daty od výrobce.

Klíčová slova: Swept Source OCT, laterální rozlišení, axiální rozlišení, koherenční funkce, vlnově závislý index lomu tkáně,

I. ÚVOD

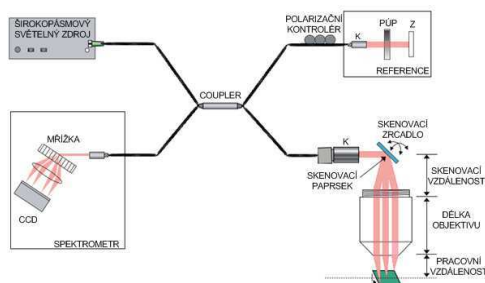
Optická koherentní tomografie (OCT) patří mezi neinvazivní zobrazovací modalit, které jsou schopny v reálném čase získat objemovou reprezentaci scény (např. biologické tkáně), umístěnou v předmětové rovině, s rozlišením řádově jednotky mikrometrů v laterálním i axiálním směru. Primárním parametrem scény je její reflektivita, což je schopnost materiálu odrážet elektromagnetické vlny od vrstev ve scéně. Se schopností zobrazovat tkáň s rozlišením pod $5\mu\text{m}$ v hloubce 6 mm, se tato modalita stává účinným doplňkem mezi konfokálním mikroskopem a ultrazvukem. Získává tak nepostradatelný potenciál v zobrazovacích systémech, nejen v biomedicínském inženýrství. Prudký vývoj této technologie je zaznamenáván především v oblasti medicínské – oftalmologie, dermatologie, zubního lékařství a další[1].

Technologický vývoj OCT vede k další zobrazovacím modalitám, nazývaných FD-OCT (Fourier Domain OCT), jejichž zobrazovací rychlost přesahuje 100 000 A-skenů/s. Tato technologie využívá fyzikálních vlastností koherentního světla při sběru tomografických dat. Existují dva typy FD-OCT odlišující se od sebe světelným zdrojem a způsobem detekce interferogramu: Spectral Domain OCT (SD-OCT) a Swept Source OCT (SS-OCT).

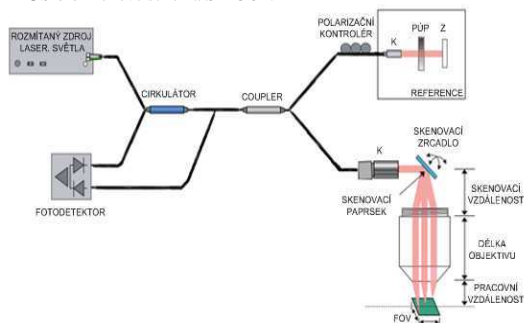
Tento příspěvek je zaměřený na modelování axiálního a laterálního rozlišení SS-OCT systému a na srovnání s tabulovanými hodnotami systému ThorLab SS-OCT s typovým označením OCM 1300SS-ENG.

II. PRINCIPY SYSTÉMŮ FD-OCT

Obě modalit jsou založeny na principu Michelsonova interferometru. Tedy odražené světlo od zkoumaného materiálu interferuje se světelným paprskem, jehož délka optické dráhy je konstantní. V případě SD-OCT interferující paprsek dopadá na difrakční mřížku, kde se paprsek rozloží na frekvenční spektrum, které je snímáno lineárním CCD čipem (spektrometr). V případě SS-OCT je zdroj širokopásmového světla nahrazen zdrojem rozptýleného laserového paprsku o definované šířce pásma. Fotodetektorem může být opět řada detektorů, ale z principu funkce může být i jeden. Jejich blokové schéma je zobrazeno na obr.1 a obr.2 [2]



Obr.1: Blokové schéma SD-OCT.



Obr.2: Blokové schéma SS-OCT.

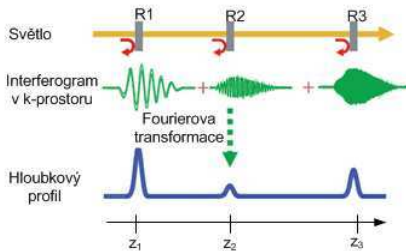
K: Kolimátor; PŮP: Proměnný útlumový prvek; Z: Zrcadlo.

Ve FD-OCT je detekovaný interferogram funkcí optické frekvence, jak již bylo zmíněno výše. Interferenční signál, který naměříme, jako fotoproud na detektoru, je frekvenčně modulován hloubkou odrazivé plochy v materiálu a amplitudově modulován její reflektivitou R . Fotoproud lze tedy vyjádřit takto[1]:

$$I_D(k) = \frac{\rho}{4} \cdot [S(k) \cdot (R_R + R_1 + R_2 + \dots)] + \frac{\rho}{2} \cdot \left[S(k) \cdot \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R \cdot R_n} \cdot \cos[2 \cdot k \cdot (z_R - z_n)] \right] + \frac{\rho}{4} \cdot \left[S(k) \cdot \sum_{n \neq m=1}^N \sqrt{R_R \cdot R_n} \cdot \cos[2 \cdot k \cdot (z_n - z_m)] \right] [A] \quad (1)$$

kde $S(k)$ je výkonové spektrum světelného zdroje, R_R je reflektivita zrcadla umístěného v bloku reference, R_n je reflektivita n -té vrstvy vyskytující se ve vzdálenosti z_n vztahované k pozici coupleru, z_R je vzdálenost mezi couplerem a referenčním zrcadlem, k je úhlový vlnovek a konečně ρ je citlivost detektoru.

Abychom obdrželi z interferogramu hloubkovou reprezentaci tzv. (A-sken), musíme nad tímto signálem provést Fourierovu transformaci viz obr.3.



Obr.3 Schématické znázornění problematiky zpracování signálu z interferogramu[4].

III. MODELOVÁNÍ ROZLIŠENÍ SS-OCT SYSTÉMU

Je známo, že axiální a laterální rozlišení u OCT systémů spolu nesouvisí, neboť laterální rozlišení je závislé na optických parametrech skenovacího modulu a axiální rozlišení je závislé na vlastnostech světelného zdroje (šířka pásma svazku, centrální vlnová délka)[3].

A. Laterální rozlišení

Předpokládejme, že zobrazovací systém je cylindricky symetrický, a že tedy laterální rozlišení lze popsat v jedné rovině. Pokud bychom umístily do předmětové roviny bodový zdroj světla, lze intenzitu světla dopadající na detektor popsat takto[1]:

$$I(v) = \left(\frac{2 \cdot J_1(v)}{v} \right)^4 \quad (2)$$

kde J_1 je Besselova funkce prvního řádu, dále v je normalizovaný laterální parametr, který je funkcí laterální vzdálenosti x od optické osy, čili [1]:

$$v = \frac{2 \cdot \pi \cdot x \cdot \sin(\alpha)}{\lambda_0} [-] \quad (3)$$

Kde α je poloviční akceptační úhel objektivu skenovací hlavy a λ_0 je centrální vlnová délka světelného zdroje.

Z této funkční závislosti lze odečíst laterální rozlišení systému, jako šířku této funkce v úrovni funkční hodnoty - poloviny z maxima (FWHM)[1]:

$$\delta x = 0.37 \cdot \frac{\lambda_0}{\sin(\alpha)} = 0.37 \cdot \frac{\lambda_0}{NA} [m]. \quad (4)$$

Nicméně výrobci udávají laterální rozlišení v úrovni $1/e^2$. Z tohoto důvodu je nutné přepočítat hodnotu laterálního rozlišení prostřednictvím aproximace funkce $I(v)$ Gaussovou funkcí. Za těchto předpokladů získáme vztah[1]:

$$\delta x' = 0.6284 \cdot \frac{\lambda_0}{\sin(\alpha)} = 0.6284 \cdot \frac{\lambda_0}{NA} [m] \quad (5)$$

Dalším limitujícím parametrem OCT systému je FOV (Field Of View), který rovněž závisí na konstrukčních detailech laterálního skenovacího systému[1]:

$$FOV = 2 \cdot f \cdot \theta_{\max} [m], \quad (6)$$

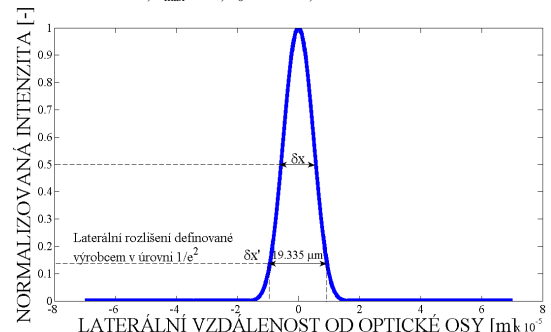
kde f reprezentuje efektivní ohniskovou vzdálenost objektivu a θ_{\max} maximální skenovací úhel.

V tabulce (Tab.I.) a na Obr. 4. jsou shrnuty výsledky simulací.

Tab. I. Simulovaná data SS-OCT

Parametr	Jednotky	Simulace
Laterální rozlišení	[m]	$19,335 \cdot 10^{-6}$
FOV	[m]	$9,400 \cdot 10^{-3}$

$f: 35.98\text{mm}; \theta_{\max}: 7.5^\circ; \lambda_0: 1325\text{nm};$



Obr.4: Průběh normalizované intenzity v závislosti na laterální vzdálenosti od optické osy SS-OCT.

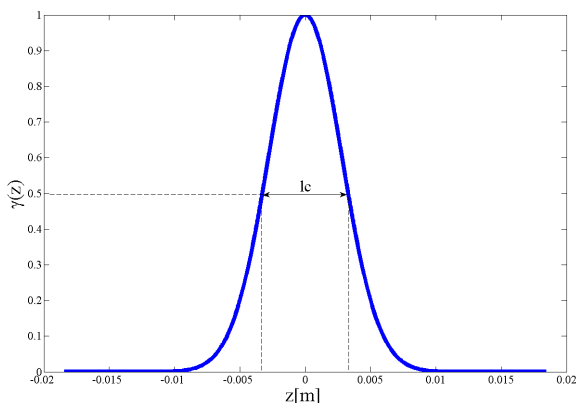
B. Axiální rozlišení

Bylo již zmíněno, že axiální rozlišení je závislé na vlastnostech světelného zdroje, respektive na jeho výkonovém spektru. Z teorie koherentní tomografie plyne, že existuje vztah mezi spektrem laserového svazku a koherentní funkcí laseru. Tento vzájemný vztah je vyjádřen Fourierovou transformací a lze jej také ověřit simulací[1]:

$$\gamma(z) = F\{S(k)\} \quad (7)$$

Nutno podotknout, že koherenční funkce laseru má zásadní vliv na axiální rozlišení. Jedná se o hodnotu FWHM u koherenční funkce[1]:

$$l_c = \frac{2 \ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} [m] \quad (8)$$



Obr.5. Koherenční funkce laserového svazku při $\lambda_0 = 1369.94$ nm a $\Delta\lambda$ 0.126nm

Gaussova funkce, která popisuje obálku koherenční funkce laseru, může vypadat následovně (viz Obr. 5):

$$\gamma(z) = A \cdot e^{-\frac{z^2}{2\sigma^2}} [ampl.] \quad (9)$$

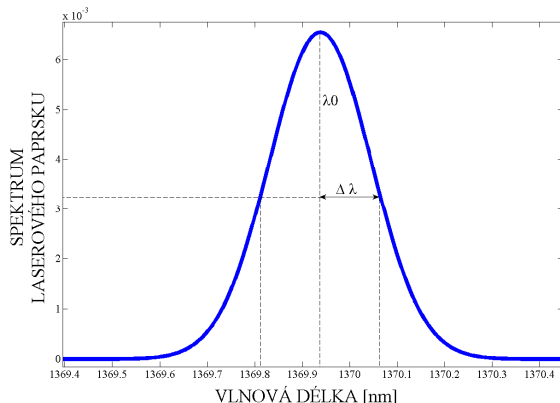
Pak po Fourierově transformaci této funkce obdržíme spektrum laserového svazku (opět Gaussovského tvaru):

$$F(\omega) = A \cdot \sqrt{2 \cdot \pi} \cdot \sigma \cdot e^{-\frac{\sigma^2}{2} \omega^2} [ampl \cdot m^{-1}] \quad (10)$$

$$\omega = \frac{2 \cdot \pi}{\lambda} [m^{-1}] \quad (11)$$

$$\sigma = \frac{\pi}{\sqrt{\ln(2)}} \cdot \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0^2} [m^{-1}] \quad (12)$$

a kde $\Delta\lambda$ (0.126nm) je šířka spektra laserového svazku a λ_0 je centrální vlnová délka rozmiřtaného laseru viz Obr. 6.



Obr.6. Frekvenční spektrum rozmiřtaného laserového $\lambda_0 = 1369.94$ nm a $\Delta\lambda$ 0.126nm

Odtud vyplývá, že pokud bude laserový paprsek frekvenčně rozmiřtan, bude to mít za následek změnu

axiálního rozlišení, čili SS-OCT vykazuje prostorově variantní PSF. Nutno dále podotknout, že axiální rozlišení SS-OCT je závislé i na indexu lomu procházejícího světla materiálem $n(\lambda)$ a lze tedy psát [1]:

$$\delta_z = \frac{2 \cdot \ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{n(\lambda) \cdot \Delta\lambda_{total}} [m] \quad (13)$$

Index lomu je závislý na vlnové délce, kterou lze experimentálně změřit, či pro známé materiály aproximovat polynomicou řadou tzv. Sellmeirovou formou, kde každý známý materiál je popsán různými parametry[4]. Výpočet axiálního rozlišení v závislosti na vlnově závislém indexu lomu popisuje tabulka (Tab. II.).

Tab. II. Simulovaná data SS-OCT

Parametr	Jednotky	Vzduch	Voda
Axiální rozlišení	[m]	$7,743 \cdot 10^{-6}$	$5,853 \cdot 10^{-6}$
Koherenční délka	[m]	$6,153 \cdot 10^{-3}$	

$\Delta\lambda$:0.126nm; λ_0 :1325nm; $\Delta\lambda_{total}$:100nm

V rámci této krátké studie byl zkoumán vliv materiálu a změny vlnové délky laserového svazku při rozmiřtání na axiální rozlišení v daném materiálu (Obr. 7). Pro tyto účely byly vyhledány následující materiály viz Tab.III.

Tab. III. Tabulka pro aproximaci vlnově závislého indexu lomu[5][6]:

Materiál	C1	C2	C3	C4
Voda	6,662e-3	-	-	-
Vzduch	57,921e-3	238,000	1,679e-3	57,362
Ethanol	1,353	3,060e-3	2,000e-5	-
Kůže	1,370	3,917e3	2,559e3	-

Pro index lomu vody platí:

$$n_{voda}(\lambda) = 1.318 + \frac{C_1}{\lambda[\mu m] - 0.129} \quad (14)$$

Pro index lomu vzduchu platí:

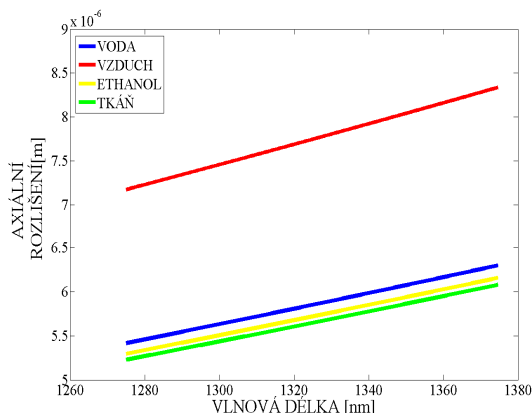
$$n_{vzduch}(\lambda) = 1 + \frac{C_1}{C_2 - \lambda[\mu m]^2} + \frac{C_3}{C_4 - \lambda[\mu m]^2} \quad (15)$$

Pro index lomu ethanolu platí:

$$n_{ethanol}(\lambda) = C_1 + C_2 \cdot \lambda[\mu m]^{-2} + C_3 \cdot \lambda[\mu m]^{-4} \quad (16)$$

Pro index lomu lidské kůže platí:

$$n_{kuze}(\lambda) = C_1 + \frac{C_2}{\lambda[\mu m]^2} + \frac{C_3}{\lambda[\mu m]^4} \quad (17)$$



Obr.7. Frekvenční závislost axiálního rozlišení pro různé materiály

IV. DISKUZE A ZÁVĚR

Tabulka Tab. 4 shrnuje simulované a katalogové údaje pro zkoumaný OCT přístroj. Z tabulky vyplývá, že axiální i laterální rozlišení udávané v katalogu se od simulovaných dat liší. Odchylka v axiálním směru bude s vysokou pravděpodobností způsobena zanedbáním dalších optických prvků, které se v systému SS-OCT vyskytují (objektiv, skenovací zrcadlo, kolimátor, atd.) a ve výpočtu axiálního rozlišení nehrály žádnou roli. Stejně tak byly při výpočtu laterálního rozlišení zanedbány některé optické prvky, které mají vliv na laterální rozlišení systému OCT (skenovací zrcadlo, clona, geometrické uspořádání čoček).

Z grafických závislostí na Obr.7 lze říci, že v pásmu rozptýlení od 1275 až do 1375nm axiální rozlišení SS-OCT narůstá s narůstající vlnovou délkou světla. Je zřejmé, že v širším pásmu by axiální rozlišení vykazovalo kvadratický charakter. Z těchto závislostí mimo jiné vyplývá, že v daném frekvenčním pásmu lze dosáhnout vyššího axiálního rozlišení jen u materiálů, které mají vyšší index lomu.

Tab. IV. Tabulka srovnávající nasimulovaná a katalogová data přístroje OCM 1300SS-ENG

Parametr	Jednotky	Katalog	Simulace
Laterální rozlišení	[m]	$25,000 \cdot 10^{-6}$	$19,335 \cdot 10^{-6}$
FOV	[m]	$9,400 \cdot 10^{-3}$	$9,400 \cdot 10^{-3}$
Axiální rozlišení vzduch	[m]	$12,000 \cdot 10^{-6}$	$7,743 \cdot 10^{-6}$
Axiální rozlišení voda	[m]	$9,000 \cdot 10^{-6}$	$5,853 \cdot 10^{-6}$
Koherenční délka	[m]	$6,000 \cdot 10^{-3}$	$6,153 \cdot 10^{-3}$

$\Delta\lambda: 0.126\text{nm}; \lambda_0: 1325\text{nm}; \Delta\lambda_{\text{total}}: 100\text{nm}; f: 35.98\text{mm}; \theta_{\text{max}}: 7.5^\circ$

LITERATURA

- [1] DREXLER, Wolfgang; FUJIMOTO, James G. *Optical Coherence Tomography*. The Netherlands : Springer, 2008. 1346 s.
- [2] [Http://www.thorlabs.com](http://www.thorlabs.com) [online]. 1999 [cit. 2011-07-07][Http://www.thorlabs.com/Navigation.cfm?section=7](http://www.thorlabs.com/Navigation.cfm?section=7) . Dostupné z WWW: <<http://www.thorlabs.com>>.
- [3] WOOLLIAMS Peter, Spatially deconvolved optical coherence tomography. *Applied Optics*. 10. April 2010, Vol.49 No.11, s. 1-8.
- [4] KVAPIL, Michal. *Lokalizované povrchové plazmony: Principy a aplikace*. Brno, 2010. 69 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [5] DING, Huafeng, Refractive indices of human skin tissues at high wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600nm. *Physic in Medicine and Biology*. 1.3.2006, 51, s. 1479-1489.
- [6] [Http://refractiveindex.info/](http://refractiveindex.info/) [online]. 2008 [cit. 2011-07-07]. [Http://refractiveindex.info/](http://refractiveindex.info/). Dostupné z WWW: <<http://refractiveindex.info/>>.

Nástroj na analýzu a 3D rekonštrukciu medicínskych obrazov v prostredí MATLAB

Branko Babušiak, Michal Gála

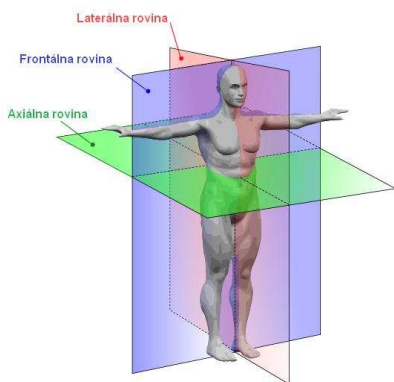
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva, Žilinská univerzita v Žiline, Univerzitná 1, 010 26, Žilina, Slovenská republika, branko.babusiak@fel.uniza.sk, michal.gala@fel.uniza.sk

Abstrakt. Počítačová tomografia (CT) a magnetická rezonancia (MR, MRI) patria medzi moderné diagnostické zobrazovacie metódy v medicíne. Výhodou uvedených metód je, že umožňujú zobrazenie ľubovoľného požadovaného rezu telom vyšetrovanej osoby. V kombinácii s podaním kontrastných látok je možné zobrazit' niektoré dynamické deje a funkčnú morfológiu niektorých tkanív a orgánov v ľudskom organizme. V tomto článku je opísaný softvér, ktorý plní funkciu užitočného nástroja na zobrazenie jednotlivých rezov, rekonštrukciu rezov v ostatných projekciách, podrobnú analýzu rezov a trojrozmernú rekonštrukciu požadovaného objektu.

Kľúčové slová. Počítačová tomografia, CT, magnetická rezonancia, MR, analýza obrazu, 3D rekonštrukcia.

I. ÚVOD

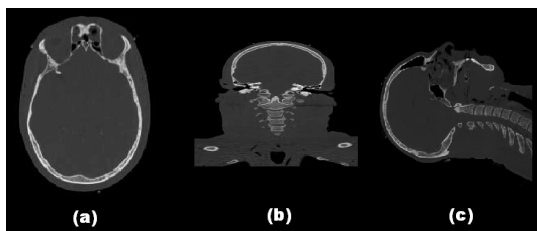
Obrazy z počítačovej tomografie alebo magnetickej rezonancie sa väčšinou získavajú iba v rovinách z jednej projekcie. Väčšinou sa jedná o axiálne (pričné) rezy (obr. 1). V praxi je často potrebné nahliadnuť na určité štruktúry z pohľadu inej projekcie (frontálna, laterálna).



Obr. 1. Anatomické roviny ľudského tela. (Zdroj: wikipedia)

Usporiadanie obrazových údajov z jednotlivých rezov v danej projekcii za seba do trojrozmernej matice umožňuje rekonštruovať rezy v inej projekcii. Rekonštrukcia rezov v ostatných projekciách je realizovaná vhodným výtčítavaním obrazových dát z trojrozmernej matice.

Na obr. 2 (a) je zobrazený pôvodný axiálny rez hlavy z počítačovej tomografie. Na obr. 2 (b) je uvedený zrekonštruovaný frontálny rez a na obr. 2 (c) je laterálny rez hlavy.



Obr. 2 CT rezy hlavy – (a) axiálny rez, (b) frontálny rez, (c) laterálny rez.

Práve zobrazenie rezov v doplnkových projekciách bolo prvotnou motiváciou pre vytvorenie aplikácie na zobrazovanie požadovaných rezov v požadovanej projekcii. Aplikácia bola vytvorená v programovom prostredí MATLAB 7.12 (verzia r2011a).

II. APLIKÁCIA VISUALIZER

Vytvorená aplikácia dostala názov Visualizer. Grafické užívateľské rozhranie aplikácie je uvedené na obr. 3.



Obr. 3. Grafické užívateľské rozhranie aplikácie Visualizer. Vľavo – frontálna rovina, stred hore – axiálna rovina, vpravo dole – laterálna rovina.

Aplikácia bola naprogramovaná v najnovšej verzii programovacieho jazyka MATLAB s efektívnym využitím nástroja na analýzu a spracovanie obrazu – *Image Processing Toolbox*. Jazyk aplikácie je angličtina.

Aplikácia umožňuje plynulo zobrazit' požadovaný rez vo všetkých projekciách na základe interaktívneho vstupu užívateľa. Umožňuje načítať obrazovú sekvenciu v podobe série obrázkov typu JPEG alebo priamo v podobe medicínskeho obrazového formátu DICOM, pretože výstup z CT a MR zariadení je uchovávaný práve v tomto formáte. Po načítaní sekvencie obrazov užívateľ špecifikuje typ načítanej anatomickej roviny. Následne sú dopočítané roviny v zvyšných projekciách. Keďže sa môže jednať o pomerne veľké objemy dát, hlavne pri celotelových skenovaniach, tak sú jednotlivé obrazové matice rozdelené na menšie celky (max. 20 MB) a tie sú uložené na pevnom disku počítača. Pri požiadavke na zobrazenie určitého rezu je do pamäti načítaná iba potrebná obrazová submatice a tým je zobrazovanie rezov v jednotlivých projekciách plynulé.

Výber požadovanej roviny rezu je realizovaný interaktívnym kliknutím myši do ľubovoľnej projekcie. Napríklad kliknutím do frontálnej roviny môžeme nastaviť požadovaný rez v axiálnej a laterálnej projekcii. Zmenu rezu vo frontálnej projekcii dosiahneme kliknutím myši do axiálnej, alebo laterálnej roviny. Rezy sú vyznačené tenkými červenými čiarami s orámovaným priesečníkom (obr. 3). Vhodným nastavením polohy priesečníkov je možné nahliadnuť na určitú štruktúru z troch rôznych anatomických rovín. Napríklad trojica snímok na obr. 3 predstavuje rez chrbticou vo všetkých smeroch. Obrázky poskytujú informácie o zakrivení chrbtice v dvoch smeroch (frontálny a laterálny pohľad) a o štruktúre vybraného stavca (axiálny pohľad). Informácie o počte rezov a vybranom reze v danej projekcii sú uvedené v paneli *Vlastnosti (Properties)* v pravej hornej časti okna aplikácie. Detail panela je uvedený v ľavej časti obr. 4.

Properties	Selected volume
Number of coronal slices: 341	Coronal slices: 165 307
Number of transverse slices: 1878	Transverse slices: 169 892
Number of sagittal slices: 587	Sagittal slices: 244 367
Actual coronal slice: 200	<input type="button" value="Clear volume"/> <input type="button" value="Export volume"/>
Actual transverse slice: 674	
Actual sagittal slice: 308	

Obr. 4. Panel s vlastnosťami rezov (vľavo). Panel s informáciami o vybranom objeme záujmu (vpravo).

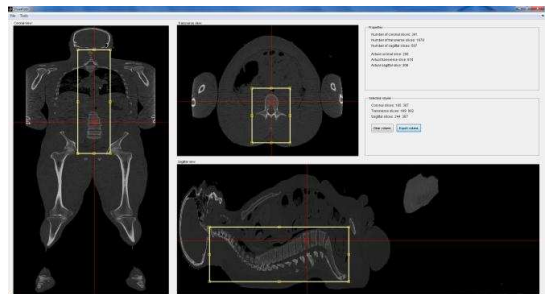
III. 3D REKONŠTRUKCIA

A. Výber objemu záujmu pre 3D zobrazenie

Rekonštrukcia trojrozmerného útvaru z CT alebo MR rezov je výpočtovo veľmi náročná, preto je 3D rekonštrukcia geometricky zložitejších štruktúr vo veľkých objemoch (napr. celotelové 3D zobrazenie) na počítači

s priemerným výkonom veľmi pomalá. Pomalé je aj samotné zobrazenie 3D štruktúry, ktoré sa prejavuje pri natáčaní štruktúry v priestore. Vo väčšine prípadov je potrebné zobrazit' v 3D priestore iba určitý objem, ktorý obsahuje požadovanú štruktúru (kosť, orgán, cieva). V prípade výberu menšieho objemu v oblasti záujmu je 3D rekonštrukcia pomerne rýchla a natáčanie objektu v priestore plynulé.

Aplikácia Visualizer umožňuje interaktívny výber trojrozmernej oblasti, v ktorej bude prebiehať 3D rekonštrukcia. Trojrozmerná oblasť záujmu predstavuje kváder, ktorého rozmery závisia od interaktívneho vstupu. Výber oblasti začína výberom položky *Nástroje >> Výber objemu* z menu programu. Užívateľ vo frontálnej projekcii vyznačí obdĺžnikovú oblasť záujmu. Oblasť záujmu sa automaticky vyznačí v zvyšných dvoch projekciách, v ktorých je možné nastaviť tretí rozmer kvádra. Oblasť záujmu je možné premiesťovať a meniť jej veľkosť vo všetkých smeroch v ľubovoľnej projekcii, pričom sa zmeny okamžite prejavujú vo zvyšných projekciách. Tento postup umožňuje presné vymedzenie trojrozmerného objemu vo všetkých troch osiach. Obrázok 5 demonštruje vymedzenie 3D objemu tak, aby obsahoval celú chrbticu.



Obr. 5. Interaktívne vymedzenie trojrozmernej oblasti záujmu.

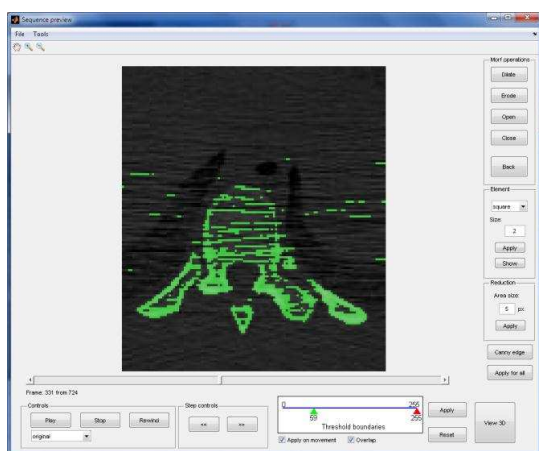
Panel *Vybraný objem (Selected volume)*, ktorý je umiestnený pod panelom s vlastnosťami, obsahuje informácie o vybraných vrstvách (rezoch) vo všetkých anatomických rovinách. Detail panela je zobrazený v pravej časti obr. 4. Kliknutím na tlačidlo *Export volume* bude užívateľ presmerovaný na výber štruktúry, ktorá sa má zobrazit' v 3D priestore a nachádza sa vo vybranom objeme.

B. Výber objektu zobrazenia - segmentácia

Podstata výberu objektu (štruktúry, tkaniva) pre zobrazenie v 3D priestore je založená na segmentácii obrazu. To znamená, že v jednotlivých rezoch sa vyhľadávajú segmenty, ktoré zodpovedajú hľadanému objektu. Prvým krokom segmentácie je prahovanie šedotónového obrazu. Proces prahovania rozdeľuje obraz na body (pixely), ktoré predstavujú objekt a body pozadia. Keďže je softvér určený na 3D vizualizáciu CT aj MR rezov, tak nie je možné nastaviť pevnú hranicu pre prahovanie, pretože intenzita jasu tkanív je pre dané zobrazovacie metódy rôzna. Preto sa hranica prahovania nastavuje interaktívne užívateľom. Interaktívne nastavenie

hranice umožňuje efektívne vybrať oblasť zodpovedajúcu požadovanému objektu. Výhodou interaktívneho výberu hranice je aj možnosť pozorovať vplyv prítomnosti šumu v obraze. Keďže sa intenzita jasu tkanív pohybuje v určitom intervale, tak sa v skutočnosti jedná o interval prahovania (dve hranice). Jasové úrovne obrazových bodov vnútri tohto intervalu sú prirúdené segmentu, body mimo intervalu predstavujú pozadie.

Grafické užívateľské rozhranie okna pre nastavenie vhodného intervalu prahovania je na obr. 6. Toto rozhranie je nastavením spomínanej aplikácie Visualizer. Okrem nastavenia intervalu prahovania umožňuje prehrať sekvenciu rezov zvoleného objemu pred a po prahovaní. Práhovanie je možné vykonať pre daný rez samostatne, alebo podľa daného rezu aplikovať prahovanie na všetky ostatné rezy.



Obr. 6. Grafické rozhranie pre segmentáciu obrazu. Zobrazený je obraz po prahovaní.

Prahovací interval sa nastavuje interaktívne posunom šípok (\blacktriangle), ktoré predstavujú dolnú a hornú hranicu prahovania. Výsledok po prahovaní sa okamžite prejaví na obraze napríklad prekrytím pôvodného obrazu zelenou vrstvou po segmentácii (obr. 6). Druhou z možností zobrazenia výsledku prahovania je zobrazenie binárneho obrazu bez prekrytia originálneho obrazu.

V okne aplikácie sú implementované ďalšie obrazové funkcie, ktoré pokračujú v procese segmentácie obrazu. Výber týchto funkcií a poradie ich aplikovania závisí od užívateľa. Efekt použitej funkcie sa okamžite prejaví na obraze. Ak je dopad funkcie neželaný, užívateľ sa môže vždy vrátiť o krok späť. Po prahovaní obrazu je možné aplikovať niektorú z morfológických operácií alebo ich ľubovoľnú kombináciu. Užívateľ si môže sám zvoliť typ a veľkosť použitého štruktúrneho elementu pre morfológické operácie. Ako veľmi užitočné sa ukázali operácie morfológického uzavretia a otvorenia, pretože redukujú drobné výčnelky a uzatvárajú malé diery v segmente. Ďalšou voliteľnou funkciou v procese segmentácie je redukcia plochy. Do editovacieho poľa sa zadáva veľkosť plochy v obrazových bodov a ak je plocha

segmentu menšia ako zadaná hodnota, tak je segment z obrazu odstránený. Redukcia plochy sa využíva na odstránenie malých roztrúsených plôch mimo požadovaného segmentu. Poslednou funkciou využiteľnou pre segmentáciu je hranová detekcia. Na vyhľadávanie hrán je použitý Cannyho detektor. Hranová detekcia výrazne redukuje počet obrazových bodov, ktoré vstupujú do 3D rekonštrukcie.

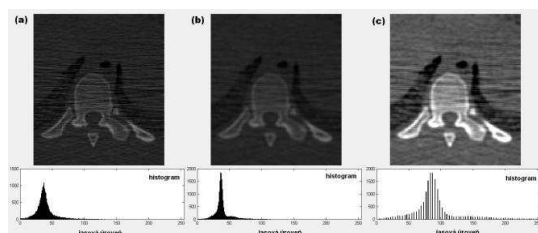
Všetky spomínané funkcie je možné ľubovoľným spôsobom kombinovať, pričom efekt použitej funkcie sa okamžite aplikuje na obraz. Týmto spôsobom je možné dosiahnuť požadovaný segment, ktorý zodpovedá objektu pre zobrazenie v 3D priestore.

C. Predspracovanie obrazu

V prípade série obrazov, ktoré obsahujú značné množstvo šumu, je nutné obraz predspracovať. V opačnom prípade sa šum prejaví aj v 3D zobrazení, čo má veľmi rušivý efekt. Predspracovanie sa vykonáva ešte pred prahovaním obrazu a je väčšinou potrebné iba pri nekvalitných a zašumených obrazoch.

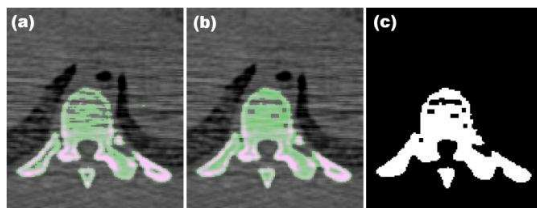
Predspracovanie pre potreby kvalitnej segmentácie CT obrazov predstavuje redukciu šumu s následným vylepšením kontrastu. Predspracovanie je súčasťou aplikácie s nastaviteľnými parametrami.

Práve CT snímka na obr. 6 je príkladom zašumeného obrazu. Šum nie je možné odstrániť použitím morfológických operácií a redukcie plochy bez straty užitočných bodov, ktoré prislúchajú stavcu. Preto bola snímka a celá obrazová sekvencia podrobená predspracovaniu (obr. 7).



Obr. 7. Predspracovanie CT obrazu. V spodnej časti sú histogramy jednotlivých obrazov. (a) – pôvodný obraz, (b) – priemerovací filter [3x3], (c) – vylepšenie kontrastu rozťahnutím histogramu.

Na obr. 8 sú zobrazené jednotlivé kroky segmentácie obrazu z obr. 6 po jeho predspracovaní (obr. 7).

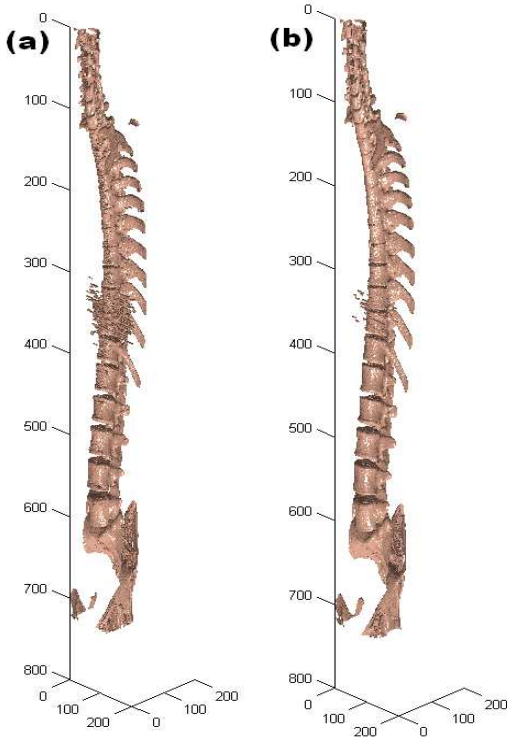


Obr. 8. Segmentácia CT obrazu – stavec. (a) – prahovanie, (b) – morfológické zatvorenie a redukcia plochy, (c) – segmentovaný binárny obraz.

D. Zostavenie 3D modelu

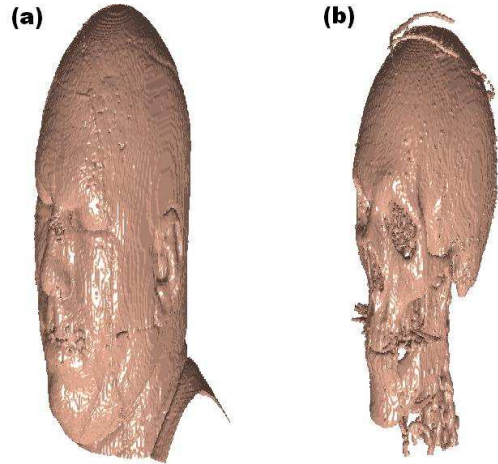
Na zostavenie a zobrazenie 3D modelu požadovaného objektu sa používajú základné funkcie MATLABu pre 3D vizualizáciu (*isosurface*, *patch*). V prvom kroku sú vypočítané súradnice bodov, ktoré vytvárajú takzvaný izopovrch. Do izopovrchu sú započítané všetky body, ktoré vznikli segmentáciou obrazu. Dĺžka výpočtu parametrov izopovrchu závisí od veľkosti a geometrickej zložitosti rekonštruovaného objektu.

Na obr. 9 je zobrazená 3D vizualizácia chrbtice z objemu, ktorý bol vymedzený na obr. 5.



Obr. 9. 3D vizualizácia chrbtice. (a) – bez predspracovania, (b) – s predspracovaním.

Na obr. 10 (a) je 3D vizualizácia povrchovej vrstvy hlavy (kože) a na obr. 10 (b) zobrazená lebka tej istej osoby.



Obr. 11. 3D vizualizácia hlavy (a) a lebky (b). Jedná sa o totožnú osobu.

IV. ZÁVER

V tomto článku bola opísaná aplikácia na zobrazovanie požadovanej roviny rezu v troch anatomických rovinách z CT a MR vyšetrení. Aplikácia umožňuje plynulé prechádzanie vrstvami pomocou interaktívneho ovládania. Hlavnou funkciou aplikácie je 3D rekonštrukcia požadovaného objektu (kosť, orgán, cieva) vo zvolenom objeme záujmu. Pre nastavovanie parametrov potrebných pre 3D rekonštrukciu bolo vytvorené intuitívne a užívateľsky priateľské rozhranie. Vytvorená aplikácia nájde využitie všade tam, kde je potrebné zobrazíť priestorové usporiadanie anatomických štruktúr v trojrozmernom priestore. Aplikácia je takisto neoceniteľným nástrojom pri výučbe predmetov zameraných na spracovanie medicínskych obrazov.

REFERENCES

- [1] RANGAYYAN, R. *Biomedical Image Analysis*. CRC Press, 2005.
- [2] BANKMAN, I. *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. Academic Press, 2009.
- [3] Image Processing Toolbox – Documentation:
<http://www.mathworks.com/help/toolbox/images/>

Optimalizační postupy v uspořádání VA ECMO

Petr HUŇKA¹

¹ Katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká republika, hunkape1@fel.cvut.cz

Abstract. Použitím systému venoarteriální ECMO vzniká v těle pacienta sloučením fyziologického pulsatilního toku produkovaného srdcem a nepulsatilního krevního toku, který generuje krevní pumpa, krevní tok hybridní. Efektivita mikrocirkulace zajišťovaná tímto hybridním průtokem je nízká a dochází nejen ke snížení počtu perfundovaných kapilár ale zároveň i k snížení rychlosti samotných erytrocytů. Standardní výpočet průtoku podporou ECMO je dle našeho názoru nedostatečný a nezajišťuje kvalitní mikrocirkulaci pacientů. V práci navrhujeme optimalizační postupy, které kvalitu mikrocirkulace zlepšují.

Keywords. ECMO, mechanická podpora cirkulace, mikrocirkulace.

I. ÚVOD

Krevní tok produkovaný lidským srdcem zajišťuje stálý příjem životně důležitých živin a O₂ do orgánů a odvod metabolických spodin z orgánů pryč. Plní tedy tzv. transportní funkci. Při narušení této funkce hrozí riziko vážných zdravotních komplikací. Pacienti, u kterých se vyvinula tato život ohrožující komplikace, se připojují na mechanické přístroje podporující cirkulaci (MPC), které pacientovi zajistí dostatečnou perfuzi orgánů.

Vlivem nedostatečné mikrocirkulace (interakce mezi krví a tkáněmi) vzrůstá koncentrace laktátu v krvi. Tento prvek anaerobního spalování glukózy začne narušovat proces udržování homeostázy (udržování pH) a u pacienta nastává tzv. laktátová acidóza (překyselení organismu). Jedná se o formu metabolické acidózy z nadprodukce reziduálních aniontů, která se projevuje multiorgánovým selháním a následnou smrtí pacienta. Naší snahou je zpomalit, či zcela zvrátit tento proces.

II. VENO-ARTERIÁLNÍ ECMO

Veno-arteriální extrakorporální membránová oxygenace neboli VA ECMO je formou MPC, poskytující dočasnou podporu srdeční a plicní funkce tzv. kardiopulmonálním bypassem. Zjednodušeně lze říci, že je krev odváděna venózní linkou mimo tělo pacienta, kde se v umělých plicích tzv. oxygenátoru oxygenuje a poté se vrací arteriální linkou zpět do těla pacienta. Systém VA ECMO se skládá z nepulsatilní centrifugální krevní pumpy, oxygenátoru s výměníkem tepla a propojovacích hadic s kanylami.

Terapie ECMO, užívaná k léčbě novorozenců a dětí v různých indikacích je v celosvětovém měřítku úspěšnou a

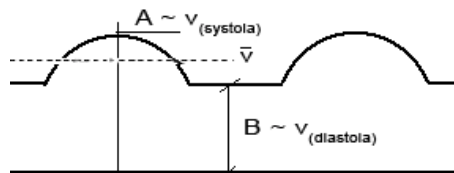
uznávanou metodou. Naproti tomu úspěšnost léčby dospělých pacientů v indikaci akutního srdečního selhání je v dnešní době značně diskutabilní. Míra 30-denní mortality se pohybuje na hranici 76%^[1] a je snahou odborníků toto hrozivě vysoké číslo snížit.

III. DOSTATEČNÁ MIKROCIRKULACE

Použitím systému VA ECMO vzniká v těle pacienta sloučením fyziologického pulsatilního toku (Q_P) produkovaného srdcem a nepulsatilního krevního toku (Q_N), který generuje krevní pumpa, krevní tok hybridní. Tento tok dočasně přebírá transportní funkci a má za úkol zajišťovat adekvátní mikrocirkulaci.

A. Efekt hybridního krevního toku

Hybridní tok, vzniklý smíšením Q_P a Q_N je definován tzv. indexem pulsatility (PI), vyjadřující energii pulzačně proudící krve:



Obr. 1. Výpočet indexu pulsatility

$$PI = \frac{A - B}{\bar{v}} \quad (1)$$

kde PI reprezentuje index pulsatility, A je rychlost toku krve na vrcholu systoly, B je rychlost toku na konci diastoly a \bar{v} je střední rychlost krve. V konečném důsledku to znamená, že smíšením toku Q_P s Q_N hodnota PI klesá.

V klinické praxi, kdy je cirkulačně selhávající pacient připojen na systém VA ECMO je hodnota indexu pulsatility nízká. Hybridní krevní tok uvnitř pacienta proto chápeme jako nepulsatilní.

Vliv Q_N na živý organismus je předmětem mnohaletého sporu. Názory odborníků na jeho nežádoucí účinky se rozcházejí. Všeobecně však přetrvává názor, že pro krátkodobou podporu je využití systému produkující Q_N ekvivalentní s využitím systému, generující Q_P. My se přikláníme k názoru^[2], že vliv Q_N na lidský organismus je

prokazatelný již po krátké době po uvedení podpory do provozu a efektivita zajištění adekvátní mikrocirkulace je v porovnání s Q_p menší.

Tominaga vedl klinickou studii^[3], ve které zjistil existenci anaerobního prahu spalování glukózy a vznik laktátu pro hodnoty mixed venous oxygen tension okolo hodnoty 28 mmHg. Tyto hodnoty odpovídají vedení perfuzního toku (tok, který produkuje krevní pumpa) pod hodnotu $100 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Tab. I.). Existenci anaerobního prahu okolo hodnoty 28 mmHg potvrzuje také Kasnitz^[4].

Tab. I. Analýza krevních plynů – nepulsatlní BiVAD bypass^[3]

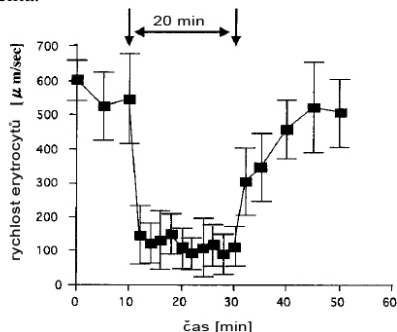
NFR [ml.kg-1.min-1]	90	100	120
SaO2 [%]	97.0 ± 0.5	97.7 ± 0.6	96.0 ± 1.0
Pvo2 [Torr]	23.8 ± 0.9	28.3 ± 1.2	29.6 ± 1.0
Laktát [mEq/L]	7.81 ± 2.42	0.71 ± 0.06	0.73 ± 0.27

NFR je nominální krevní tok, SaO₂ je arteriální saturace kyslíkem, Pvo₂ je parciální tlak kyslík v žilním řečišti.

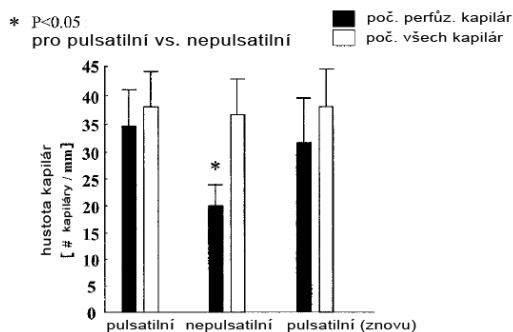
Interpretujeme-li výsledky uvedené v Tab.1, můžeme říci, že změna rychlosti perfuzního toku výrazně neovlivňuje arterial oxygen saturation, ale významně ovlivňuje koncentraci laktátu v krvi.

S výsledky Tominagovi studie úzce souvisí studie Baby a jeho spolupracovníků. Těm se podařilo díky nově vyvinuté experimentální totální náhradě srdce (upTAH) objektivně posoudit vliv Q_p a Q_N na živý organismus. Popsali okamžitou reakci organismu na změnu charakteru krevního toku. Nejen, že při Q_N rychlost průtoku erytrocytů kapilárou poklesla čtyřnásobně (Obr. 2), ale snížil se také počet perfundovaných kapilár téměř na polovinu (Obr. 3).

Tento jev má z hlediska mikrocirkulace s nejvyšší pravděpodobností vliv na již zmíněnou menší účinnost Q_N a je třeba s ním počítat při stanovování perfuzního toku systémem MPC, která zajišťuje adekvátní mikrocirkulaci pacienta.



Obr. 2. Změna rychlosti erytrocytů v kapilárním řečišti^[4]



Obr. 3. Srovnání mezi prokrvením kapilárního řečiště pro Q_p and Q_N ^[4]

B. Adekvátní perfuzní tok

Pro stanovení adekvátního perfuzního toku u dospělých pacientů, se v dnešní klinické praxi používá tabulkově určená hodnota, svázaná s poměrnou hodnotou plochy těla pacienta (BSA). Takto stanovená hodnota perfuzního toku je rovna:

$$2.5 - 2.8 \text{ l.m}^{-2}.\text{min}^{-1} \sim 70 - 90 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1} \quad (2)$$

Vezmeme-li v úvahu, co bylo řečeno o existenci anaerobního prahu, zjistíme, že takto vedený perfuzní tok je nedostatečný. Pro úplnost je třeba uvést, že perfuzní průtok vedený u dětských pacientů je roven $100 - 120 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ u novorozenců dětí potom dokonce $120 - 150 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. V tomto okamžiku vyvstává paralela s mortalitou dětských a dospělých pacientů. Je možné, že úroveň přežití jsmo schopni vylepšit zvýšením perfuzního toku.

Z uvedených důvodů, nově definujeme pojem adekvátní perfuzní tok. To je takový průtok MPC, který zajistí nízkou hladinu koncentrace laktátu v krvi. Tu považujeme za průkazný prediktor nedostatečné perfuze orgánů. Můžeme očekávat, že se tato hodnota bude pohybovat nad hranici $100 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$.

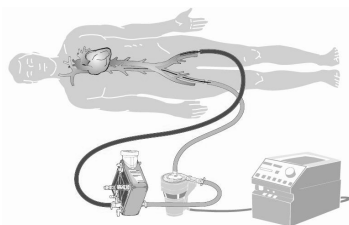
C. Možná rizika a komplikace

Musíme si uvědomit, že pokud chceme dodržet nově definovanou podmínku o minimálním perfuzním průtoku, brzy narazíme na možné komplikace a rizika:

- Zdravotní rizika (poškození stěn cév, ruptury ..),
- fyzické rizika (velké tlaky uvnitř systému, rozpojení systému, destrukce oxygenátoru ..),
- komplikace spojené s limity jednotlivých částí systému VA ECMO. Výrobci oxygenátorů zaručují kvalitní oxygenaci krve do limitní hodnoty průtoku 7 l.min^{-1} . V praxi to znamená, že již u 80kg pacienta je při konvenčním uspořádání systému VA ECMO dosažení adekvátního průtoku nemožné.

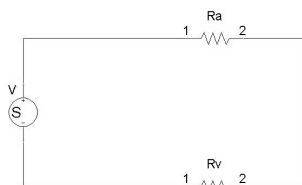
IV. MODIFIKACE ZAPOJENÍ VA ECMO

Bylo řečeno, že konvenční zapojení VA ECMO (Obr. 4) má svá limitní omezení, která nám nedovolují využít poznatky uvedené v sekci 3.



Obr. 4. Původní zapojení venoarteriálního ECMO

Budeme-li vycházet z platných analogií mezi elektrickým a gravitačním polem, můžeme se na zapojení systému VA ECMO dívat jako na jednoduchý elektrický obvod (Fig. 5), ve kterém máme jasně definovaný problém. Tím je zvýšená potřeba odběru elektrického proudu (tok krve) z napěťového zdroje, reprezentující krevní čerpadlo, aniž bychom dále zvyšovali napětí (tlak) v systému.



Obr. 5. Původní zapojení venoarteriálního ECMO z pohledu elektrických analogií.

Odporů $R_a = R_v$ a představují pro názornost příkladu, sériové odpory všech částí venózní a arteriální linky, které působí proti protékající krvi. Zanedbáváme také vliv compliance a inertivity. Číselnou hodnotu rezistence jednotlivých úseků, jsme schopni vyčíslit z Hagen-Poiseuillova zákona:

$$R = \frac{\Delta p}{\Delta Q} \Rightarrow \frac{8L\eta}{\pi r^4} \quad (3)$$

kde Δp je tlakový spád, ΔQ představuje průtočný objem krve, R je rezistivita, L je délka trubice, η je viskozita krve, r je poloměr trubice a π je konstanta.

Musíme si také uvědomit, že místem s nejvyšší rezistivitou, jsou dle (3) kanyly, které jsou nejužším místem systému. Obecně platí, že odpor přechodu mezi pacientem a systémem VA ECMO:

$$R_{transit} = R_a + R_v \quad (4)$$

$$R_{transit} = 2R_{av} \quad (5)$$

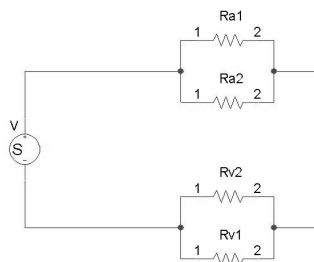
kde $R_{transit}$ je přechodová rezistivita mezi tělem pacienta a systémem VA ECMO, R_a je rezistivita arteriální linky a R_v rezistivita žilní linky.

V podsledním kroku si obecně vyjádříme hodnotu průtoku systémem z ohmova zákona za předpokladu, že tlak uvnitř systému je konstantní:

$$Q = \frac{P}{R_{transit}} = \frac{const.}{2R_{av}} \quad (6)$$

Jednoduchou možností, jak dosáhnout vyššího průtoku systémem, při zachování stejných tlakových poměrů je

snížení přechodového odporu $R_{transit}$, připojením paralelních odporových větví o stejné hodnotě rezistence (Obr. 6).



Obr. 6. Modifikované zapojení venoarteriálního ECMO z pohledu elektrických analogií.

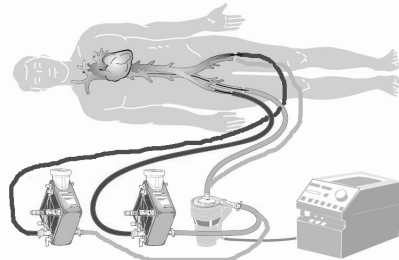
$$R_{transit} = \left(\frac{1}{R_{a1}} + \frac{1}{R_{a2}} \right) + \left(\frac{1}{R_{v1}} + \frac{1}{R_{v2}} \right) \quad (7)$$

$$R_{transit} = \frac{R_{a1} \cdot R_{a2}}{R_{a1} + R_{a2}} + \frac{R_{v1} \cdot R_{v2}}{R_{v1} + R_{v2}} = R_{av} \quad (8)$$

Opět vyjádříme hodnotu průtoku systémem a předpokládáme stejné tlakové poměry, jako v předchozí situaci:

$$Q = \frac{P}{R_{transit}} = \frac{const.}{R_{av}} \quad (9)$$

Srovnáme hodnoty průtoku konvenčního zapojení VA ECMO (6) a modifikovaného zapojení VA ECMO (9). U modifikovaného zapojení je teoretická hodnota průtoku dvojnásobná při zachování stejné hodnoty tlaku. Dá se však předpokládat, že v reálné situaci, bude výsledný krevní tok menší vlivem různých negativních vlivů spojek, rozdvojek a jiných přechodů hadic systému. Velikost výsledného průtoku také ovlivňuje skutečná geometrická velikost jednotlivých linek, kanyl, či použitého typu oxygenátoru v jednotlivých linkách modifikovaného zapojení VA ECMO (Obr. 7).



Obr. 7. Modifikované zapojení venoarteriálního ECMO

V. NAŠE OČEKÁVÁNÍ

Navrhovaná optimalizační opatření jsou zcela teoretická a je otázkou, zda ve skutečnosti nepřeváží negativní vliv zvětšené plochy přímého kontaktu krve s cizorodým materiálem. Také si uvědomujeme zvýšené riziko výskytu

zánětu plic a reperfučního pulmonálního edému^[1], způsobeného zvýšeným odebíráním krevního toku pravé komory, což má za následek snížení průtoku malým plicním oběhem a s tím spojené zdravotní komplikace. Také očekáváme zvýšené riziko komplikací, spojených s ischemií příslušné kanylované končetiny.

I přes tyto očekávané komplikace si myslíme, že přínos modifikovaného větvení VA ECMO, dovolující dosáhnout adekvátního perfučního toku převáží, a stane se v budoucnu klinicky využívanou metodou pro zvrácení života ohrožujících akutních srdečních selhání.

VI. ZÁVĚRY

Cílem práce bylo navrhnout optimalizační postupy mechanické podpory cirkulace VA ECMO, které by mohli pomoci špatné prognóze akutních forem srdečních selhání zejména v podobě postcardiotomy syndromu, kde se míra mortality pohybuje téměř u hranice 80%. Nově jsme definovali pojem adekvátního perfučního toku, který nevychází z tabulkových hodnot a je vztažen k poměrné jednotce plochy lidského těla, ale je určen existencí anaerobního prahu spalování glukózy v lidském organismu a koncentrací metabolického laktátu v krvi. Na problém spojený se zajištěním nově definovaného adekvátního průtoku jsme nahlíželi čistě z pohledu obvodového řešení elektricky ekvivalentního zapojení.

V současné době pracujeme ve spolupráci s fyziologickým ústavem I. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecnou Fakultní nemocnicí na Karlově náměstí na realizaci klinické studie. Tato studie má za cíl určit klinické dopady zde prezentovaných optimalizačních postupů.

ACKNOWLEDGEMENT

Tento výzkum je podporován z prostředků SGS10/279/OHK3/3T/13.

REFERENCES

- [1] DOLL, N., KIAI, B., BORGER, M., et al. Five-years result of 219 consecutive patients treated with extracorporeal membrane oxygenation for refractory postoperative cardiogenic shock. *Ann Surg* 2004;77:151-157.
- [2] HUŇKA, P. Optimalizace nastavení VA ECMO u cirkulačně selhávajících pacientů. *Diploma thesis*. Prague (Czech Republic).
- [3] TOMINAGA, R., SMITH, W., MASSIELLO, A., HARASAKI, H., GOLDING, L. Chronic nonpulsatile blood flow. III. Effect of pump flow rate on oxygen transport and utilization in chronic nonpulsatile biventricular bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;111:863-72.
- [4] KASNITZ, P., DRUGER, G.L., YORRA, F., SIMMONS, D.H. Mixed venous oxygen tension and hyperlactatemia. Survival in severe cardiopulmonary disease. *JAMA* 1976;236:570-4.
- [5] MAQUET. Official website - complete medical technology solutions. [online], < <http://www.maquet.com> >

Přehled práce v oblasti buněčného elektromagnetického pole

Daniel Havelka¹, Michal Cifra², Tomáš Vydra¹, Jan Vrba¹

¹ Katedra Elektromagnetického pole, Česke vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká Republika, haveldan@fel.cvut.cz, vydratom@fel.cvut.cz, vrba@fel.cvut.cz

² Ústav fotoniky a elektroniky AV ČR, v.v.i., Chaberská 57, 182 51, Praha, Česká republika, cifra@ufe.cz

Abstrakt. Tento článek shrnuje práci provedenou naším týmem za několik posledních let. Zaměřujeme se především na základní výzkum týkající se elektromagnetického pole eukaryotických buněk. Naše práce navazuje na dlouholetý výzkum prováděný v této oblasti, jehož počátky se datují do šedesátých let minulého století [1-3]. V tomto článku naleznete výťah z několika publikací, které se zabývají výpočtem elektromagnetického pole jak v okolí samostatného mikrotubulu, tak i v okolí několika modelů mikrotubulární sítě. V závěru článku prezentujeme plánovaný experiment, který nám umožní experimentálně ověřit vlastní rezonanční frekvence mikrotubulů.

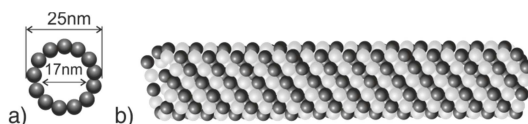
Klíčová slova. Mikrotubuly, eukaryotická buňka, buněčné elektromagnetické pole.

I. ÚVOD

Efekt externího elektromagnetického pole biologických systémů je studován již několik posledních desetiletí. S příchodem hlubších poznatků o struktuře eukaryotické buňky a ve spojení s teorií Herberta Fröhliche se ukazuje, že některé části buněčné struktury splňují podmínky pro generaci buněčného endogenního elektromagnetického pole. Velké množství experimentů dokazuje, že živé buňky generují elektromagnetické pole ve frekvenčním spektru od kHz až po optickou oblast [4 - 7]. Oscilační centra, která jsou polární, nalézáme v buněčné membráně, která je přímo napojena na cytoskelet, jenž také obsahuje vysoce polární struktury. Cytoskelet je dynamický systém vláken a tubulů, který chrání buňku, umožňuje její pohyb a je nezbytný při buněčném dělení. Pro náš výzkum jsou z pohledu generace elektromagnetického pole nejzajímavější mikrotubuly.

II. MIKROTUBUL A JEHO DIPÓLOVÝ MOMENT

Mikrotubul (MT) připomíná svou strukturou dutou tubičku s vnějším a vnitřním průměrem 17 a 25 nm, jak je vidět na Obr. 1. MTs jsou převážně složeny z 13 protofilament (PTs). Jednotlivá vlákna jsou vystavěna z tubulinových heterodimerů, které mají velký dipólový moment ($1,3 \cdot 10^{-26}$ Cm) ve směru osy MT.



Obr. 1. a) Řez mikrotubulu, b) Mikrotubul

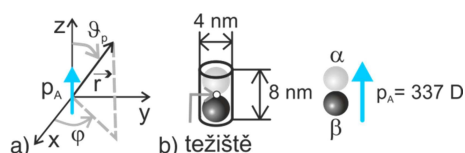
Elektrické vlastnosti tubulinového heterodimeru jsme aproximovali pomocí elektrického elementárního dipólu (EED), který je popsán následujícími rovnicemi:

$$H_{\varphi} = -\frac{Idl}{4\pi} k^2 \sin \vartheta_p \left(\frac{1}{jkr} + \frac{1}{(jkr)^2} \right) e^{-jkr} \quad (1)$$

$$E_r = -\frac{Idl}{4\pi} Zk^2 2 \cos \vartheta_p \left(\frac{1}{(jkr)^2} + \frac{1}{(jkr)^3} \right) e^{-jkr} \quad (2)$$

$$E_{\delta} = -\frac{Idl}{4\pi} Zk^2 \sin \vartheta_p \left(\frac{1}{jkr} + \frac{1}{(jkr)^2} + \frac{1}{(jkr)^3} \right) e^{-jkr} \quad (3)$$

kde H je intenzita magnetického pole, E je intenzita elektrického pole, I je ekvivalentní proud, dl je délka dipólu, k je konstanta šíření, Z je vlnová impedance, j je imaginární jednotka ($j^2 = -1$) a další symboly jsou patrné z Obr. 2a).



Obr. 2. a) Dipól umístěný v soustavě souřadné, b) Tubulinový heterodimer ($1 \text{ D} = 3,33564 \cdot 10^{-30} \text{ Cm}$)

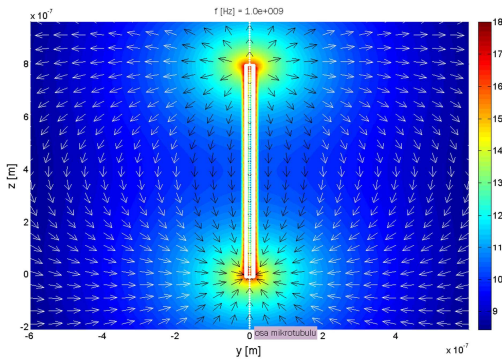
Rovnice obsahují:

$$j\omega \hat{p} = Id\vec{l} \quad (4)$$

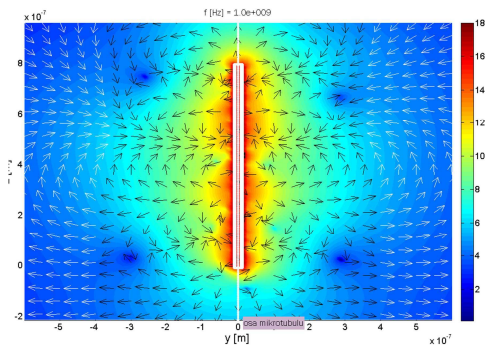
Kde ω je úhlová rychlost a p je dipólový moment. Prostředí použité ve výpočtech jsme uvažovali dvě: ztrátové, které má parametry fyziologického roztoku, a referenční bezztrátové, které má stejnou hodnotu ϵ_r jako ztrátové, ale $\sigma = 0 \text{ S/m}$.

III. ELEKTRICKÉ POLE V OKOLÍ MODELU MIKROTUBULU

V programu Matlab jsme počítali intenzitu elektrického pole (IEP) v okolí samostatného mikrotubulu v řezech osou MT, který byl buzen mechanickými vibracemi ve fázi (všechny EEDs oscilují se stejnou amplitudou, Obr. 3.) tak i náhodně (pomocí funkce random, Obr. 4.) [8]. Hodnoty (IEP) s rostoucí vzdáleností od MT klesají rychleji v případě buzení náhodného oproti buzení ve fázi.



Obr. 3. Intenzita elektrického pole v okolí mikrotubulu buzeného ve fázi frekvencí 1 GHz ve ztrátovém prostředí



Obr. 4. Intenzita elektrického pole v okolí mikrotubulu buzeného náhodně frekvencí 1 GHz ve ztrátovém prostředí

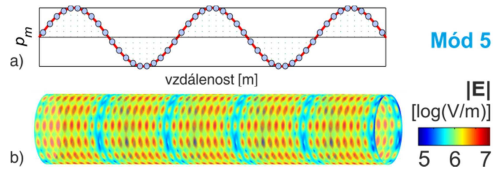
IV. ELEKTROMAGNETICKÉ POLE V OKOLÍ MODELŮ MIKROTUBULU A MODELŮ MIKROTUBULÁRNÍ SÍTĚ

Mechanické oscilace tubulinových heterodimerů v jednotlivých protofilamentech jsme nahradili oscilací dvouatomového řetězce pevných částic podle [9]. Zvolili jsme optickou větev kmitání, ve které částice kmitají proti sobě. Vibrace jsme popsali následující rovnicí:

$$p_m = p_A \sin(vpm) \quad (1)$$

Kde p_m je modulovaná hodnota dipólového momentu, p_A je aktivní část dipólového momentu a vpm je vzdálenost

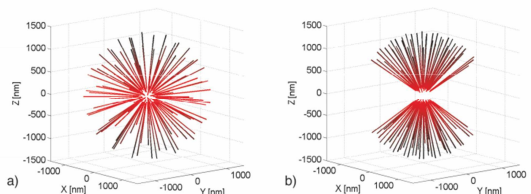
podél PT. Modulační funkce je charakteristická pro každý mód, nabývá hodnot od módu min (buzení ve fázi) po max mód (buzení v proti fázi, sousední dipóly oscilují proti sobě). Hodnota maximálního módu odpovídá počtu heterodimerů v PT. Jeden mód představuje 1/2 vlnové délky na MT. Na Obr. 5a). vidíte modulační funkci na 1. PT. Obr. 5b). zobrazuje rozložení IEP na koaxiální ploše 1 nm nad povrchem mikrotubulu, který byl buzen módem 5.



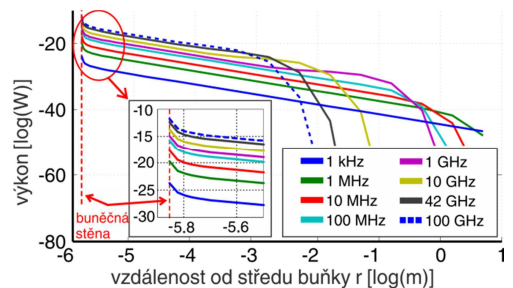
Obr. 5. a) Modulační funkce na 1. protofilamentu, b) Intenzita elektrického pole na povrchu koaxiálního válce 1 nm nad povrchem mikrotubulu.

Vytvořili jsme dva modely mikrotubulární sítě – symetrický a asymetrický (Obr. 6.). Každá červená čára představuje jeden MT.

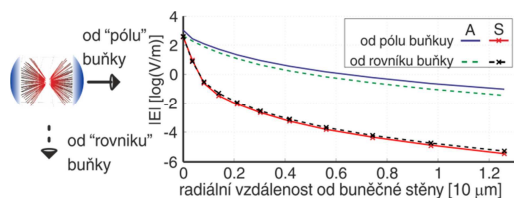
(Počet MTs/model) x (počet PTs/MT) x (počet EEDs/PT) = 100x13x150 = 195 000 EEDs v jednom modelu. Symetrický model má konce MTs rozmístěny symetricky na povrchu koule a osa každého MT směřuje do středu. Tento model představuje fázovou symetrii v buňce. Druhý model má konce MTs rozmístěny na pólech koule a osy jednotlivých MTs také směřují do středu. Tento model představuje mikrotubulární síť v jiné části buněčného cyklu např. během mitotického dělení. Okolo obou modelů jsme počítali vyzářený výkon a IEP radiálně od pólu a od rovníku buňky pro frekvence oscilací od 1 kHz po 100 GHz a módy 0 až 150.



Obr. 6. a) Symetrický model mikrotubulární sítě, b) Asymetrický model mikrotubulární sítě. Každá červená čára představuje 1 mikrotubul



Obr. 7. Výkon počítaný od hranice mikrotubulární sítě pro 8 frekvencí (asymetrický model, mód 0, ztrátové prostředí)

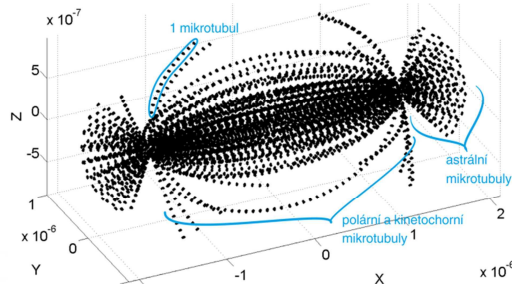


Obr. 8. Elektrická intenzita počítaná radiálně od rovníku a od pólu buňky pro symetrický i asymetrický model.

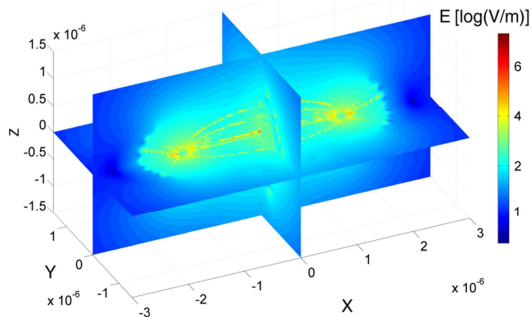
Výkon generovaný z obou modelů vychází téměř identický, ale intenzita elektrického pole je v blízkosti asymetrického modelu několikrát větší nežli u symetrického modelu [10].

V. REÁLNĚJŠÍ MODEL MITOTICKÉHO VŘETÉNKA

Mikrotubulární síť se během dělení buňky transformuje do struktury (mitotického vřeténka), která jí umožňuje správné rozdělení genetické informace, organel a struktur. Vytvořili jsme model (Obr. 8.) mitotického vřeténka dělicí se buňky ještě před jejím finálním rozdělením. Obr. 9. Zobrazuje IEP v okolí této struktury.



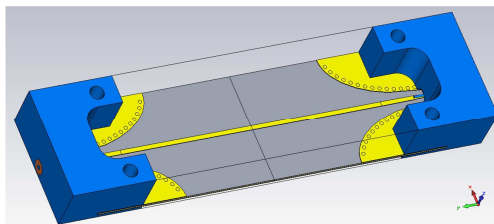
Obr. 8. Model mitotického vřeténka. Černá tečka v modelu představuje dipólový kroužek s 13 dipóly. Model byl pro lepší názornost vykreslen s menším počtem dipólových kroužků. Mezi sousedními dvěma kroužky má být 9 dalších kroužků.



Obr. 10. Zobrazení intenzity elektrického pole v řezech reálnějším modelem mitotického vřeténka

VI. MĚŘENÍ VLASTNÍCH REZONANČNÍCH FREKVENCÍ MIKROTUBULŮ

Připravujeme realizaci měřicího systému pro zjištění vlastních rezonančních frekvencí MTs. Chtěli bychom prozkoumat frekvenční rozsah od desítek KHz po 50 GHz pomocí vektorového analyzátoru a námi navrženého přípravku (Obr. 11). Použijeme rezonanční metodu měření.



Obr. 11. Model měřicího přípravku pro měření vlastních rezonančních frekvencí mikrotubulů

VII. ZÁVĚR

V průběhu naší práce jsme dosáhli dostatečných teoretických poznatků o vibračních vlastnostech mikrotubulů a mikrotubulární sítě. V příštích letech bychom se chtěli zaměřit více na experimentální oblast bádání, jako je měření vibračních vlastností mikrotubulů, zkoumání elektromagnetického pole buňky v praxi a případné využití zjištěných výsledků v aplikacích s dopadem na zkvalitnění běžného života. Praxe bez teorie je slepá, ale teorie bez praxe je neplodná.

VIII. PODĚKOVÁNÍ

Tento výzkum je podporován projektem GAČR: 102/08/H081: "Non Standard Applications of Physical Fields" a projektem P102/11/0649: "Research and measurements of signals generated by nanostructures". Dále je podporován také výzkumným programem MSM6840770012: "Transdisciplinary Research in the Area of Biomedical Engineering II" ČVUT v Praze, sponzorovaný Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy ČR.

SEZNAM ZKRATEK

IEP – intenzita elektrického pole, EED(s) – elementární elektrický(é) dipól(y), MT(s) – mikrotubul(y), PT(s) – protofilamentum(a)

ZDROJE

- [1] FRÖHLICH, H., Bose condensation of strongly excited longitudinal electric modes. *Physical Letters A* 26, 1968, p. 203–402.
- [2] FRÖHLICH, H., Long-range coherence and energy storage in biological systems. *International Journal of Quantum Chemistry* 2, 1968, p. 641–649.

- [3] FRÖHLICH, H., The biological effects of microwaves and related questions. *Advances in Electronics and Electron Physics* 53, 1980, p.85–152.
- [4] PELLING, A. E. SEHATI, S., GRALLA. E. B. et al. Time dependence of the frequency and amplitude of the local nanomechanical motion of yeast. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*, 2005, vol. 1, p. 178– 183.
- [5] POHL, H. A., BRADEN, T., ROBINSON, S. et al. Life cycle alterations of the micro-dielectrophoretic effects of cells, *Journal of Biological Physics*, 1981, vol. 9., p. 133-154.
- [6] HÖLZEL, R., Electric activity of non-excitabile biological cells at radio frequencies, *Electro- and Magnetobiology*, 2001. vol. 20, p. 1–13.
- [7] POKORNÝ, J., HAŠEK, J., JELÍNEK, F. et al. Electromagnetic activity of yeast cells in the M phase. *Electro- and Magnetobiology*, 2001, vol. 20, p. 371–396.
- [8] CIFRA, M., POKORNÝ, J., HAVELKA, D., KUCERA, O., Electric field generated by axial longitudinal vibration modes of microtubule. *Biosystems*, [10.1016/j.biosystems.2010.02.007](https://doi.org/10.1016/j.biosystems.2010.02.007), vol. 100, no. 2, p. 122-131, 2010
- [9] KITTEL, C., *Introduction to Solid State Physics*. John Wiley & Sons, 1976
- [10] HAVELKA, D. Elektromagnetické pole mikrotubulárního systému buňky, diplomová práce, CVUT v Praze, 2008

Solution of the Inverse Problem of Electrocardiography using Information about Patient Torso Geometry

Jana LENKOVÁ, Jana ŠVEHLÍKOVÁ, Milan TYŠLER

Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Dúbravská cesta 9, 841 04 Bratislava, Slovak Republic, tysler@savba.sk

Abstract. Solution of the inverse problem of electrocardiography seems to be a promising tool for diagnostics of cardiac disorders including arrhythmogenic substrates or ischemic lesions. To find an inverse solution with acceptable accuracy, individual geometry of the patient torso and heart position is desirable. However, the most precise methods for obtaining these data – CT or MR imaging – are quite demanding. The aim of this study was to test if individually adjusted torso model created by stretching some standard torso according to patient dimensions and vertical positioning of the heart to a position obtained from inverse localization of the initial ventricular activation can result in inverse solutions close to those obtained by using the imaging methods. Simulated inverse localization of ischemic lesions in 3 different patient torso configurations proved that adjustment of standard torso shape and electrode positions can lead to 30 to 70% decrease of the localization error to values 0.5-1.0 cm. Vertical heart position in a standard torso inversely assessed in 25 patients was closer to the real heart position (1.9±1.9 cm) than that estimated from lead V2 (3.7±2.2 cm). These results suggest that the use of individually adjusted standard torso model could lead to an inverse solution with acceptable accuracy.

Keywords. Inverse solution in electrocardiography, standard torso model, individual torso dimensions, position of the heart

I. INTRODUCTION

Solution of the inverse problem of electrocardiography and finding some equivalent electrical sources of the cardiac electrical field measured on the torso surface seems to be a promising tool for diagnostics of cardiac disorders including arrhythmogenic substrates or ischemic lesions. From numerous studies [e.g. 1, 2] it is also known that for an accurate solution of the inverse problem, the knowledge of individual torso geometry is needed and inclusion of inner inhomogeneities, at least those most prominent, such as ventricular cavities and lungs, is necessary. Other important observation known from literature is the great variability of the heart position relative to the anatomically placed leads [3], especially in vertical direction that could strongly influence the inverse solution. So the positions of electrodes are to be adjusted relative to the real heart position rather than to the reference point of the fourth intercostal space [4].

The best way to obtain such data is the use of computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) technique. However, these techniques are still highly

demanding and not always available in common cardiologic practice. As opposed to imaging methods, different approach was studied in this work: (1) the use of a parametrized generic torso model that can be adjusted to match the patient's individual torso shape and electrode positions and (2) individual approximation of real heart position using location of the initial ventricular activation (in the upper septum) assessed by solving a simplified inverse solution from the electrocardiographic data of the analyzed patient.

The aim of the study was to verify if the use of an adjusted standard realistically shaped torso model and/or inversely estimated vertical heart position can lead to an acceptable inverse solution.

II. MATERIAL AND METHODS

To analyze the influence of individual adjustment of the patient torso model, inverse localization of 12 small ischemic lesions from simulated body surface potentials was attempted. To verify the possibility to adjust vertical position of the heart within the torso model by an inverse localization of the initial ventricular activation, this position was computed for 25 patients with measured known body surface potentials and detailed torso structure obtained from MRI scans.

A. Testing the influence of adjustment of patient torso and electrode positions

To compute simulated body surface potentials, twelve lesions shaped as spherical caps were modeled in the left ventricle of a simplified ventricular model consisting of 1 mm cubic elements. Lesions were modeled in 3 positions close to the main coronary arteries; in each position two subendocardial and two subepicardial lesions were created. To simulate ventricular activation, realistically shaped action potentials (AP) were assigned to each model element; APs in the lesions were shortened to mimic the presence of ischemia. Activation sequence during ventricular depolarization and repolarization was simulated in normal ventricles as well as in ventricles with ischemic lesions and corresponding ECG potentials on the surface on a realistic inhomogeneous torso model were computed using the boundary element method. Torso models were obtained from MRI scans of 3 patients, 1 woman and 2 men, while they had electrodes put on [1]. The same

realistically shaped lungs and simplified model of the ventricular myocardium with cavities were inserted into each torso. Electrode positions corresponded to the modified Amsterdam 62 lead system [5].

QRST integral maps (IM) were computed from simulated body surface potentials and for each lesion a difference QRST integral map (DIM) was computed by subtracting IM corresponding to a normal activation from the IM computed in the case of particular ischemic lesion. This DIM characterizes topographical changes in surface cardiac electrical field due to the ischemia and was used for the inverse localization of the ischemia.

For the inverse solution 4 model approximations of each torso were used (Fig.1): A - original patient torso model with electrodes as scanned by MRI, B - standard torso model (STM), modified Dalhousie torso [6] with inhomogeneities and electrodes placed in standard positions, C - adjusted STM "stretched" to fit the shape of the original torso model as good as possible, with electrodes in standard positions, D - adjusted STM, similar to model C but with electrode positions adjusted to positions in the original torso by horizontally shifting the electrodes from the original torso to the surface of the adjusted standard torso model.

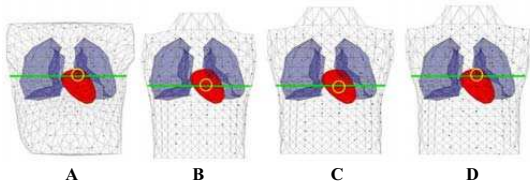


Fig.1. Four torso models A, B, C, D (as described in the text) created for torso 3 and used in the inverse computation. Inhomogeneities are represented by the same models of simplified ventricular myocardium and lungs. The dots mark the electrodes of the used lead system, the line marks the level of the ECG lead V2 (circled).

Each lesion was searched as an equivalent integral dipole (EID) representing the simulated DIM. Possible positions of the EID were restricted to centers of 168 segments of the ventricular model and their dipole moments were calculated. Finally, EID generating DIM that had minimal rms difference from the simulated DIM was selected as the estimated equivalent source representing the ischemic lesion.

To assess the precision of the results, for all 4 approximations of each torso model used in the inverse computations a localization error defined as the distance between the inversely localized EID and the gravity center of the simulated lesion was computed. Finally, average localization error for all 12 lesions was evaluated.

B. Testing the possibility of inverse estimation of vertical heart position

The need to assess at least an approximate vertical position of the heart in the torso flows from the observed high variability of the heart position in relation to the anatomically fixed electrode positions. Fig. 2 demonstrates

the observed vertical variability of the heart position relative to lead V2 often used as a reference level placed in the 4th intercostal space. If some standard torso model for all subjects is used this vertical distance is assumed to be constant.

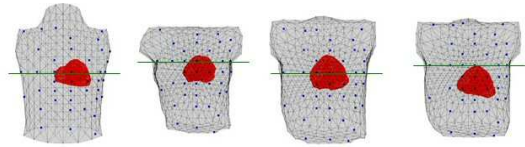


Fig. 2. Standard torso model (left) and examples of 3 real chest models. Dots indicate the leads placement, vertical position of lead V2 is marked by a horizontal line.

Data from 25 healthy subjects (15 men, 10 women) [3] were used to study the possibility to assess individual position of their hearts by inverse localization of the initial ventricular activation. Their torso models were obtained from MRI scans and described by triangulated surfaces of torso, lungs and ventricular myocardium. To represent the heart position in the torso, individual reference point IRP was defined in each ventricular model in the septal region where the initial ventricular activation was expected. ECG data of each subject were recorded in 62 leads of the Amsterdam lead system. Positions of electrodes were documented along with the geometrical data. Precordial ECG lead V2 was carefully placed with respect to the fourth intercostal space. For each subject, the ECG signals were recorded for 10 s with sampling rate of 1000 Hz. Low-pass filter with 50 Hz stop-band was applied and the signals were time averaged to create representative ECG signal for one heart cycle in each lead. Finally, the baseline of averaged signals was corrected by setting the mean potential of the PQ interval to zero. Time instant of the QRS onset was set manually from rms signal computed from all measured leads. Integral maps (IM) for 5 various time intervals within the first 20 ms from the QRS onset were computed. Location of the initial ventricular depolarization was estimated from each IM using the inverse solution with one dipole in homogeneous torso model. Location of the dipole that best represented the input IM was searched among positions in a cubic 3 mm grid within the torso model and was considered to be the estimated close to the IRP position.

For each measured subject the similarity between the inverse solution computed in the individual torso model obtained from MRI scan and in the standard torso model was evaluated first and vertical distance between ECG lead V2 and the inversely estimated dipole location was evaluated.

To represent the heart position in the standard torso model, standard reference point SRP was defined similarly to the IRP. Then the heart in the standard torso model was moved to a new individual position such that the SRP corresponded to the inversely estimated location of the initial ventricular activation computed for the particular patient in the standard torso model. The improvement of the standard torso configuration was evaluated by

observing whether the distance between the desired location (i.e. IRP) and the inversely estimated location in the standard torso model decreased.

III. RESULTS

As seen in Table 1, when testing the influence of torso and electrode positions adjustment, for all three evaluated cases the best results were obtained when model A (original torso) was used in the inverse computation. In all three cases the second best result was for model D (adjusted standard torso and electrode positions), in case of torso 3, the results for model D and model A were the same. For torso 1, the third best result was achieved using model C (adjusted torso with standard electrode positions), with the worst result being for model B (standard torso). In torso 2 and torso 3 the results for model B were better than for model C.

Tab. 1. Mean localization errors [cm] of the inverse localizations of simulated ischemic lesions. For each torso four model approximations were used in the inverse calculations. For every torso-model setup 12 solutions (one for each simulated lesion) were calculated and the localization errors were averaged.

	Model A	Model B	Model C	Model D
Torso 1	0.59	2.88	2.62	0.97
Torso 2	0.49	1.04	1.31	0.76
Torso 3	0.49	1,70	1.80	0.49

When inversely estimating the location of the initial ventricular activation, geometrical center of locations

obtained from solutions for 5 integral maps within the first 20 ms of the QRS complex was used to ensure stability of the solution. However, in most cases these locations were almost in the same place located in the area of the left ventricle near septum. The mean standard deviation of the 5 results from their geometrical centers for all observed subjects was 0.3 cm.

Vertical distance between the inversely estimated position of initial ventricular activation and the corresponding ECG lead V2 in both, individual and standard torso models for all subjects (denoted as PP) is shown in Fig. 3.

Situation, when for each individual subject the heart position in the standard torso model (defined by SRP) was shifted to the inversely estimated vertical position of the initial site of ventricular activation is shown in Fig. 4. The vertical distance between V2 and IRP in the original individual torso models as well as distance between V2 and shifted SRP in the adapted standard torso models are shown together with the constant distance between V2 and SRP in the original standard torso model. In most cases (except (PP08, PP11, PP17, PP31, PP33)) the adapted standard torso models corresponded better to the real chest configurations than the original standard torso model. The mean distance between IRPs in individual torso models and SRP in the standard torso model was 3.73 cm (std 2.2 cm); the distance decreased to 1.93 cm (std 1.9 cm) when the SRP positions were shifted and the adapted standard torso models were used.

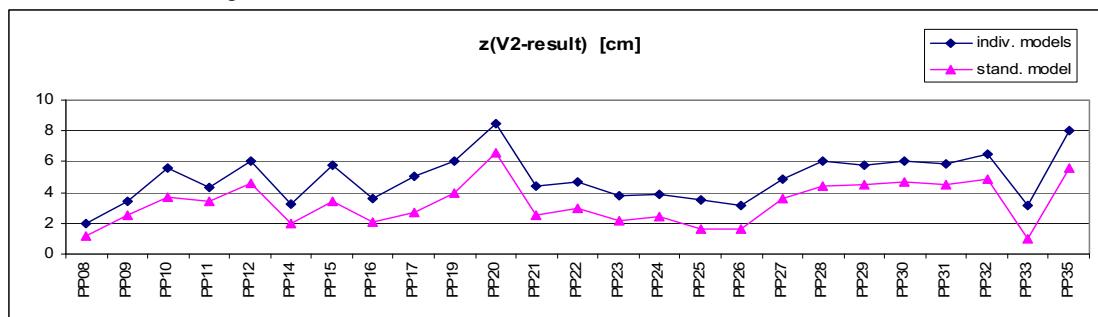


Fig. 3. Vertical distance between the inversely estimated position of the initial ventricular activation and the position of the corresponding lead V2 computed for all measured subjects in their individual torso models and in the standard torso model.

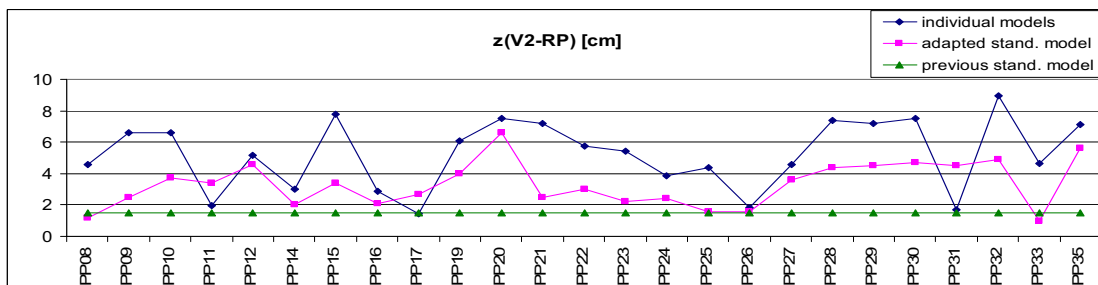


Fig. 4. Vertical distance between the individual reference point (IRP) and the lead V2 in individual torso models and in adapted standard torso models. For the standard torso model the standard reference point (SRP) was set in the same way for all subjects so the distance is constant.

IV. DISCUSSION

When investigating the influence of individual adjustment of the standard torso on the inverse problem solution our hypothesis was that the inverse solution should show best results (expressed in the lesion localization error) if the original torso and electrode setup is used. From the other three torso models the best results were expected for the torso with adjusted dimensions and electrode positions (model 4). This proved to be true in all the three used torso configurations. The mean localization error of 0.49 to 0.59 cm obtained with original torso configuration remained the same or slightly increased (to 0.49 - 0.97 cm) when both these adjustments were used. Worse results were expected with adjusted torso dimensions and standard electrode positions and the worst with using the standard torso. This, however, was only true for torso 1 (created from a woman chest), while for the other two cases (created from men chests) the order was reversed. It is also worth noticing that the span between the value of the mean localization error for the adjusted torso with adjusted electrode positions and the value for the third best result (whichever torso model produced it) was rather large. Apparently, adjusting only the outer torso shape does not influence the results of the inverse solution as much as adjusting both, the torso shape and the electrode positions.

The inverse estimation of the initial ventricular activation allowed to improve the vertical position of the heart in the standard torso model. However, the remaining mean error of almost 2 cm is still remarkable. Two reasons for this fact could be considered. The first one is the inequality of outer geometry of the individual models and the standard torso model. In Fig.3 a systematic error is apparent between the results obtained in individual and standard torso models. The role of adaptation of the standard torso dimensions to the individual subject and the placement of electrodes on the torso model was also treated in this study and should be used together with the estimated heart position in the future. The second reason could lie in the differences between the electrophysiological properties of the volume torso conductor as well as in the individual variability of the normal activation sequence of the ventricles. In spite of the fact that in individual models the geometry was known very precisely the position of the inversely located dipoles varied within the left ventricular septum in quite wide range. The individual reference points situated in the left ventricular septum were only approximations of the real initial site of activation. For 25 subjects studied in this work the mean distance between the individual reference points and the inversely estimated initial sites of activation was still large (2.17 cm, std 0.9 cm); at the same time the mean vertical distance was only 0.5 cm but with std of 1.7 cm.

V. CONCLUSIONS

Based on the obtained results we can state that use of standard torso model with patient-specifically adjusted

torso dimensions and electrode positions gives more precise inverse localization of cardiac events based on single dipole model than the use of some standard torso model. When used instead of detailed realistic patient geometry obtained by imaging techniques it can still give acceptable inverse solutions. Moreover, using information from measured ECG signals it seems possible to set the vertical heart position better than by simply using the position of lead V2. It is expected that simultaneous use of both these techniques can further improve the accuracy of the inverse solution. This will be the subject of our future study.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to thank to prof. A. van Oosterom and R. Hoekema for providing them geometrical data from 25 subjects.

The work was supported by research grant No. 2/0210/10 from the Vega Grant Agency and by Slovak Research and Development Agency based on agreement No. APVV-0513-10.

REFERENCES

- [1] HOEKEMA R, UIJEN GJH, VAN OOSTEROM A. Geometrical aspects of the interindividual variability of multilead ECG recordings. *IEEE, Transactions on BME*, 2001, vol.48, No.5, p.551-559.
- [2] HUISKAMP GJM, VAN OOSTEROM A: Tailored vs. realistic geometry in the inverse problem of electrocardiography. *IEEE Transaction on BME*, 1989, vol. 36, No.8, p.827-835.
- [3] HOEKEMA R, UIJEN G, VAN ERNING L, VAN OOSTEROM A. Interindividual variability of multilead electrocardiographic recordings. *Journal of Electrocardiology*, 1999, vol.32, No.2, p. 137-148.
- [4] HYTTINEN J, PUURTINEN HG et al. On the effects of model errors on forward and inverse ECG problems. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 2000, vol. 2, No 2.
- [5] TYŠLER, M., KNEPPO, P., TURZOVÁ, M., ŠVEHLÍKOVÁ, J., KARAS, S., HEBLÁKOVÁ, E., HÁNA, K., FILIPOVÁ, S. Noninvasive assessment of local myocardium repolarization changes using high resolution surface ECG mapping. *Physiological Research* 2007, vol.56, Suppl. 1.
- [6] HORÁČEK BM: Numerical model of an inhomogeneous human torso. *Advances in Cardiology*, 1974, vol.10, p.51-57.

Šumová analýza nízkodávkových CT snímků získaných hybridní iterativní rekonstrukcí

Petr WALEK¹, Petr OUŘEDNÍČEK², Jiří JAN³

¹ Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering and Communication, Brno University of Technology, Kolejní 4, 612 00 Brno, Czech Republic, xwalek01@stud.feec.vutbr.cz

² Philips Healthcare, Netherlands, petr.ourednicek@philips.com

³ Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering and Communication, Brno University of Technology, Kolejní 4, 612 00 Brno, Czech Republic, jan@feec.vutbr.cz

Abstrakt. Tento příspěvek se věnuje kvantitativnímu vyhodnocení šumu v nízkodávkových CT snímcích. Všechna obrazová data, která jsou analyzována v tomto příspěvku, byla získána pomocí přístroje Philips 64 - channel Brilliance CT a rekonstruována jednak pomocí klasické filtrované zpětné projekce a také pomocí nové iterativní Idose rekonstrukce s různě volenými parametry této rekonstrukční metody. Byly provedeny subtrakce obrazů rekonstruovaných filtrovanou zpětnou projekcí a Idose rekonstrukcí s různým nastavením. Pomocí této subtrakce bylo dosaženo odstranění anatomických struktur. Následně byla provedena analýza šumu v těchto rozdílových obrazech za účelem zjištění, jak jsou jednotlivé rekonstrukce schopné potlačovat šum ve výsledných obrazových datech.

Klíčová slova. Analýza šumu, IDose, redukce dávky, rentgenová výpočetní tomografie.

I. ÚVOD

Vyšetření pomocí rentgenové výpočetní tomografie je dnes nezbytné při diagnostice velkého počtu patologických stavů a jeho význam nadále roste. Při každém CT vyšetření však pacient obdrží určitou dávku ionizujícího záření, která (uvážíme-li stochastické účinky ionizujícího záření, pro které neexistuje prahová dávka) může s určitou pravděpodobností poškodit jeho zdraví. S rostoucím počtem CT vyšetření prudce roste i průměrná dávka, kterou populace obdrží. Podle principu ALARA by měla dávka ionizujícího záření, použitého při CT vyšetření být nejmenší možná, která ještě zachová diagnostickou výtěžnost. V souladu s tímto principem je hlavním trendem všech předních výrobců CT skenerů co nejvyšší redukce aplikované dávky při zachování srovnatelné obrazové kvality, jaká by byla dosažena při aplikaci plné dávky ionizujícího záření [1]. Výrazným pokrokem v této oblasti je nahrazení klasické filtrované zpětné projekce hybridními iterativními metodami rekonstrukce obrazových dat z projekcí, které poskytují CT systém. Zavedení těchto hybridních iterativních metod umožňuje v některých případech redukovat aplikovanou dávku až o 80 %. Účelem tohoto příspěvku je zhodnotit kvalitu CT obrazových dat z hlediska míry výskytu šumu při použití hybridní iterativní rekonstrukční metody Idose vyvinuté firmou Philips.

II. AKVIZICE DAT

Data, která jsou v tomto příspěvku analyzována, byla získána pomocí přístroje Philips 64 - channel Brilliance CT. Soustředili jsme se na tři hlavní oblasti sběru dat, a to oblast hrudníku, hlavy a břicha. Oblast mozku byla skenována ve vysoké kvalitě (dále jen HQ) a ve vysoké kvalitě s redukcí dávky o 30 %. Oblast hrudníku byla snímána s redukcí dávky o 30 a 70 % a břišní oblast s redukcí 30 a 80 %. Kromě studií, při kterých byla dávka redukována, jsou do souboru zahrnuta i data, při jejichž akvizici ke snížení dávky nedošlo. Aplikovaná dávka záření je přímo úměrná anodovému proudu rentgenky, proto byla požadovaná redukce dávky prováděna adekvátním snížením tohoto proudu.

Získaná hrubá data byla rekonstruována jak filtrovanou zpětnou projekcí (dále jen FBP), tak hybridní iterativní rekonstrukcí Idose. Prototyp Idose rekonstruktoru, který jsme měli k dispozici, umožňuje volbu míry zahrnutí iterativní rekonstrukce do rekonstrukčního algoritmu. Tato volba se může pohybovat v rozmezí od 20 % (dále jen ID20) až po 80 % (dále jen ID80). Dalším stupněm volnosti při zadávání parametrů rekonstrukce je možnost přidat tzv. multi resolution (MR) ke každému ID stupni. V naší studii je volba MR přidána vždy k nejvyššímu použitému stupni ID rekonstrukce. Celkový počet pacientů, kteří se zapojili do této studie, přesahuje sto dvacet a byli rozděleni do tří skupin podle věku (dospělí, adolescenti a děti ve věku do pěti let). Analýza popsána v tomto příspěvku se věnuje pouze obrazům získaným z oblasti hlavy a mozku.

III. ANALÝZA ŠUMU

Jako kvantitativní hodnotící kritérium pro míru šumu v obrazových datech rekonstruovaných různými rekonstrukčními algoritmy, byla zvolena průměrná směrodatná odchylka v rozdílových obrazech. Pokud chceme určit směrodatnou odchylku v CT obrazových datech, která je způsobena pouze šumem, musíme z obrazů odstranit anatomické struktury. Toho je dosaženo subtrakcí obrazů rekonstruovaných pomocí FBP od obrazů

dávky a tím i vyšší šum v hrubých datech, je Idose rekonstrukce z hlediska potlačení šumu úspěšnější. Tento fakt je patrný zejména při porovnání strmosti růstu křivek pro obrazy, které byly sejmuty bez a s redukcí dávky.

Obrazek 3 ukazuje, které obrazy rekonstruované pomocí Idose rekonstrukcí s různými parametry vykazují podobné relativní vylepšení šumu v obrazu, jako obraz, ve kterém je pro danou skupinu pacientů nejvyšší absolutní míra šumu. Obrazem s nejvyšší absolutní hodnotou šumu byl určen obraz s nejvyšší redukcí dávky a nejtenčí šířkou řezu. Jako rekonstrukce s podobnými parametry byly určeny ty, jejichž relativní snížení míry šumu oproti FBP se pohybuje v toleranci $\pm 0,5$ HU.

IV. VLIV VOLBY MULTI RESOLUTION

Při pohledu na subtrahované obrazy v obrázku 1 je patrné, že obrazy s Idose rekonstrukcí a zapnutou volbou Multi Resolution se od ostatních obrazů značně liší. Na subtrahovaném obrazu rekonstrukce ID70MR jsou patrné určité struktury, které na obrazech rekonstruovaných bez volby MR (ID30, ID50 a ID70) chybí.

Dalším úkolem tedy bylo zjistit, jaký vliv na šum v rekonstruovaném obrazu má přidání volby MR k Idose rekonstrukci. Pro tuto analýzu byla zvolena studie se značným snížením aplikované dávky (80 %), z důvodu vysoké míry šumu v těchto datech, a vysokým stupněm Idose rekonstrukce (ID80). Analýza byla provedena na jednom řezu o tloušťce 0,625 mm, ze kterého byla vybrána oblast zájmu u velikosti 256x256 px, viz horní řada obrázku č. 4.

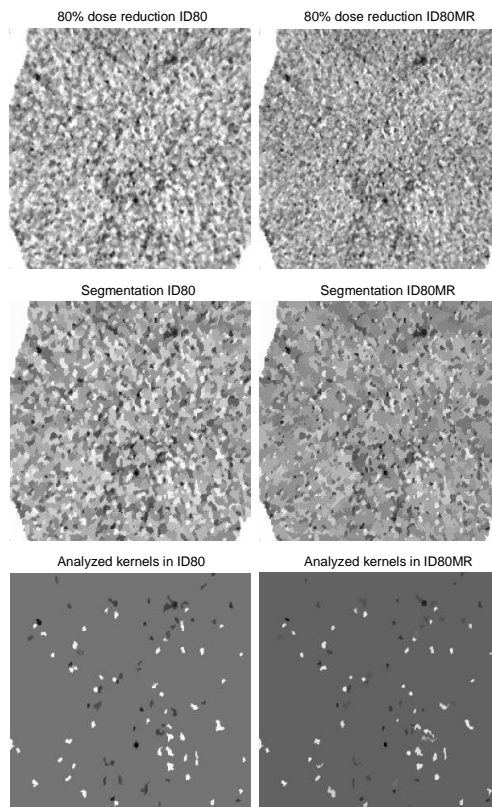
A. Segmentace šumových zrn

Tato oblast zájmu je vstupem segmentačního algoritmu, který má za úkol vybrat tzv. šumová zrna z obou analyzovaných obrazů. Segmentace je provedena algoritmem dělení a slučování oblastí, kde prvním krokem je rozdělení obrazu do čtverců, v nichž je rozptýl jasových hodnot pod určitou mezí. Druhým krokem je pak slučování takto získaných čtverců do jednotlivých segmentů na základě podobnosti jasů.

Dělení obrazu do homogenních čtverců je prováděno ve více úrovních. V první úrovni je obraz rozdělen do čtyř čtverců o poloviční délce strany proti vstupní oblasti zájmu. Uvnitř každého čtverce je vyhodnocen rozptýl jasu, a pokud tento nepřesáhne předem nastavený práh, je čtverec vyhodnocen jako homogenní a již jej dále nebudeme dělit. Takovýto čtverec je označen velikostí své strany a svým průměrným jasnem. Jestliže rozptýl ve čtverci přesáhne nastavený práh, je čtverec vyhodnocen jako nehomogenní. V další úrovni rozdělíme nehomogenní čtverce opět na čtyři další s poloviční délkou strany. Takto pokračujeme až na úroveň jednotlivých pixelů, kdy na této úrovni jako homogenní vyhodnocujeme všechny zbylé pixely. Na konci části dělení máme obraz úplně rozdělen do homogenních čtverců a každý čtverec je označen svým průměrným jasnem a délkou strany.

Následuje fáze slučování jednotlivých čtverců do

výsledných oblastí, která probíhá rovněž úrovněově pro jednotlivé délky stran čtverců. Algoritmus postupuje od největších homogenních čtverců až po jednotlivé pixely. Před samotným slučováním jednotlivých čtverců do oblastí se vytvoří matice segmentace, do které se budou vkládat unikátní indexy segmentovaných oblastí a průměrné jasy v jednotlivých segmentech.



Obr. 4. Segmentace šumových zrn a nalezená korespondenční zrna.

Pro aktuálně zpracovávaný čtverec v určité úrovni se zjistí jeho souřadnice, v matici segmentace se prohledá jeho kompletní nejbližší okolí a naleznou se bezprostředně sousedící segmenty. Pokud není nalezen žádný sousední segment, je právě analyzovaný čtverec označen jako nový segment a tím je mu přiřazen unikátní index a jako průměrný jas segmentu je zapsán průměrný jas tohoto čtverce. Pokud je v okolí čtverce nalezena jedna nebo více již vysegmentovaných oblastí, bude algoritmus rozhodovat, zda analyzovaný čtverec připojí k některé ze sousedních oblastí nebo jej označí jako nový segment.

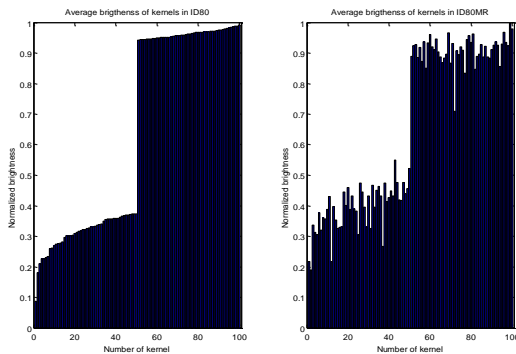
Rozhodování probíhá na základě podobnosti průměrných jasů aktuálně zpracovávaného čtverce a sousedních vysegmentovaných oblastí. Tyto jasy se od sebe odečtou a jako nejpodobnější sousední oblast je vyhodnocena ta s nejnižší absolutní hodnotou tohoto rozdílu. Následně se minimální absolutní hodnota rozdílu jasů porovná s předem nastaveným prahem pro přiřazení čtverce k oblasti, a pokud je menší než tento práh, je čtverec sloučen s touto

nejpodobnější oblastí. V této nově vzniklé oblasti je přepočítán průměrný jas. Práh pro přiřazení čtverce k nejpodobnější sousední oblasti se v průběhu slučování mění tak, že roste s každou vyšší úrovní slučování, tedy s menší stranou čtverců. Čtverce s větší stranou mají tedy větší pravděpodobnost, že se stanou základem nové oblasti, oproti čtvercům s malou stranou, které se s velkou pravděpodobností připojí k již vzniklé sousední oblasti. Tímto se zabrání vzniku malých, nevýznamných oblastí a tím i tzv. „přesegmentovanosti“ výsledného obrazu.

Po přidání čtverce k nejpodobnější oblasti a přepočítání průměrného jasu v této oblasti se opět překontroluje okolí čtverce a vypočítá se znovu absolutní hodnota rozdílů těchto jasů. Všechny sousední oblasti, jejichž absolutní hodnota rozdílů jasů je pod stanoveným prahem slučování oblastí, jsou sloučeny dohromady s oblastí, ke které byl aktuálně přidán právě analyzovaný čtverec.

Takto segmentační algoritmus pokračuje až na úroveň jednotlivých pixelů. Šumová zrna segmentovaná tímto algoritmem jsou vyobrazena na obrázku 4 v prostřední řadě. Pro oba obrazy byly použity stejné parametry prahů, které spolu se vstupním obrazem vstupují do segmentačního algoritmu. Jednotlivé segmenty jsou zde reprezentovány svým průměrným jasnem.

B. Porovnání průměrných jasů šumových zrn



Obr. 5. Porovnání průměrných jasů v šumových zrnech v obrazech s použitím multi resolution a bez něj.

Jednotlivá segmentovaná šumová zrna v obrazu ID80 (tedy bez použití MR) byla seřazena podle velikosti jejich průměrného jasu a pro analýzu bylo vybráno padesát nejsvětlejších a nejtmavších zrn. Pro těchto sto segmentů byly nalezeny odpovídající si oblasti v segmentovaném obrazu ID80MR (s použitím MR). Korespondenční oblasti byly nalezeny následujícím způsobem. Prostorové souřadnice, které pokrývá zrna v segmentaci obrazu ID80, byly prohledány v obrazu segmentace ID80MR a bylo zjištěno, které segmenty se na těchto souřadnicích nacházejí. Tyto segmenty pak byly porovnány podle dvou parametrů (průměrného jasu a velikosti segmentu) a byla stanovena jejich vzájemná podobnost, přičemž podobnosti jasů byla přiřazena vyšší váha než podobnosti velikostí. Oblast v segmentaci obrazu ID80MR, která má nejvyšší míru podobnosti je označena jako segment, který odpovídá

oblasti ze segmentace obrazu ID80.

Sto segmentů vybraných z obrazu ID80 a stejný počet korespondenčních segmentů z obrazu ID80MR je vyobrazen na obrázku č. 4 ve spodní řadě. Máme tedy dvě sady odpovídajících si segmentů, které jsou charakterizovány svým průměrným jasnem. Dalším krokem je porovnání těchto průměrných jasů v odpovídajících si segmentech. Na obrázku č. 5 jsou průměrné jasy porovnávaných šumových zrn vyneseny do dvou sloupcových grafů.

I. ZÁVĚR

V příspěvku byla provedena analýza kvality CT obrazových dat z hlediska obsahu šumu. Analýza byla zaměřena na porovnání klasické filtrované zpětné projekce a hybridní iterativní Idose rekonstrukce s různými vstupními parametry. Jako objektivní kritérium byla použita průměrná směrodatná odchylka v diferenčních obrazech. Ta vyjadřuje relativní míru snížení šumu dané Idose rekonstrukce proti filtrované zpětné projekci. Je patrné, že čím je vyšší stupeň zahrnutí iterativní rekonstrukce do rekonstrukčního algoritmu, tím je vyšší relativní míra potlačení šumu. Z výsledků analýzy (grafy na obrázcích 2 a 3) dále vyplývá, že pokud chceme dostat stejné relativní vylepšení šumu v méně zašuměných datech, musíme použít vyšší míru Idose rekonstrukce.

V další části byla provedena analýza vlivu zapnutí volby multi resolution na šumová zrna, která se typicky nacházejí v nízkodávkových CT obrazech mozku. Pomocí navrženého segmentačního algoritmu byla vysegmentována šumová zrna z obrazů rekonstruovaných s a bez použití multi resolution. Z porovnání průměrných jasů odpovídajících si šumových zrn (graf na obrázku č. 5) je zřejmé, že rekonstrukce s použitím MR snižuje jas u světlých zrn a zvyšuje u tmavých zrn. Použitím multi resolution je tedy dosaženo výrazně lepšího potlačení těchto šumových zrn v porovnání se stejnou rekonstrukcí s vypnutým MR.

PODĚKOVÁNÍ

Poděkování patří firmě Philips Healthcare za zapůjčení prototypu Idose rekonstruktoru a Dětské nemocnici v Brně za umožnění dlouhodobého sběru dat. Tato práce byla podporována výzkumným centrem DAR IM0572 a částečně výzkumným záměrem MŠMT MS0021630513.

LITERATURA

- [1] MC COLLOUGH, C., PRIMAK, A., BRAUN, N., KOFLER, J., YU, L., CHRISTNER, J. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. *Radiologic Clinics of North America*. Vol. 47, Issue 1, 2009, pp. 27-40
- [2] OTSU, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics*, 1979, Vol. 9, no. 1, pp. 62-66.
- [3] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration – Concepts and Methods*. CRC Press, Taylor and Francis Group, 2006, 760 pp.

The Use of Ant Inspired Methods in Hospital Information System Text Mining

Miroslav Burša¹, Lenka Lhotská¹, Václav Chudáček¹, Michal Huptych¹, Jiří Spilka¹

¹ BioDat Research Group, Gerstner Laboratory, Department of Cybernetics, Czech Technical University in Prague, Technická 2, 166 27 Prague, Czech Republic, {bursam|lhotska|huptycm|chudacv|spilkjr}@fel.cvut.cz

Abstract. In this paper we describe the problems encountered in processing a huge hospital information system. In this work we have studied and evaluated different swarm intelligence techniques for mining information from loosely structured medical textual records having no apriori knowledge (a large dataset – export from hospital information system). The output of this task is a set of ordered/nominal attributes suitable for rule discovery mining.

Information mining from textual data becomes a very challenging task when the structure of the text record is loose without any rules. The task becomes even harder when natural language is used and no apriori knowledge is available. The medical environment is very specific: the natural language used in textual description varies with the personality creating the record, however it is restricted by terminology (i.e.~medical terms, etc.). Moreover, the typical patient record is filled with typographical errors, duplicates and many (nonstandard) abbreviations.

Nature inspired methods have their origin in real nature processes and play an important role in the domain of artificial intelligence. They offer fast and robust solutions to many problems, although they belong to the branch of approximative methods. The high number of individuals and the decentralized approach to task coordination in the studied species revealed high degree of parallelism, self-organization and fault tolerance.

In studying these paradigms, we have high chance to discover inspiration concepts for many successful metaheuristics.

First, classical approaches such as basic statistic approaches, single and multiple word frequency analysis, etc., have been used to simplify the textual data and provide an overview of the data. Finally, an ant-inspired self-learning approach has been used to automatically provide a simplified dominant structure, presenting structure of the records in the human readable form that can be further utilized in the mining process as it describes the vast majority of the records.

Note that this project is an ongoing process (and research) and new data are irregularly received from the medical facility, justifying the need for robust and fool-proof algorithms.

Keywords. Swarm Intelligence, Ant Colony, Text Mining, Data Mining, Medical Record Processing

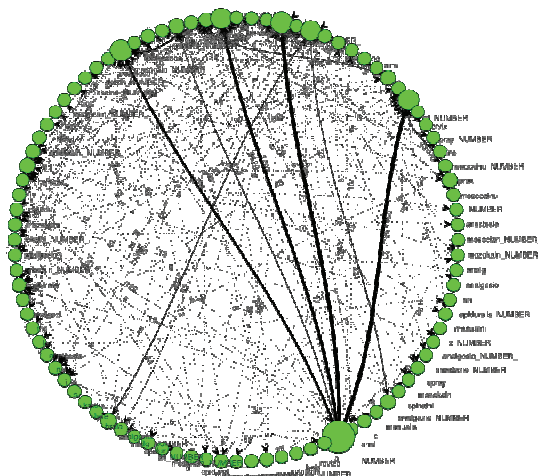


Fig. 1. Figure shows a transitional diagram (directed graph) structure of single attribute literals. Circular visualization has been used to present the amount of literal transitions (vertices). Note that only about 5 % of the whole dataset is viewed.

I. INTRODUCTION

In many industrial, business, healthcare and scientific areas we witness the boom of computers, computational appliances, high-speed networks, increasing storage capacity and data warehouses. Therefore a huge amount of various data is stored, often mixed from different sources, containing different data types, unusual coding schemes, and seldom come without any errors (or noise) and omissions.

Even with rapidly increasing computational power of modern computers, the analysis of huge databases becomes very expensive, making the development of novel techniques reasonable. In contrary to classical methods, nature-inspired methods offer many techniques that can increase speed and robustness of classical methods.

Nature inspired metaheuristics play an important role in the domain of artificial intelligence, offering fast and robust solutions to many problems. Stochastic nature inspired metaheuristics have interesting properties that make them suitable to be used in data mining, data clustering and other application areas.

Ant colonies inspired many researches to develop a new

branch of stochastic algorithms: *ant colony inspired algorithms*. Based on the ant metaphor, algorithms for both static and dynamic combinatorial optimization, continuous optimization and clustering have been proposed. They show many properties similar to the natural ant colonies, however, their advantage lies in incorporating the mechanisms, that allowed the whole colonies to effectively survive during the evolutionary process.

The accuracy for relation extraction in journal text is typically about 60 % [3]. A perfect accuracy in text mining is nearly impossible due to errors and duplications in the source text. Even when linguists are hired to label text for an automated extractor, the inter-linguist disparity is about 30 %. The best results are obtained via an automated processing supervised by a human [2].

II. INPUT DATASET OVERVIEW

The dataset consists of a set of approx. 50 to 120 thousand records (different DB tables) containing 20 attributes. Each record in an attribute contains about 800 to 1500 characters of text (diagnoses, patient state, anamneses, medications, notes, references to medical stuff, etc.). The overview of one attribute is visualized in Fig. 1. Only a subsample of the dataset could be displayed, as the whole set would render into a unusable black stain. The vertices (literals) are represented as a green circle, the size shows the literal frequency. Edges represent transition states between literals; edge stroke shows the transition rate (probability) of the edge. The same holds for Fig. 2. Human interpretation and analysis of the full data is very fatiguing.

III. NATURE INSPIRED TECHNIQUES

The Ant Colony Optimization (ACO) is a metaheuristic approach, inspired by the ability of ants to discover shortest path between nest and food source. The process is guided by deposition of a chemical substance (pheromone). As the ants move, they deposit the pheromone on the ground (amount of the pheromone deposited is proportional to the quality of the food source discovered). Such pheromone is sensed by other ants and the amount of pheromone changes the decision behavior of the ant individual. The ant will more likely follow a path with more pheromone.

The ants communicate indirectly through their environment. Such autocatalytic communication is called *stigmergy* (communication through the environment).

The approach has been utilized (with improvements) to simplify the structure of the vast dataset by finding the most important state transitions between literals. The output structure (Fig. 2) is presented to the analyst for further processing/iteration. For clustering, the ACO_DTree method [1] and ACO inspired clustering variations have been successfully used.

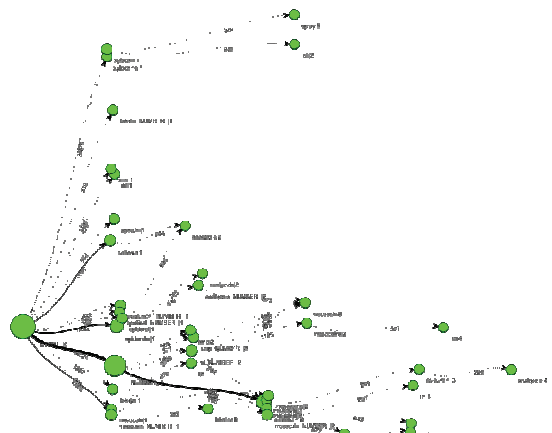


Fig. 2. An automatically Ant-Colony induced transition graph showing the most important relations in one textual attribute.

IV. RESULTS AND CONCLUSION

The main advantage of the nature inspired concepts lies in automatic finding relevant literals and group of literals that can be adopted by the human analysts and furthermore improved and stated more precisely. The use of such increased the speed of loosely structured textual attributes analysis and allowed the human analysts to develop lexical analysis grammar more efficiently in comparison to classical methods. The speedup allowed performing more iterations, increasing the yield of information from data that would be further processed in rule discovery process.

ACKNOWLEDGEMENT

This research project has been supported by the research program no. MSM-6840770012 "Transdisciplinary Research in the Area of Biomedical Engineering II" of the CTU in Prague, sponsored by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic. This work has been developed in the BioDat research group <http://bio.felk.cvut.cz>.

REFERENCES

- [1] BURSA, M., LHOTSKA, L., Macas, M. Hybridized swarm metaheuristics for evolutionary random fores generation. *Proc. of the 7th Intl Conf. on Hybrid Intelligent Systems*, 2007, p. 150–155.
- [2] LAFFERTY, J., McCALLUM, A., PEREIRA, F. Conditional random fields: Probabilistic models for segmenting and labeling sequence data *Proceedings of the ICML*. 2001, pp. 282–289.
- [3] FREITAG, D., McCALLUM, A. Information extraction with HMMs and shrinkage. In *Proceedings of the AAAI Workshop on Machine Learning for Information Extraction*. 1999.

Trendy v oblasti nemocničních informačních systémů

Petra BÍČIŠŤOVÁ¹

¹ STAPRO s. r. o., Pernštýnské nám. 51, 530 02 Pardubice, stapro@stapro.cz

Abstrakt. Společnost STAPRO je dodavatelem nemocničních informačních systémů. V současné době NIS společnosti STAPRO používá více, než sto padesát zdravotnických zařízení České a Slovenské Republiky.

Jednou z důležitých podmínek úspěšného působení v oblasti NIS je sledování nových trendů v českém zdravotnictví a kontinuální rozvoj funkcionality, který těmto trendům odpovídá.

Nejvíce inovačních projektů bylo v posledních několika letech zaměřeno na podporu bezpečí pacienta, na kvalitu péče, na podporu plnění akreditačních požadavků, což jsou bezesporu nejdůležitější témata českého zdravotnictví. Inovace se zaměřují na vytvoření podmínek pro vedení strukturované

dokumentace, na vzájemnou propojenost potřebných údajů, úplnost dokumentace, nástroje pro vyhodnocování informací. Moderní NIS je procesním systémem s možností naplánovat péči pacienta a vyhodnocovat její plnění.

Dalším trendem je tlak na jednoduchost ovládání a efektivitu při práci s NIS. Stále více dochází k využívání mobilních technologií, které umožňují dokumentovat stav pacienta a jeho léčbu přímo u lůžka, více se používají širokoúhlé monitory, které dovolují zobrazit více informací o pacientovi potřebných pro danou činnost. Funkcionality NIS se musí těmto trendům přizpůsobovat.

Keywords. Nemocniční informační systémy, české zdravotnictví, mobilní technologie



stapro

Váš dodavatel IT pro zdravotnictví

informace v ceně života

www.stapro.cz

Držitel certifikátu systému řízení kvality dle ISO 9001, ochrany životního prostředí dle ISO 14001, bezpečnosti informací dle ISO 27001 a managementu služeb v IT dle ISO 20000-1.



FONS Akord

KOMPLEXNÍ
NEMOCNIČNÍ
INFORMAČNÍ
SYSTÉM

- Zvýšení komfortu a efektivity práce zdravotního personálu
- Pokrytí celého provozu
- Kompatibilní s Windows 7
- Vysoká výkonnost - až 3500 současně pracujících uživatelů
- Podpora bezpečí pacientů



www.stapro.cz

Držitel certifikátu systému řízení kvality dle ISO 9001, ochrany životního prostředí dle ISO 14001, bezpečnosti informací dle ISO 27001 a managementu služeb v IT dle ISO 20000-1.



FONS Akord

FONS Enterprise

FONS Openlims

FONS Reports

FONS Flexi

STAPRO s. r. o.
Pernštýnské náměstí 51
530 02 Pardubice
tel.: 467 003 111
fax: 467 003 119
e-mail: stapro@stapro.cz

www.stapro.cz

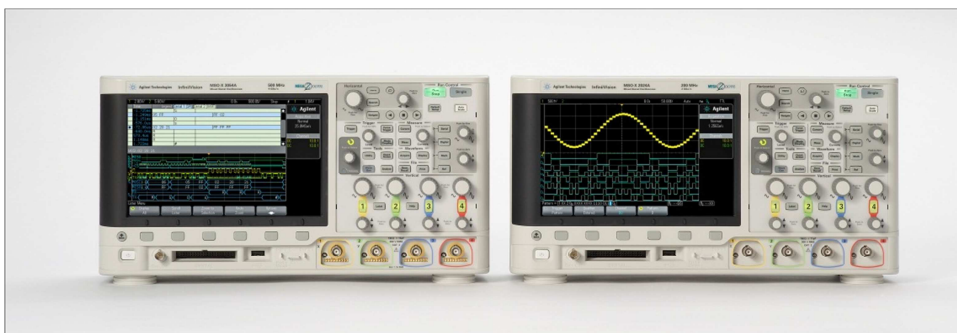
H TEST a.s.

Dodavatel špičkové měřicí techniky

Již více jak 10 let dodáváme zákazníkům v České republice a na Slovensku ty nejlepší přístroje pro měření elektrických veličin. Zastupujeme přední světové výrobce měřicí techniky a naši pracovníci jsou připraveni navrhnout i pro Vás to nejlepší možné řešení. Pro školy a veřejné výzkumné instituce poskytujeme celou řadu výhod a slev.

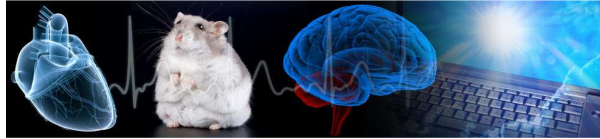
H TEST a.s.
Šafránkova 3
15500 Praha 5
Tel. 235 365 207
Fax. 235 363 893
info@hctest.cz
www.hctest.cz

H TEST SLOVAKIA s. s r.o.
Zvolenská cesta 20
97405 Banská Bystrica
Tel. 484 324 350
Fax. 484 324 353
info@hctest.sk
www.hctest.sk





G. BALLAGI Scientific Equipment Ltd.



Biomedical engineers can
now look forward to even
greater flexibility.



ADInstruments PowerLab systems –
more options for research and teaching.

- Real-time data acquisition
- Online and offline computations
- Real time graphing
- Variable sampling speeds
- Broad range of internal gain and filter settings
- Powered connections for transducer interfacing
- Universal connectors for industry standard equipment
- Safety approvals (including IEC 60601-1)
- Fast USB 2 connection
- Complete solutions with software-controlled amplifiers, transducers and electrodes

Add to this our revolutionary, easy to use Chart™ & LabTutor® software, and you will be stretched to find a better choice.

Visit www.adinstruments/bme or see for yourself by emailing bme@adinstruments.com to arrange a demonstration.


ADINSTRUMENTS
making science easier.

North America (T) +1 800 965 8040 • South America (T) +56 2 766 6749 • United Kingdom (T) +44 1965 801 621 • Germany (T) +49 8226 970105 • Japan (T) +81 52 932 0462
Australia (T) +61 2 9810 3400 • Asia (T) +85 21 5830 3639 • South East Asia (T) +60 3 8523 8006 • Indian Subcontinent (T) +91 11 2893 3930 • International (T) +61 2 9818 3400.

Contact: Dr. George Ballagi, george@ballagi.com, <http://ballagi.com>



G. BALLAGI Scientific Equipment Ltd.



Before you choose data acquisition systems for your life science students, why not get a few quotes?

“Because students can learn PowerLab software quickly, they gain confidence early on in our courses. But as they mature in the course, they begin to appreciate the depth and power of the software.”

Professor William Moody, University of Washington

“It’s very easy to get started. Students can learn to use ADInstruments PowerLab systems very quickly. They have tons of features for data analysis.”

Dr. Karie Scrogin, Loyola University Medical Center

“Students like PowerLab and it catches their imagination, so it does what you want to do for students, and that is, give them interest in actually doing real research.”

Dr. Russell Conduit, La Trobe University

“ADInstruments PowerLab systems are excellent for our needs. They are versatile, user friendly and reliable. They make my job much easier and the students think the equipment is great.”

Dr. Brian Battago, University of Akron



Need we say more?

Contact us for an obligation free demonstration and quote.

Afterall, PowerLab’s ease of use and value for money should speak for itself.

www.adinstruments.com/teach

ADINSTRUMENTS
making science easier

North America (T) +1 888 965 9040 • South America (T) +56 2 356 6740 • United Kingdom (T) +44 1865 891 623 • Germany (T) +49 6228 970106 • Japan (T) +81 52 932 0462
Australia (T) +61 2 8818 3400 • Asia (T) +85 21 5830 5639 • South East Asia (T) +60 3 8023 8006 • Indian Subcontinent (T) +91 11 2693 3500 • International (T) +81 2 8818 3400

Contact: Dr. George Ballagi, george@ballagi.com, <http://ballagi.com>

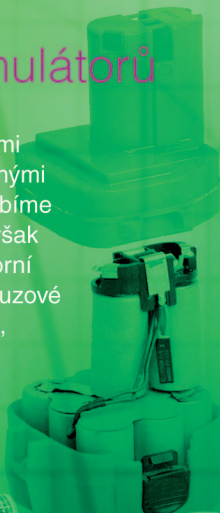
Měřicí a laboratorní technika

Dodáváme kvalitní měřicí techniku pro měření elektrických i neelektrických veličin, od ručních přenosných přístrojů, jako multimetry či infračervené teploměry, až po dílenské, laboratorní a diagnostické přístroje – osciloskopy, laboratorní zdroje atd. Jsme schopní vybavit laboratorní pracoviště kompletním vybavením včetně veškerého příslušenství.



Výroba a repase akumulátorů

Zabýváme se zakázkovou výrobou a repasem akubloků, (akumulátorových sestav) s volitelnými parametry podle požadavků zákazníka. Vyrábíme akubloky pro nejrůznější zařízení, zejména však pro zdravotnickou techniku, měřicí a laboratorní přístroje, akumulátorové nářadí, svítlny a nouzové osvětlení, bezdrátové telefony a radiostanice, videokamery, hračky, RC modely, air-softové zbraně a další. Dále nabízíme širokou paletu samostatných baterií všech typů a velikostí, olověných akumulátorů atd.



Nářadí a chemie pro elektrotechniku

Dílna ani laboratoř se neobejde bez kvalitního nářadí, nástrojů, speciálních pomůcek a prostředků. Kromě vybavení pro elektrotechniku u nás naleznete i běžné náčiní pro nejširší využití.



Kabely a konektory elektroinstalace

Nabízíme široké spektrum konektorů a kabelů pro elektrické, síťové a televizní kabelové rozvody, ale také běžné propojovací kabely a redukce pro AV techniku, počítačové periferie atd.



Elektronické součástky

Jsme jedním z největších dodavatelů elektro součástek v ČR. Sortiment čítá na 15 000 položek nejen pro průmyslové aplikace, servisní či vědecká pracoviště, ale myslíme také na nadšence a kutily.



Domácí elektro, PC příslušenství

Kromě výše zmíněného sortimentu u nás najdete také drobnou elektroniku pro domácnost či kancelář, paměťová média, dále elektronické stavebnice, hračky a další produkty pro volný čas.



Radiokomunikace, dispečerské systémy

Máme dlouholeté zkušenosti v oblasti dodávek mikrovlnných spojů a radiových sítí. Vyvinuli jsme jedinečný dispečerský systém vyhovující náročným technickým požadavkům nejrůznějších pracovišť.



KONTAKTUJTE NÁS

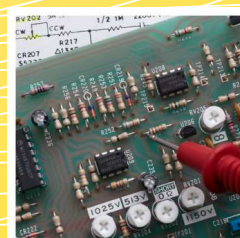
✉ GES-ELECTRONICS, a.s.
Studentská 55a, 323 00 Plzeň
☎ 377 373 111
✉ 377 373 999
📧 ges@ges.cz

PRODEJNY A VELKOBOCHOD

► PRAHA – Myslívka 31, www.ges.cz/praha/
► BRNO – Křenová 29, www.ges.cz/brno/
► OSTRAVA – 28. října 273, www.ges.cz/ostrava/
► PLZEŇ – Studentská 55a, www.ges.cz/plzen/
► H. KRÁLOVÉ – Habrmanova 14, www.ges.cz/hradec-kralove/

Váš dodavatel měřicí techniky

- Provozní přístroje
- Laboratorní a vědecké přístroje
- Testery lékařských zařízení
- Testery elektrické bezpečnosti
- Dataloggery a zapisovače
- Radiomodemy a telemetrie
- Testery Audio / Video / TV
- Měření na zakázku
- Monitorování a řízení technologií
- Monitorování parametrů prostředí
- Bezdrátový přenos dat
- Synchronizační systémy
- Monitorování telekomunikačních sítí
- Servis a kalibrace



Autor: Kolektiv autorů
Katedra: Kybernetiky a biomedicínského inženýrství
Číslo katedry: 450
Název publikace: Setkání vysokoškolských pracovišť v rámci konference Trendy v biomedicínském inženýrství 2011
Místo, rok vydání: Ostrava 2011
Počet stran: 234
Vydala: VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA
Tisk: FERMATA, a.s., Zárubova 1678, Čelákovice, 250 88

Náklad: 80 ks

NEPRODEJNÉ

ISBN 978-80-248-2479-6

