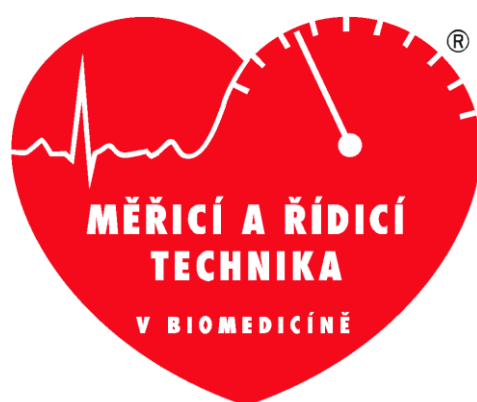


**Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky**

Katedra měřicí a řídicí techniky



Konference s mezinárodní účastí

**MĚŘICÍ A ŘÍDICÍ TECHNIKA
V BIOMEDICÍNĚ**

2. – 4. září 2003
Rožnov pod Radhoštěm, Česká Republika

Měřicí a řídicí technika v biomedicíně

Konference s mezinárodní účastí je organizována při příležitosti každoročního setkání pedagogických a vědeckých pracovníků o současném trendu vývoje vědy a výuky biomedicínského inženýrství v České republice, Slovenské republice a v zahraničí.

Organizátor

- Katedra měřicí a řídicí techniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky, VŠB – TU Ostrava
- Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky ČSL JEP
- Česká společnost pro zdravotnickou techniku
- Slovenská spoločnosť Biomedicínskeho inžinierstva a medicínskej informatiky SLS

Sponzoři

- Amethyst.cz, s.r.o.
- Mediumsoft s.r.o.
- ING corporation, spol. s.r.o. - Ortopedická protetika Frýdek - Místek
- Ostravský mediální servis s.r.o. Sedliště ve Slezku okres Frýdek -Místek
- JP - Fa Jan Pasečný Ostrava
- Pražské pivovary a.s. , Ostravský pivovar OSTRAVAR – Pivo ČR 2003
- Spectris Praha spol. s r.o. - výhradní zástupce firmy Brüel & Kjaer a Brüel & Kjaer Vibro
- Tesla SEZAM a.s. Rožnov pod Radhoštěm

Programový výbor

Předseda: **Doc. Ing. Vilém Srovnal, CSc.**
tel: +420 59 732 3137
e-mail: Vilem.Srovnal@vsb.cz

Místopředseda: Doc. Ing. Karel Vlček, CSc.
tel: +420 59 732 5241
e-mail: Karel.Vlcek@vsb.cz

Členové: Ing. Jaromír Cmíral, DrSc.
Prof. Ing. Klára Čápková, Ph.D.
Doc. Ing. Vladimír Eck, CSc.
Doc. Ing. Jiří Holčík, CSc.
Prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
Prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc.
Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
Doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.
Ing. Jitka Mohylová, Ph.D.
Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
Mgr. Petr Tiefenbach
Ing. Milan Tyšler, CSc.
Prof. RNDr. Jana Zvárová, DrSc.
Prof. Ing. Jozef Živčák, Ph.D.

Organizační výbor

Předseda: **Mgr. Petr Tiefenbach**
tel: +420 59 732 5280
e-mail: Petr.Tiefenbach@vsb.cz

Místopředseda: Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
tel: +420 59 732 3510
e-mail: Marek.Penhaker@vsb.cz

Členové: Ing. Jan Semkovič
Ing. Tomáš Štula
Ing. Blanka Filipová, Ph.D.
Ing. Hana Soušková
Jarmila Smějová
Markéta Velartová
Ing. Radovan Hajovský
Ing. Zdeněk Macháček

ISBN 80-248-0432-8

OBSAH

<u>Pedagogická sekce</u>	1
Hozman J., Poušek L. 3. LETÝ BAKALÁŘSKÝ STUDIJNÍ PROGRAM	2
Krajčušková Z. KREDITNÉ ŠTÚDIUM A INDIVIDUÁLNE PROJEKTY V ŠTUDIJNOM ODBORE ELEKTRONIKA NA FEI STU V BRATISLAVE	6
Kukučka M., Piš P., Lehocki F. DIAGNOSTICKÉ LABORATÓRIUM	12
Tiefenbach P., Penhaker M. MĚŘICÍ A ŘÍDICÍ TECHNIKA V BIOMEDICÍNĚ	16
Živčák J., Šimšík D. BIOMEDICÍNSKE INŽINIERSTVO	21
<u>Věda, výzkum a aplikace v praxi</u>	25
Bezouška V. ENDOSKOPICKÝ SNÍMAČ PRO SNÍMÁNÍ KOSTNÍ REMODELACE	26
Čermák P. DIGITÁLNÍ ZOBRAZENÍ A KOMUNIKACE V MEDICÍNĚ MEZINÁRODNÍ STANDARD - DICOM 3.0	32
Čermák P. TELERADIOLOGIE V PRAXI	37
Fejtová M., Fejt J., Lhotská L. OVLÁDÁNÍ OSOBNÍHO POČÍTAČE OČNÍMI POHYBY	41
Fejtová M., Fejt J., Sedláček L., Lhotská L. E-LEARNINGOVÝ SYSTÉM MULTIPES	47
Hána K., Smrčka P., Vysoký P., Poušek L., Pavelka M., Bittner R. MOBILNÍ ZAŘÍZENÍ PRO SBĚR DAT A JEJICH ZPRACOVÁNÍ V REÁLNÉM ČASE	53
Hargaš L. OBNOVA DEGRADOVANEJ OBRAZOVEJ INFORMÁCIE POMOCOU FILTROU	59
Holčík J., Hrubý L. VLIV ZPOŽDĚNÍ V ŠÍŘENÍ AKČNÍCH POTENCIÁLŮ V NERVOVÉ SOUSTAVĚ NA VZNIK MAYEROVÝCH OSCILACÍ	65
Holčík J., Musil J. MODEL LINEÁRNÍHO ZPĚTNOVAZEBNÍHO ŘÍZENÍ KARDIOVASKULÁRNÍ SOUSTAVY A JEHO OMEZENÍ	71
Imramovský M. FYZIKÁLNÍ MODEL PULZUJÍCÍHO KREVNÍHO TOKU NA ZÁKLADĚ ZNALOSTI STŘEDNÍCH HODNOT RYCHLOSTI	77

Janků L., Šorf M., Lhotská L. A COMPARISON OF FIVE APPROACHES TO THE COMPUTATIONAL PERSONALITY TYPE CLASSIFICATION PROBLEM	80
Kacprzyk R. SOFT ELECTRET TRANSDUCER FOR HUMAN BODY NATURAL RHYTHMS OBSERVATIONS	86
Kneppo P. ZÁKLADNÉ PRINCÍPY BIOMERANIA A BIORIADENIA	92
Kopelent V., Roubík K. MODEL OF THE GAS TRANSPORT DURING ARTIFICIAL LUNG VENTILATION	98
Kupka T., Matonia A., Jezewski J., Wróbel J., Horoba K., Wiezba W. EFFICIENT APPROACH TO BIOMEDICAL DATA ACQUISITION IN COMPUTER-AIDED FETAL MONITORING SYSTEM	104
Lhotská L. INTELIGENTNÍ A ADAPTIVNÍ SYSTÉMY V MEDICÍNĚ	110
Majerník J., Galajdová A., Šimšík D., Želinský L. UPLATNENIE VIDEOANALÝZY POHYBU ČLOVEKA V REHABILITÁCI	116
Matěcha J., Novotný J., Adamec J. PROUDOVÉ CHARAKTERISTIKY V MODELU CÉVY	122
Matonia A., Kupka T., Jezewski J., Horoba K., Wrobel J., Wiezba W. PROGRESS IN FETAL MONITORING – ABDOMINAL FETAL ELECTROCARDIOGRAM	123
Momot M. MODELLING OF POPULATION GROWTH USING BRANCHING PROCESS WITH DEPENDIENCIES	129
Momot M., Momot A., Owczarek A. CLASSIFICATION OF ECG SIGNALS BASED ON WAVELET TRANSFORM	133
Owczarek A., Gibiński P. ST-SEGMENT MEASUREMENTS AND ECG RECORDER'S LOW FREQUENCY CUT OFF	137
Piš P., Kukučka M., Lehotski F. FUZZY DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM A PETRIHO SIETE	143
Piš P., Lehotski F., Kukučka M., APLIKÁCIA FUZZY DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU – TRENAŽÉR	149
Rožánek M., Roubík K. TOTAL LUNG IMPEDANCE AS A FUNCTION OF THE ARTIFICIAL	154
Stacha R., Pleva L. ZEVNÍ FIXÁTOR NA LOKET S MOTORICKÝM POHONEM	160
Toman V., Trefný Z., Hána K. KVANTITATIVNÍ SEISMOKARDIOGRAFIE – PERSPEKTIVNÍ NEINVAZIVNÍ METODA VYŠETŘOVÁNÍ SRDEČNÍ ČINNOSTI	166

<u>Poster sekce</u>	170
Borowik L. MULTIMEDIA TEACHING TOOL BASED ON POSTGRESQL DATABASE	171
Donát A., Živný M. NÁVRH MĚŘÍCÍ SONDY – PERINEOMETRU	172
Goldmann T., Himmlová L. POUŽITÍ POHYBOVÉ ANALÝZY PRO PROSTOROVÝ POPIS POHYBU LIDSKÉ MANDIBULY	177
Horák B., Štula T. VYUŽITÍ EEG A BFB PRO NÁVRH A REALIZACI ROZHRANÍ ČLOVĚK-STROJ	181
Horák Z., Koukalová J., Michalec J., Petržela M., Vtípil J. VÝVOJ TOTÁLNÍ NÁHRADY MEZIOBRATLOVÉHO KLOUBU	187
Hudák R., Tóth T., Živčák J., Sabo J. KONŠTRUKCIA TESTOVACIEHO ZARIADENIA NA ZISŤOVANIE BIOMECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ KOŽNÝCH INCÍZIÍ	188
Jelínek M., Dobeš M., Poušek L. POUŽITÍ FONOKARDIOGRAFIE PRO MĚŘENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY	193
Kašík V. DESIGN OF GRAPHICAL FRAMEWORK FOR DIGITAL FILTER IMPLEMENTATION	198
Koczorowski R., Świdziński T., Linkowska-Świdzińska K. AN APPARATUS FOR AESTHETIC CHOICE OF STOMATOLOGICAL MATERIAL FOR THE NATURAL TEETH OF THE PATIENT	200
Kučera M., Šebök M. VPLYV ELEKTROMAGNETICKÉHO RUŠENIA NA ĽUDSKÝ ORGANIZMUS	205
Macháček Z., Šín K., Srovnal V. SIMULÁTOR EKG SIGNÁLU S DSP MOTOROLA	212
Macháček Z., Šín K., Vlček K. SIGNAL MANIPULATION AND ITS TRANSMISSION BY EMBEDDED SYSTEM IN MEDICINE	217
Michalak P. K., Świdziński T., Jaroszyk F. COMBINATION OF POSTUROGRAPHY	222
Penhaker M. IMPLEMENTATION OF PLETYSMOGRAPHICAL RECORD ANALYSIS BY THE USE OF FRAMEWORK TENETS	227
Petržela R., Jan J. METODY REKONSTRUKCE MEDICÍNSKÝCH 3D ULTRAZVUKOVÝCH DAT	234
Resl O., Konvičková S. IDENTIFKACE STABILIZAČNÍCH PROCESŮ VZPŘÍMENÉHO POSTOJE	239
Růžička P., Janek M., Sedláček R. MECHANICKÉ VLASTNOSTI TKÁNĚ OČNÍ ROHOVKY	240
Sedláček R., Rosenkrancová J., Andertová J., Šedivka V. VLIV BIOAKTIVNÍCH VRSTEV NA OHYBOVOU PEVNOST KERAMICKÝCH MATERIÁLŮ	242

Semkovič J., Penhaker M. COMPUTING AND TELEMETRY OF PLETYSMOGRAPHICAL RECORD	247
Sochor M., Tichý P. MEZIOBRATLOVÉ IMPLANTÁTY	252
Soušková H., Tiefenbach P. VÝBĚR DIPLOMOVÝCH PRACÍ V ZAMĚŘENÍ MĚŘICÍ A ŘÍDICÍ TECHNIKA V BIOMEDICÍNĚ	258
Šebök M., Šimko M., Chlupáč M. NEINVAZÍVNA DIAGNOSTIKA	263
Świdziński T., Świdziński P., Obrębowski A. REGISTRATION OF CORE OLFACTORY RESPONSES FOLLOWING ACTION OF OLFACTIVE STIMULANTS	269
Tiefenbach P., Kurka D., Richterek J. MODEL PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY	274
Vrána J., Michalec J., Sedláček R., Horák Z., Koukalová J. BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI KLOUBNÍ CHRUPAVKY	280
Witko K. DATA BASE STRUCTURE IN BONE AGE ASSESSMENT	283
Začal J., Petržela R., Jan J. KOMPILACE 3D ULTRAZVUKU SNÍMANÉHO METODOU FREE-HAND	284
Zadrazil M., Kozumplík J. FILTRACE EKG POMOCÍ PYRAMIDOVÉ TRANSFORMACE S MEDIÁNOVÝMI BLOKY	290

PEDAGOGICKÁ SEKCE

3. LETÝ BAKALÁŘSKÝ STUDIJNÍ PROGRAM "BIOMEDICÍNSKÁ A KLINICKÁ TECHNIKA" NA ÚBMI ČVUT V PRAZE

Ing. Jiří Hozman¹, MUDr. Ing. Lubomír Poušek MBA²

¹Katedra radioelektroniky FEL ČVUT v Praze,
Technická 2, Praha 6 - 166 27,

²Ústav biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze,
Zikova 4, Praha 6 - 166 36
hozman@fel.cvut.cz, pousek@ubmi.cvut.cz

Bachelor Study Programme "Biomedical and Clinical Technology" at IBMI of CTU in Prague

The paper deals with the short history of Institute of Biomedical Engineering of Czech Technical University in Prague and with the short description of the three years bachelor study programme "Biomedical and Clinical Technology". There are described aims and profile of study programme in details. The schedule, model of study programme and research of interests will be discussed within the oral presentation in details.

Keywords: education, bachelor study, biomedical technology, clinical technology

1. ÚVOD

Vzhledem k tomu, že výše uvedený studijní program je realizován na ČVUT prostřednictvím Ústavu biomedicínského inženýrství ČVUT, je nutné alespoň v krátkosti shrnout celou historii vzniku tohoto vysokoškolského ústavu.

V roce 1996 bylo na ČVUT v Praze založeno Centrum biomedicínského inženýrství s cílem vytvořit na ČVUT ústřední koordinační pracoviště výzkumných i výukových aktivit v oboru biomedicínského inženýrství. V jeho čele stál od počátku MUDr. Ing. Lubomír Poušek, MBA. Úkoly Centra BMI ČVUT byly orientovány především na výzkumnou oblast a díky vhodné struktuře profesionálního zaměření jeho pracovníků, kteří svými odbornostmi obsáhli velkou část biomedicínského inženýrství, bylo možné řešit široce zaměřené vědecko-výzkumné projekty. Při řešení dílčích speciálních problémů pak Centrum spolupracovalo s ostatními fakultami ČVUT, především Fakultou elektrotechnickou, strojní, dopravní a Fakultou jaderného a fyzikálního inženýrství, případně s klinickými pracovišti 1. a 3. lékařské fakulty University Karlovy a s některými výzkumnými zdravotnickými pracovišti a ústavu Akademie věd v Praze. Z mezinárodních kontaktů CBMI patří mezi nejdůležitější spolupráce s Deutsches Krebsforschungszentrum (Německé výzkumné onkologické centrum) v Heidelbergu v Německu.

Nejvýznamnější výzkumné projekty CBMI byly zaměřeny na použití ultrazvuku pro ne-invasivní medicínskou diagnostiku, biomechaniku kyčelního kloubu, vývoj inteligentních přístrojů pro kardiovaskulární rehabilitaci či ve spolupráci s Auto-Škoda Mladá Boleslav na zkoumání psychického a fyzického stavu řidičů během jízdy. Pracovníci Centra BMI se ale podíleli i na zabezpečení výuky některých lékařských předmětů pro studenty ČVUT, jako jsou Přehled anatomie a fyziologie, Diagnóza a diagnostické metody základních patologických jednotek, Biofyzika, Biochemie člověka, atp.

Centrum BMI ČVUT organizovalo během své existence různé odborné a vědecké semináře a konference. K nejsledovanějším patřila každoroční konference SKELET, zaměřená na lékařské i technické aspekty onemocnění kostry.

V roce 2002 připravil kolektiv CBMI podklady pro zavedení 3letého bakalářského studijního programu "Biomedicínská a klinická technika". Na základě připravených studijních a dalších koncepčních materiálů bylo rozhodnutím Akademického senátu ČVUT transformováno Centrum BMI na vysokoškolský ústav ČVUT. Jeho ředitelkou je v současné době Prof. Ing. Miroslava Vrbová, CSc. Tento ústav je vědecko-pedagogickým pracovištěm Českého vysokého učení technického v Praze. Spolupracuje se všemi fakultami ČVUT, s 1. a 3. LF UK, dále s výzkumným pracovištěm v zahraničí (Deutsches Krebsforschungszentrum v Heidelbergu, SRN) a s vybranými zdravotnickými institucemi. ÚBMI je ústředním koordinačním článkem výzkumných a výukových aktivit na ČVUT v oboru biomedicínského inženýrství. Zajišťuje mezifakultní součinnost pracovišť a provozuje laboratoře s celoškolskou využitelností. Koordinuje a podílí se na zpracování návrhů komplexních výzkumných projektů a přihlášek o granty. Podílí se na organizaci výuky biomedicínského inženýrství především pro studenty ČVUT s důrazem na bakalářský studijní program "Biomedicínská a klinická technika".

V blízké budoucnosti se předpokládá rozšíření výuky na další stupně vzdělávání (doktorské, magisterské), příp. i na další oblasti využití techniky v medicíně a biologii. S tímto rozšířením souvisí i personální rozvoj Ústavu tak, aby z něj mohla během několika let vzniknout nová Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT, jak to předpokládá koncepční "Dlouhodobý záměr vzdělávací, vědecké, výzkumné, vývojové, umělecké a další tvůrčí činnosti ČVUT".

2. NÁVRH

Jak vyplývá z úvodu, byly vytvořeny podklady pro akreditační přihlášku [1]. Z této akreditační přihlášky je vhodné zde uvést následující pasáže.

Cílem studia v bakalářském studijním programu Biomedicínská a klinická technika je příprava vysokoškolsky vzdělaných pracovníků v interdisciplinárním oboru Biomedicínská a klinická technika. Studenti tohoto programu jsou vedeni k osvojení si principů činnosti a zásad využití prostředků zdravotnické techniky a medicínské informatiky a k orientaci v oboru s využitím soudobých poznatků v tomto oboru s odpovídajícími znalostmi relevantní legislativy, cizího jazyka a specifik zdravotnického prostředí včetně schopnosti komunikace v tomto prostředí. Na základě těchto znalostí jsou pak absolventi schopni praktického uplatnění ve zdravotnických zařízeních různého stupně na pozicích biomedicínských či klinických techniků.

V průběhu studia student musí plnit studijní povinnosti předepsané učebním plánem, jehož konkrétní podoba bude diskutována při ústní prezentaci. Absolvent bakalářského studijního programu musí získat minimálně 180 kreditů (30 kreditů za aktivní semestr) ve skladbě předepsané učebním plánem oboru, přičemž 4 týdenní povinná praxe je zahrnuta 20 kredity. Učební plán obsahuje soubor předmětů povinných, soubor předmětů povinně volitelných odborných, soubor předmětů povinně volitelných humanitních a ekonomicko-manážerských, jazyky, tělesnou výchovu, povinnou 4 týdenní praxi a volitelné předměty. Studium tohoto programu je ukončeno státní zkouškou, jejíž částí je obhajoba bakalářské práce.

Předpokládané navazující studium:

- magisterský studijní program Elektrotechnika a informatika, obor Biomedicínské inženýrství na ČVUT FEL v Praze (3 letý MSP s prvním ročníkem pro vyrovnání znalostí),
- magisterský studijní program Strojní inženýrství, obor Biomedicínské a rehabilitační inženýrství na FS ČVUT v Praze (vyrovnání znalostí by se řešilo z hlediska velmi malého počtu studentů individuálním studijním plánem),
- magisterský studijní program Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika – navazující - obor Biomedicínské a ekologické inženýrství na VUT v Brně,
- magisterský studijní program Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika – obor Biomedicínská elektronika a biokybernetika na VUT v Brně,
- magisterský studijní program Zdravotnická technika a informatika na 1. LF UK.

Studijní obor Biomedicínská a klinická technika připravuje především prakticky zaměřené absolventy, ale vzhledem k získání nezbytného teoretického základu připravuje též budoucí studenty magisterských oborů v rámci ČVUT, ale i na jiných vysokých školách. Student získává nejen teoretické znalosti z matematiky, fyziky a chemie, ale také základní znalosti týkající se biologie, anatomie a fyziologie člověka, které jsou potřeba pro pochopení základních biologických procesů v lidském organismu, ale také pro komunikaci s lékaři a dalším zdravotnickým personálem. Seznamuje se rovněž s odbornou problematikou, která je zaměřena na osvojení si principů činnosti a zásad využití prostředků zdravotnické techniky a medicínské informatiky včetně schopnosti programově komunikovat s takovýmito prostředky. Získává též informace z oblasti legislativy, které umí vhodně aplikovat v praxi. Dostává se mu znalostí z ekonomiky a managementu uvedených oblastí. Důraz je kladen i na jazykovou průpravu, která je zaměřena na zvládnutí základních situací, ve kterých se musí umět biomedicínský či klinický technik každodenně orientovat.

Profil absolventa studijního oboru

Celkový komplexní profil

Prakticky zaměřený absolvent bakalářského studijního programu s technickým přehledem v oblasti biomedicínské a klinické techniky, s velmi dobrou jazykovou průpravou, s důrazem na dovednosti organizační a komunikativní a to vše s důrazem na týmovou práci a dále se znalostmi a schopnostmi dále rozvíjet a prohlubovat své odborné znalosti v souladu s rozvojem poznání v oblasti biomedicínské a klinické techniky. Takto získané znalosti budou absolventi aplikovat v klinickém inženýrství. Absolventi budou schopni v rámci zdravotnických zařízení: pracovat se zdravotnickou přístrojovou technikou, včetně asistence při vyšetřování zobrazovacími metodami, ale i při ostatních vyšetřeních, vyžadujících součinnost techniky, kontrolovat a udržovat přístrojovou techniku, vést její evidenci a zabezpečovat činnosti související s provozem zdravotnické techniky a nemocničního informačního systému, podílet se na vyhodnocování případů selhání zdravotnické techniky a na tvorbě preventivních opatření, obsluhovat software pro podporu diagnostiky, podílet se na akvizici zdravotnických přístrojů včetně výběrových řízení, koncipování kompletů zdravotnických technologií a na technických instruktážích pracovníků v oblasti obsluhy zdravotnické techniky a bezpečnosti práce. Vzhledem ke schopnosti zapojit se i do vědeckovýzkumné práce, zejména experimentálního charakteru, mohou najít uplatnění i v rámci vybraných ústavů AV ČR, ale i u podniků, firem a společností zabývajících se vývojem, výrobou, prodejem a servisem prostředků zdravotnické techniky či tvorbou programového vybavení.

Vymezení výstupních znalostí a dovedností – všeobecných, odborných, speciálních

Znalosti a dovednosti absolventa jsou po obecném základu zaměřeny především na přípravu pro uplatnění v praxi, tj. na zdravotnickém pracovišti a ve výrobních, servisních či

obchodních společností. Obecný základ však umožňuje i další studium v některém z navazujících magisterských oborů v rámci ČVUT, či na jiné vysoké škole. Má dobré znalosti z matematiky, fyziky, chemie, ale i z oblasti biologie, anatomie a fyziologie člověka. Je seznámen se současnými moderními prostředky zdravotnické techniky a s otázkami jejich provozu. Je schopen aplikovat mezinárodní normy a standardy v této oblasti.

Kvalifikační připravenost a míru profesní adaptability na podmínky a požadavky praxe

Absolvent je připraven pro praktickou činnost související s vývojem, výrobou, provozem a údržbou zdravotnické techniky především v rámci zdravotnických zařízení. Vzhledem k širokému studovanému základu je schopen se adaptovat prakticky ve všech oblastech využití techniky.

Charakteristiku profesí a institucí, kde může uplatnit získané vzdělání

Absolvent se uplatní ve všech profesích souvisejících s vývojem, výrobou, provozem a údržbou zdravotnické techniky, zahrnující jak práci s výpočetní technikou, tak i s programovým vybavením (instalace, inovace, nastavení). Jeho prvořadým uplatněním by mělo být v rámci zdravotnického zařízení, tj. nemocnice, polikliniky apod. Je schopen ale i činnosti v obchodních organizacích zaměřených na prostředky zdravotnické techniky, ale i na rehabilitační a protetické pomůcky. Může pracovat rovněž na pracovištích s experimentální a vědeckou činností, tj. např. ve výzkumných institucích a ústavech AV ČR, popř. resortních ústavech. Další možná uplatnění jsou v rámci metrologických a zkušebních ústavů, normalizačního institutu, SÚKL (odd. PZT) apod. Vzhledem k jazykovým znalostem je možné uplatnění i v zahraničí.

3. ŘEŠENÍ

Během zpracování akreditační přihlášky jsem se snažili, abychom vyhověli jednak zákonným požadavkům, ale abychom také prokázali, že o takovýto studijní obor je zájem, a to především z hlediska potencionálních zaměstnavatelů. V neposlední řadě jsme chtěli též využít velmi výhodné nabídky výukových prostor ze strany magistrátu statutárního města Kladna a výhodné polohy nemocnice Kladno. Dále jsme se také snažily o nalezení vhodného výukového modelu, který by postihoval značnou interdisciplinárnost výše uvedeného studijního programu a byly v něm vhodně kombinovány různé výukové přístupy. Podrobný komentář k anketě a popis výukového modelu bude realizován v rámci ústního vystoupení.

4. ZÁVĚR

Závěrem bychom rádi konstatovali, že 25.6.2003 je oním magickým datem, kdy výše uvedený bakalářský studijní program byl akreditován MŠMT ČR. Je to především díky kolektivu bývalého Centra BMI, dále díky podpoře pana Prof. Ing. Františka Vejražky, CSc., prorektora ČVUT pro vnější vztahy a v neposlední řadě úsilím současné ředitelky ÚBMI ČVUT, paní Prof. Ing. Miroslavy Vrbové, CSc., která stála i u zrodu bývalého Centra BMI ČVUT jako tehdejší prorektor pro VVČ. Za to jim patří vřelý dík a věříme, že se ÚBMI bude i nadále rozvíjet ku prospěchu všech na ČVUT v Praze.

5. LITERATURA

- [1] Hozman, J., Poušek, L.: *Akreditační přihláška - 3 letý bakalářský studijní program - Biomedicínská a klinická technika (prezenční studium)*, Praha, 21.2.2003, 248 s., ÚBMI ČVUT v Praze.

KREDITNÉ ŠTÚDIUM A INDIVIDUÁLNE PROJEKTY V ŠTUDIJNOM ODBORE ELEKTRONIKA NA FEI STU V BRATISLAVE

Ing.Zuzana Krajčušková

Katedra rádioelektroniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky STU Bratislava,
Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovenská republika
Zuzana.Krajcuskova@elf.stuba.sk

The Credit Study and Individual Projects in the Program of Study Electronics at the Faculty of Electrical Engineering and Information Technology SUT in Bratislava

Abstract

The Faculty of electrical engineering and information technology SUT in Bratislava offers programs leading to bachelor's degree (Bc.), and programs leading to master's degree of engineering (Ing.). Individual projects - it is new form of study, individual work. The aim of this paper is to introduce all types of individual projects in the program of study Electronics.

Keywords: the credit study, the bachelor's degree (Bc.), the master's degree of engineering (Ing.), the term project, the thesis, the team project, the diploma project

1. ÚVOD

V školskom roku 1993/94, teda pred desiatimi rokmi, bolo na Fakulte elektrotechniky a informatiky STU v Bratislave zahájené dvojstupňové kreditné štúdium, vtedy v piatich a v súčasnosti už v šiestich študijných odboroch. Sú to tieto študijné odbory : Automatizácia, Elektronika, Informatika, Elektromateriálové inžinierstvo, Elektroenergetické a silnoprúdové inžinierstvo a Telekomunikačná technika. Prvý stupeň štúdia – bakalársky (Bc.štúdium) trvá 8 nominálnych semestrov, druhý stupeň štúdia – inžiniersky (IŠ) trvá 3 nominálne semestre. V oboch stupňoch štúdia má študent predpísané povinné predmety v konkrétnom študijnom odbore a k nim si sám volí, vyberá povinne voliteľné predmety v danom študijnom odbore, fakultné voliteľné predmety, humanitné, právne a ekonomické predmety. Algoritmus pre výber a zápis všetkých uvedených typov predmetov je definovaný v Študijnom a skúšobnom poriadku bakalárskeho a inžinierskeho štúdia, ktorý tvorí prílohu Štatútu FEI STU v Bratislave. Študent musí pri výbere a zápise všetkých typov predmetov tiež rešpektovať špecifiká zvoleného študijného odboru platné pre výber a zápis povinne voliteľných predmetov v danom odbore. Keďže príspevok je venovaný kreditnému štúdiu a individuálnym projektom v študijnom odbore Elektronika, v ďalšom bude venovaná pozornosť len tomuto študijnému odboru.

V študijnom odbore Elektronika v Bc. štúdiu sú študenti prvýkrát postavení pred problém výberu a zápisu všetkých vyššie uvedených typov predmetov v letnom semestri v 2.nominálnom roku štúdia. Vtedy riešia otázku predmetov na nasledujúci školský rok, v

nasledujúcom, teda v 3.nominálnom roku štúdia. Pomer povinných predmetov k povinne voliteľným je 60:40, to znamená, že 60% predmetov je povinných, ktoré musí študent absolvovať v tomto stupni štúdia a 40% predmetov si môže študent samostatne zvoliť, vybrať, na prvý pohľad celkom nezávisle. Ako pomôcka pri výbere povinne voliteľných predmetov mu slúžia odporúčané kombinácie predmetov, výberom ktorých a ich zápisom môže študent sám užšie profilovať svoje budúce odborné zameranie jednak v študijnom odbore Elektronika a jednak pri uplatnení sa v technickej praxi po skončení štúdia. Tieto sú publikované v Študijnom programe na každý školský rok a od školského roku 1999/2000 sú pre lepšiu orientáciu publikované aj krátke anotácie všetkých ponúkaných predmetov na fakulte. Mnoho informácií potrebných pre zorientovanie sa pri výbere predmetov v súčasnej dobe môže študent nájsť aj na internete (napr. fakultná databáza predmetov EMA-sylaby predmetov, plány cvičení,...). V ďalšom školskom roku, tiež v letnom semestri, študent musí realizovať výber a zápis predmetov pre 4.nominálny rok štúdia. Tu je pomer povinných a povinne voliteľných predmetov obrátený, to znamená 40:60. Po úspešnom ukončení Bc.štúdia študent môže pokračovať v štúdiu v druhom stupni štúdia, v inžinierskom štúdiu. Má možnosť pokračovať v tom istom študijnom odbore, v ktorom ukončil Bc. stupeň štúdia, alebo si môže zvoliť iný študijný odbor.

Ako je uvedené v anotácii, dôležité miesto v množine povinných predmetov a taktiež povinne voliteľných predmetov, v oboch stupňoch štúdia v študijnom odbore Elektronika zaujímajú predmety **Semestrálny projekt (3.nominálny rok Bc.štúdia)**, **Záverečný projekt (4.nominálny rok Bc.štúdia)**, **Diplomový projekt (1. a 2.nominálny rok IŠ)**, povinne voliteľný predmet **Tímový projekt (1.nominálny rok IŠ)**. A práve týmto bude venovaná hlavná časť príspevku.

2. INDIVIDUÁLNE PROJEKTY

Predmety majúce vo svojom názve slovičko “projekt” sú predurčené na individuálnu, samostatnú a systematickú prácu študenta na konkrétnom odbornom, technickom probléme pod vedením skúseného učiteľa, výskumného pracovníka, doktoranda. Študent v študijnom odbore Elektronika si tému, oblasť svojho odborného záujmu, vyberá z množiny ponúkaných tém, ktorých je vždy aspoň 1,5 násobok počtu všetkých študentov v nominálnom roku štúdia. Téma vybraného projektu by mala pomerne úzko korešpondovať so zapísanými povinne voliteľnými predmetmi. Algoritmus pre ponuku, výber a zápis tém je predmetom Vykonávacích predpisov pre individuálne projekty a na jeho dodržiavanie dohliada vedecko-pedagogická rada študijného odboru.

3. SEMESTRÁLNY PROJEKT

Semestrálny projekt je povinný predmet v letnom semestri v 3.nominálnom roku Bc.štúdia s týždenným rozsahom 4 hodín, so ziskom 4 kreditov a klasifikovaného zápočtu po jeho absolvovaní. Študent si vyberá tému tohoto projektu v zimnom semestri daného školského roka z množiny tém, ktoré ponúkajú katedry participujúce na zabezpečení pedagogického procesu v študijnom odbore (Elektronika - Katedra mikroelektroniky, Katedra rádioelektroniky, Katedra experimentálnej a teoretickej elektrotechniky). Nakoľko počet ponúkaných – vypísaných tém je minimálne ako už bolo skôr spomenuté, 1,5 násobok počtu študentov v nominálnom roku štúdia, je len na študentovi ako pristúpi k výberu témy, či jej výber bude zodpovedať jeho chcenej odbornej orientácii. Vlastná práca na riešení zvolenej témy začína v letnom semestri pod odborným vedením vedúceho projektu. Cieľom Semestrálneho projektu je, aby sa študent pri riešení konkrétneho technického problému naučil základné zásady technickej tvorivej činnosti, aby sa naučil pracovať s odbornou knižnou, časopiseckou literatúrou, aby sa naučil efektívne využívať vo svojej odbornej práci najnovšie zdroje informácií (internet), aby sa naučil výsledky svojej práce publikovať v

písomnej forme pri dodržaní všeobecne platných zásad pre tvorbu technickej dokumentácie a súčasne, aby sa naučil tieto aj prezentovať pred kolektívom s využitím dnes prístupných technických možností (napríklad PowerPoint). Výsledok svojej jednosemestrálnej práce študent spracuje písomne v rozsahu cca 15 strán a na základe obhajoby pred trojčlennou komisiou (jedným členom je vedúci projektu) a na základe hodnotenia práce počas celého semestra, vedúci projektu ohodnotí jeho celosemestrálnu prácu udelením klasifikovaného zápočtu.

3. ZÁVEREČNÝ PROJEKT

Záverečný projekt je dvojsemestrálny povinný predmet vo 4.nominálnom roku Bc.štúdia s týždenným rozsahom 8 hodín, so ziskom 6 kreditov a klasifikovaného zápočtu v zimnom semestri a aj v letnom semestri, naviac po jeho ukončení, teda v letnom semestri študent svoju písomnú prácu obhajuje pre 4-člennou komisiou a skladá tak štátnu skúšku, absolvovanie, ktorej je jednou z podmienok pre úspešné ukončenie Bc. štúdia. Výber témy tohoto typu individuálneho projektu je analogický ako to už bolo uvedené v časti 2. Semestrálny projekt, je realizovaný v letnom semestri predchádzajúceho školského roka súčasne s výberom a zápisom povinných a povinne voliteľných predmetov pre 4.nominálny rok Bc.štúdia. Na základe doterajších skúseností sa dá konštatovať, že takmer 75% študentov pokračuje v téme, ktorú si vybrali už v 2.nominálnom roku Bc.štúdia a v 3.nominálnom roku Bc. štúdia ju riešili ako Semestrálny projekt. Táto skutočnosť pre vypísanie tém znamená, že vedúci projektu vypisuje tému projektu spolu s menom a priezviskom študenta, ktorý ju bude ďalej riešiť. Potom je v praxi veľmi dobre použiteľný fakt, že vedúci projektu je zároveň tzv. tútorom študenta, jeho odborným poradcom usmerňujúcim ho pri výbere povinne voliteľných predmetov tak, aby tieto korešpondovali s problematikou riešenou v individuálnom projekte a teda aj s užším odborným profilom študenta v rámci študijného odboru Elektronika. Aj v prípade ponúkaných tém Záverečných projektov ich počet musí byť minimálne 1,5 násobok počtu študentov v nominálnom roku štúdia. Výsledkom dvojsemestrálnej práce študenta je Záverečná práca Bc.štúdia, ktorú študent vypracuje v písomnej forme, písomné hodnotenie na ňu vypracuje jednak vedúci projektu, jednak nezávislý recenzent. Obaja navrhujú v závere svojho hodnotenia známku, ktorou hodnotia výsledok práce študenta. Študent prezentuje, obhajuje výsledky svojej práce pred 4-člennou komisiou a úspešnou obhajobou získava klasifikovaný zápočet a súčasne skladá štátnu skúšku, ktorá je jednou z podmienok pre úspešné ukončenie Bc.štúdia.

4. DIPLOMOVÝ PROJEKT

Diplomový projekt je jediný povinný predmet v 1. a v 2. nominálnom roku IŠ. V 1.nominálnom roku štúdia je to dvojsemestrálny predmet s týždenným rozsahom 4 hodín, so ziskom klasifikovaného zápočtu v zimnom a aj v letnom semestri. V 2.nominálnom roku IŠ je to jednosemestrálny predmet s týždenným rozsahom 8 hodín a ziskom 30 kreditov. Algoritmus ponuky a výberu témy diplomového projektu je analogický výberu individuálneho projektu v Bc. štúdiu. Opäť na základe doterajších skúseností je možné konštatovať, že takmer 75 – 80% študentov pokračuje v riešení konkrétneho problému, témy, ktoré začali riešiť v Bc. štúdiu. Cieľom diplomového projektu v 1.nominálnom roku IŠ je v podstate ďalšie hlbšie a podrobnejšie rozpracovanie riešenej problematiky a príprava pre spracovanie diplomovej práce v 2.nominálnom roku IŠ. Diplomovú prácu vypracovanú v písomnej forme hodnotí písomne jej vedúci, písomné hodnotenie predkladá aj nezávislý recenzent, obaja hodnotia predloženú prácu študenta známku. Študent obhajuje diplomovú prácu pred minimálne 5-člennou komisiou a spolu so štátnou skúškou z predmetu, jej úspešným obhájením a zložením štátnej skúšky úspešne končí IŠ v študijnom odbore Elektronika.

5. TÍMOVÝ PROJEKT

Tímový projekt je dvojsemestrálny povinne voliteľný predmet v 1.nominálnom roku IŠ s týždenným rozsahom 4 hodín, so ziskom zápočtu v zimnom semestri, klasifikovaného zápočtu v letnom semestri a 8 kreditov za absolvovanie predmetu. Cieľom predmetu je naučiť a prakticky si overiť schopnosti študenta pre prácu v riešiteľskom kolektíve a takto preukázať jeho pripravenosť na uplatnenie sa v technickej praxi v kolektívoch riešiacich aj tie najzložitejšie technické problémy. Konkrétne študent by sa mal počas dvoch semestrov postupne naučiť komunikovať v kolektíve, spolupracovať pri vytváraní spoločného výsledku projektu včítane všetkej dokumentácie, mal by sa ďalej naučiť plánovať relatívne rozsiahly projekt, jednotlivé etapy jeho riešenia, efektívne riadiť projekt, podieľať sa na jeho riadení, efektívne využívať diskusie v rámci riešiteľského kolektívu, diskusie s vedúcim projektu, prípadne konkrétne diskusie so zadávateľom projektu (zákazníkom, klientom). Tiež by sa mal naučiť informovať o problémoch, ktoré sa vyskytli v priebehu riešenia projektu a v neposlednej miere mal by zvládnuť prezentovanie dosiahnutých výsledkov.

Pri organizácii tímového projektu je potrebné postupne venovať pozornosť týmto činnostiam :

- vypísanie tém tímových projektov ,
- vytvorenie riešiteľských kolektívov študentov na jednotlivé vypísané témy ,
- riadenie práce študentov pri práci na projekte, vrátane tvorby všetkej dokumentácie ,
- hodnotenie výsledku riešenia celého projektu .

Koordinácia celej organizácie tímového projektu od vypísania témy (tém) až po jeho úspešné ukončenie je v kompetencii vedecko-pedagogickej rady študijného odboru. Témy vypisujú v rámci študijného odboru kolektívy najskúsenejších učiteľov tak, aby sa neprekrývali s riešením úloh v iných predmetoch. Každá vypísaná téma má garanta – učiteľa, ktorý koordinuje prácu študentov pri riešení projektu (skúsený docent, profesor) a pomáhajú mu pri koordinácii jednotlivých úloh mladší učiteľia a doktorandi. Kolektívy študentov vytvárané na riešenie jednotlivých vypísaných tém sú odporúčané spravidla päťčlenné, menšie ako štvorčlenné sa neodporúčajú a z hľadiska celkovej efektívnosti riadenia projektu sa neodporúčajú ani kolektívy väčšie ako šesťčlenné. Študenti sa pri riešení úloh riadia harmonogramom riešenia v jednotlivých etapách. Tento harmonogram je zverejňovaný odbornou-metodickým garantom Tímového projektu ako predmetu v prvom týždni semestra, v ktorom riešiteľský kolektív začína pracovať na riešení projektu a je aktualizovaný v priebehu riešenia, minimálne však raz za semester, teda na začiatku druhého semestra riešenia. Študenti pracujú na úlohách projektu samostatne, no raz týždenne sa kolektív stretáva spolu s učiteľom (učiteľmi) a spoločne konzultujú spôsob riešenia, stav rozpracovanosti jednotlivých čiastkových úloh, prípadne problémy, ktoré sa vyskytli počas riešenia, formulujú konkrétne ďalšie smerovanie v riešení. Aby sa študenti naučili takejto vzájomnej komunikácii, odporúča sa, aby z každej konzultácie bol urobený zápis, v ktorom by boli stručne sformulované všetky podstatné momenty z riešenia (splnené úlohy, stav rozpracovania ďalších úloh, prípadné problémy s načrtnutím ich ďalšieho riešenia, úlohy na najbližšie obdobie,...). Aby túto časť práce na projekte nebrali študenti len ako nutné zlo a formalitu, je dobré keď sa v riešiteľskom kolektíve postupne striedajú pri tvorbe takéhoto zápisu, aby si aj prakticky vyskúšali jeho realizáciu. Pri tvorbe kompletnej dokumentácie z riešenia projektu, táto potom okrem odbornej časti obsahuje aj kapitolku „Riadenie projektu“, v ktorej musí byť minimálne predstavenie riešiteľského kolektívu, plán riešenia celého projektu rozčlenený na jednotlivé etapy, dohodnuté metódy riešenia jednotlivých čiastkových úloh, metódy vzájomnej

spolupráce a tiež zápisy z jednotlivých konzultácií riešiteľského kolektívu. Dôraz sa kladie aj na prezentáciu jednak priebežných dosiahnutých výsledkov a samozrejme na prezentáciu celého projektu, s tým, že študenti môžu využívať moderné a efektívne spôsoby prezentácie výsledkov svojej práce vrátane prezentácie v PowerPonite, či vytvorenia webovskej stránky projektu a jej publikácie na celosvetovej pavučine. Hodnotenie výsledkov riešenia celého projektu sa realizuje po ukončení riešenia projektu a vychádza jednak z priebežného hodnotenia čiastkových výsledkov, hodnotenia kompletnej dokumentácie, hodnotenia priebežných a záverečnej prezentácie dosiahnutých výsledkov celého riešiteľského kolektívu. Individuálne hodnotenie študenta sa určí na základe celkového hodnotenia celého kolektívu a na základe jeho osobného podielu pri riešení celého projektu. Pre konkrétne ohodnotenie známku (klasifikovaný zápočet) je smerodajná stupnica pre hodnotenie predmetov, ktorá je publikovaná v Študijnom a skúšobnom poriadku FEI STU v Bratislave.

Tento predmet bol do študijného programu v študijnom odbore Elektronika po prvýkrát zaradený v školskom roku 2002/2003. Bolo vypísaných 10 tém v rámci celého študijného odboru a na základe záujmu študentov sa vytvorili dva riešiteľské kolektívy. Na Katedre rádioelektroniky pracoval kolektív 5 študentov a riešili projekt na tému „Simulátor likvidácie ekologických havárií“ pod vedením doc.Ing.Pavla Píša,PhD. a Ing.Fedora Lehockého. Keďže tento predmet bol v reálnom živote v študijnom odbore Elektronika realizovaný po prvýkrát, bol to experiment nielen pre študentov, ale aj pre učiteľov, ktorí projekt viedli a aktívne sa podieľali na jeho realizácii. Ďalšie konkrétne hodnotenie uvedieme v celkovom zhodnotení dosahovaných výsledkov práce so študentami so zameraním na lekársku elektroniku v oblasti individuálnych projektov v závere príspevku.

6. ZÁVER

Na základe faktov a skutočností uvedených v predchádzajúcich kapitolkách, ale predovšetkým vychádzajúc z praktických skúseností, môžeme formulovať závery hodnotiace prácu študentov v individuálnych projektoch v kreditnom štúdiu v študijnom odbore Elektronika s dôrazom na témy projektov zamerané do oblasti lekárskej elektroniky. Naše doterajšie skúsenosti s touto formou práce študentov v individuálnych projektoch sa dajú jednoznačne hodnotiť kladne. Študenti majú záujem o témy z oblasti lekárskej elektroniky riešené nielen priamo na Katedre rádioelektroniky FEI STU, ale aj na spolupracujúcich pracoviskách v oblasti vedecko-výskumných a vedeckotechnických projektov (SAV – Ústav merania, Fakultná nemocnica s poliklinikou akademika Ladislava Déreera,...). Najmä v prípade, ak študent pracuje sústavne a systemticky na zvolenej téme od 3.nominálneho roku Bc. štúdia, v 3 semestroch IŠ, teda celkom 5 semestrov, je možné dosiahnutý výsledok hodnotiť vysoko pozitívne. Výsledok takejto práce sa zreteľne a veľmi pozitívne odzrkadlí predovšetkým na kvalite diplomovej práce obhajovanej na záver IŠ. Toto konštatovanie je možné urobiť jednak na základe hodnotenia kvality diplomových prác a tiež celkového priebehu štátnych záverečných skúšok v IŠ, ktoré v študijnom odbore Elektronika prebehli po prvýkrát v tejto forme štúdia v januári 1999. V školskom roku 2002/2003 bol prvýkrát realizovaný povinne voliteľný predmet Tímový projekt. Skúsenosti s jeho realizáciou, s prístupom riešiteľského kolektívu študentov k riešeniu jednotlivých etáp projektu, s ich celkovou prácou sú tiež jednoznačne pozitívne. Ako vyplýva aj z osobných vyjadrení študentov pri prezentácii a obhajobe projektu, získali pri plnení si študijných povinností v tomto predmete veľa užitočných skúseností a námetov, ktoré im pomôžu pri nástupe do reálneho života, technickej praxe po úspešnom skončení vysokoškolského štúdia.

Je len samozrejmé, že v množine študentov či v Bc. štúdiu, či v IŠ sa vždy nájdu aj takí, ktorí nevenujú štúdiu primeranú pozornosť, výbere povinne voliteľných predmetov, tém individuálnych projektov nechávajú takpovediac na náhodu. Ich výsledky práce v individuálnych projektoch sú potom negatívne poznačené touto skutočnosťou a je ňou tak isto

poznačený aj celkový výsledok štúdia. Môžeme však konštatovať, že takýchto študentov je podstatne menšia množina, takže v celkovom hodnotení u 75 – 80% študentov individuálne projekty splnia svoj cieľ v plnom rozsahu.

Na konferencii budú v prednáške publikované konkrétne príklady vypisovaných tém individuálnych projektov so zameraním na lekársku elektroniku, konkrétne výsledky práce študentov a celkové zhodnotenie doteraz dosiahnutých výsledkov v oblasti individuálnej práce so študentami.

7. LITERATÚRA

- [1] Štatút, Fakulta elektrotechniky a informatiky Slovenskej technickej univerzity v Bratislave, FEI STU, Bratislava, október 1997, str.25-35
- [2] Vykonávací predpis pre predregistráciu a zápis povinných, povinne voliteľných predmetov v Bc. štúdiu a IŠ na školský rok 2003/2004, FEI STU Bratislava, marec 2003
- [3] Vykonávacie predpisy pre individuálne projekty, FEI STU Bratislava
- [4] Bieliková,M.: Tímový projekt na FEI STU v Bratislave, interný materiál spracovaný pre potreby vedecko-pedagogických rád študijných odborov, FEI STU, Bratislava, marec 2002

DIAGNOSTICKÉ LABORATÓRIUM

Ing. Marek Kukučka, Doc. Ing. Pavel Píš, PhD., Ing. Fedor Lehocki

Laboratórium diagnostiky medicínskych a environmentálnych procesov,
Katedra rádioelektroniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky STU Bratislava,
Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, tel.: +421 2 60291394
kukucka@elf.stuba.sk, pis@elf.stuba.sk, lehocki@kre.elf.stuba.sk

Diagnostic laboratory

The paper describes activity of our Laboratory of diagnostics of medical and environmental processes. We present here our work and our activities at the field of medical, technical and environmental diagnostics.

Keywords: diagnostics, diagnostic system, Thyreomat, Iridoscop, paediatrics process and practice

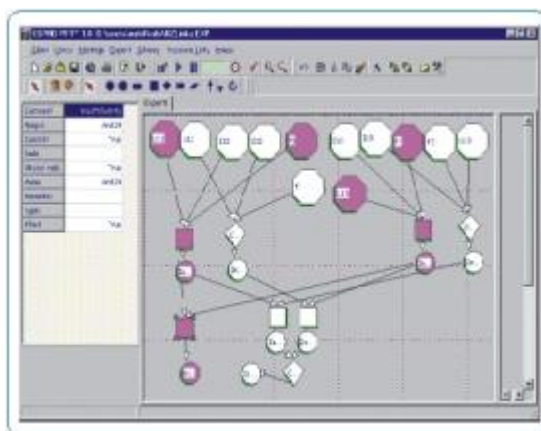
1. ÚVOD

V Laboratóriu diagnostiky medicínskych a environmentálnych procesov, sa náš tím venuje vedeckej aj pedagogickej práci. Pracujeme na viacerých vedecko-technických projektoch. Výsledky niektorých našich projektov sa už v súčasnosti využívajú v praxi. Nami vyvinutý všeobecný diagnostický a riadiaci systém sa využíva vo viacerých aplikáciách :

- diagnostika havarijných a krízových situácií - jadrové elektrárne, stav životného prostredia
- trénažer pre veliteľov požiarnych jednotiek
- metódy neinvazívnej diagnostiky - diagnostika činnosti a funkcie štítnej žľazy - diagnostický systém Thyreomat
- diagnostika z ľudského oka - systém Iridoscop

2. DIAGNOSTIKA HAVARIJNÝCH A KRÍZOVÝCH SITUÁCIÍ

Systém na diagnostiku bezpečia a prostredia v okolí jadrovej elektrárne [1] bol vyvinutý pre VUJE a.s., kde slúži už niekoľko rokov.

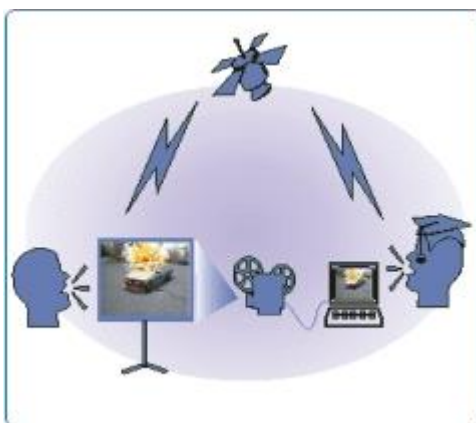


Obr. 1: Časť znalostnej bázy diagnostického systému

Spĺňa podmienky pre vysoko nebezpečné prostredie. Umožňuje simuláciu rôznych krízových situácií a scenárov, cieľom je ošetriť rôzne možné prípady a situácie, ktoré by mohli za určitých okolností nastať, aby sa predišlo vážnemu ohrozeniu jadrovej elektrárne, či katastrofe. Ukážku časti znalostnej bázy tohto diagnostického systému vidíme na Obr. 1.

3. MULTIMEDIÁLNY TRÉNINGOVÝ SYSTÉM PRE PRÍPRAVU VELITEĽOV HASIČSKÝCH JEDNOTIEK

Systém sa skladá z viacerých častí. Inštruktor v jednej miestnosti riadi prostredníctvom inštruktorskej konzoly priebeh skúšania. Skúšaný veliteľ sa nachádza v inej miestnosti, kde sa mu premieta určitá krízová požiarna situácia, kde je nutný jeho odborný zásah. V ruke má vysielaciu, cez ktorú komunikuje s inštruktorom a dáva pokyny svojej virtuálnej hasičskej jednotke. Situácia na plátne sa vyvíja smerom k lepšiemu, alebo k horšiemu, podľa adekvátnosti a správnosti jeho pokynov (Obr. 2).



Obr. 2: Skúšobný a komunikačný reťazec

Pri bližšom pohľade na inštruktorskú konzolu uvidíme, že sa skladá z dvoch častí :

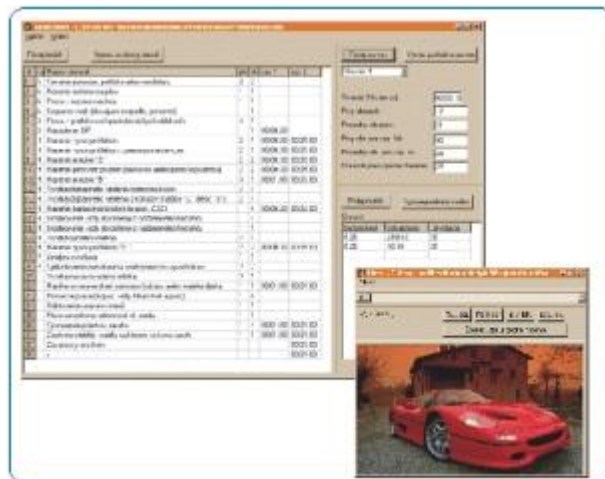
- 1.) „Tréner“ - zobrazuje aktuálny priebeh krízovej požiarna situácie v reálnom čase. Poskytuje inštruktorovi výkonný nástroj na simuláciu rôznych tréningových situácií.



Obr. 3: Pohľad na trénažer a riadiacu konzolu

- 2.) „Editor úloh“ - slúži na modelovanie tréningovej situácie. Inštruktor v ňom môže vytvoriť množstvo scenárov, tým, že zvolí vhodné vybavenie,

vyberie k situácii video a nastaví časy trvania pre rôzne činnosti. Takýto editor vidíme na Obr. 4.



Obr. 4: Pohľad na editor úloh

4. FUNKČNÁ DIAGNOSTIKA ČINNOSTI ŠTÍTNEJ ŽLÁZY

Štítna žľaza produkuje hormóny, ktoré riadia rôzne funkcie v ľudskom organizme. Je dôležité, aby sa hladiny týchto hormónov nachádzali v dovolenom intervale, aby organizmu pomáhali, a neškodili. Vplyv na tieto systémy môže sledovať lekár prostredníctvom vlastných zmyslov, vtedy je však získaná informácia do istej miery ovplyvnená subjektom lekára. Význam tejto sústavy nadobúda iný kvalitatívny rozmer, ak je subjektívny zdroj informácií nahradený objektívnou fyzikálnou informáciou zo snímačov, ktoré kvalitatívne presahujú schopnosti zmyslového vnímania človeka. Prejavy pôsobenia hormónov na tieto systémy majú rôznu mieru diagnostikovateľnosti. Najväčší význam pre nás má informácia získaná z časových hodnôt reflexu Achillovej šľachy (RAŠ).

V súčasnosti existuje diagnostický systém THYREOMAT [2], ktorý slúži na neinvazívnu funkčnú diagnostiku činnosti štítnej žľazy, na kontrolu terapie pri ochorení a na prevenciu vážnejšieho ochorenia štítnej žľazy. Jeho staršiu verziu vidíme na Obr. 5. V súčasnosti vytvárame novú PC verziu takéhoto zariadenia.



Obr. 5: Thyreomat

Systém meria a následne vyhodnocuje reflex Achillovej šľachy, systolické časové intervaly, teplotu, tlak krvi a sálavé teplo. Výstupom je diagnostické odporúčenie pre lekára.

5. IRIDOSCOPIUM

Iridoscop je zaujímavé zariadenie, ktoré slúži na diagnostiku zdravotného stavu človeka a na preventívnu diagnostiku - na základe štruktúry a stavu dúhovky oka [3]. Časť odbornej verejnosti sa stavia za, časť proti tejto metóde. Aspoň bude výskum zaujímavejší...

Systém obsahuje vysoko kvalitnú CCD kameru (prípadne digitálny fotoaparát), nastaviteľné osvetľovacie zariadenie umožňujúce vhodne upraviť smer a intenzitu osvetlenia a jemný polohovací mechanizmus pre nastavenie opierky hlavy (Obr. 6). Systém tiež obsahuje PC, či laptop, spolu s monitorom s vysokým rozlíšením. Nevyhnutný je samozrejme diagnostický program umožňujúci spracovať nasnímané obrázky.



Obr. 6: Pohľad na systém Iridoscop

6. ZÁVER

V tomto článku sme vás v stručnosti oboznámili s problematikou, ktorou sa v našom laboratóriu zaoberáme. Okrem riešenia vedecko-technických projektov sa venujeme výuke predmetov zamerania medicínskej elektroniky a tvorivej práci so študentami.

7. LITERATÚRA

- [1] Határ E., Píš P. : *Emergency diagnostic system*, ELITECH '99 - The Second Conference on Electrical Engineering and Information Technology for PhD students.
- [2] Kneppo P., Kužma E., Oravec V., Rosík V. : *Thyreomat - Mikropočítačový systém na hodnotenie funkčného stavu štítnej žľazy pomocou periférnych ukazovateľov*. Lékařská Technika (Čs. Biomed. Inž.), 20, 1989
- [3] Vělehoř J.S. et al. : *Iridodiagnostika - diagnostika chorob z oční duhovky*, 61 str., 2002

MĚŘÍCÍ A ŘÍDÍCÍ TECHNIKA V BIOMEDICÍNĚ

Mgr. Petr Tiefenbach, Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

VŠB-Technická univerzita Ostrava,
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra Měřicí a řídicí techniky
17. listopadu 15, Ostrava Poruba, 708 33
Petr.Tiefenbach@vsb.cz, Marek.Penhaker@vsb.cz

Measurement and control in biomedicine

Studijní zaměření Měřicí a řídicí technika v biomedicině poskytuje studentům specializační kursy (vyučovací předměty) zaměřené na technické principy v přístrojové technice v biomedicínských aplikacích. Jedná se o přístrojovou techniku pro lékařskou praxi, ale i o všeobecné pro aplikace elektrických a elektronických zařízení ve zdravotnictví. Základní rozdělení kursů vychází z rozdělení lékařské přístrojové techniky na přístroje pro diagnostiku a přístroje pro terapii. Jako součást této mezioborové specializace jsou zařazeny kursy biomedicínského minima, které zahrnují také praktickou část výuky v prostředí lůžkových zdravotnických zařízení.

Keywords: Biomedicine, school education,

1. ÚVOD

Zaměření na technické aplikace v biomedicině má na katedře měřicí a řídicí techniky dlouhou tradici. Bylo specifikováno Prof. Pavlem Nevřivou, DrSc. již při založení katedry měřicí a řídicí techniky. Její trvání je tedy shodné s “věkem” fakulty elektrotechniky a informatiky na VŠB Technické univerzitě v Ostravě. Kursy, které tvoří teoretický základ tohoto zaměření, jsou specifikovány v rámci oboru 26-28-8-30 Měřicí a řídicí technika.

Vývoj představ o koncipování zaměření má dlouhou historii. V Československu začal tento vývoj nabývat na konkrétních obrysech již v polovině šedesátých let. První iniciativu přinesl tým Prof. Jindřicha Forejta, který na detašovaném pracovišti elektrotechnické fakulty v Poděbradech vytvořil laboratorní pracoviště, které sledovalo tehdy nový trend základního výzkumu a aplikací elektronických obvodů v medicíně. Záhy se hlavní aktivity přesunuly i do nově vzniklé fakulty elektrotechniky VUT v Brně, kde byla založena katedra lékařské elektroniky. Dokladem o vývoji utváření představ o náplni a zaměření je i to, že toto zaměření bylo společné pro obory sdělovací technika a technická kybernetika.

Dnešní pojetí biomedicínského inženýrství, jak se později studium začalo nazývat, je výrazné interdisciplinární zaměření. Pojem “interdisciplinární” bude chápán v rámci oborů elektrotechnických fakult. Zaměření biomedicínského inženýrství na strojních a stavebních fakultách je výrazně odlišné svým důrazem na strojnické aspekty náplně a zájmem o technologické zpracování konstrukčních materiálů.

V těchto oborech je hlavní oblast tohoto pojetí biomedicínského inženýrství spatřována v oblasti motorických částí zdravotnických přístrojů a zařízení, v konstrukci základního vybavení operačních sálů či vybavení stomatologických klinik. Jeho hlavní činnost spočívá v konstruování dílů, ale i celých zařízení pro podporu chronicky nemocných v nejrůznějších lékařských oborech, kde se často objevují požadavky významné z hlediska farmakologického, hospodaření s vodními režimy, ventilace staveb, zajišťování rozvodů plynů podle požadavků na kvalitu pro chirurgii a podobně.

Interdisciplinární zaměření biomedicínského inženýrství se však týká i oborů samotných elektrotechnických fakult. Předměty zaměření jsou specifikovány v různých elektrotechnických oborech. Jejich začlenění je možné charakterizovat v užším pojetí původní lékařské elektroniky příslušností nejméně do tří skupin: *technická kybernetika*, *sdělovací technika* a *inženýrská informatika*. Dnešní trend vývoje zdravotnických zařízení plně potvrzuje, že toto spojení oborů je plně oprávněné a praxí očekávané.

2. ZAMĚŘENÍ OBORU 26-28-8-30 MĚŘICÍ A ŘÍDICÍ TECHNIKA

Na katedře Měřicí a řídicí techniky FEI VŠB-TU Ostrava, lze kromě zaměření Měřicí a řídicí technika v biomedicině studovat ještě i Průmyslová automatizace a robotika, Informační technologie v řízení, Zpracování multimediálních signálů

Studenti se hlásí do těchto zaměření od pátého semestru. *Povinné* předměty jsou pro všechny společné. Předměty *povinné volitelné* jsou předepsány podle zaměření a volné výběrové předměty jsou zaměřovány na aktuální trendy oboru.

Problematika výuky týkající se našeho zaměření je specifická náplní cvičení v jednotlivých předmětech. V tomto zaměření mezi povinné volitelné předměty patří: *Lékařská propedeutika I. a II.*, *Lékařské terapeutické přístroje*, *Lékařské diagnostické přístroje* a *Speciální zdravotnické přístroje*. Z volných (nepovinných) výběrových předmětů jsou to: *Diagnostické metody (v lékařství)*, *Biokybernetika* a *Zpracování biosignálů*. Tyto předměty jsou vyučovány odborníky z praxe, kteří mají přístup na specializovaná pracoviště. Výuka ve cvičeních je přizpůsobena tomuto prostředí.

Náplň cvičení je koncipována tak, aby studenti přišli co nejvíce do kontaktu s prostředím nemocnic a zdravotnických zařízení i do kontaktu se zdravotnickým personálem. K odborným tématům přednášek je cíleně zpracované cvičení.

Cvičení nabývá tři forem:

- laboratorní úlohy, která se realizuje ve škole,
- demonstračního cvičení na vybraných odborných lékařských pracovištích, tj. ústavech, klinikách, odděleních apod. a
- jako exkurze v některém zdravotnickém, případně i jiném než zdravotnickém zařízení, jako jsou výrobní nebo servisní firmy a podniky.

Největší oblibě se těší a jako velice zajímavé a poučné, hodnotí studenti průběh cvičení formou demonstrace určitého technického zařízení, tj. elektrických zdravotnických přístrojů diagnostických, terapeutických, laboratorních nebo přístrojů speciální zdravotnické techniky, které se uskutečňuje přímo v nemocnici. Studenti na vlastní oči si mohou přístroj prohlédnout, seznámit se s technickými parametry a servisními náležitostmi, technickou dokumentací a obsluhou, včetně demonstrace vlastního vyšetření.

Studenti si mohou ve výjimečných případech sami na sobě provést část některých vyšetření nebo funkci přístroje simulují pomocí simulátorů nebo testovacích zařízení. V mnoha případech je také zajímavý výklad o způsobu vyhodnocování jednotlivých vyšetření např. EKG, EEG, ultrazvuku apod. Samozřejmě, vše se odehrává buď pod odborných dohledem lékaře nebo technika daného pracoviště, případně za přítomnosti externího pracovníka ze zdravotnického zařízení.

3. POVINNÉ VOLITELNÉ PŘEDMĚTY

Předmět *Lékařská propedeutika* je zařazen jako úvodní kurs již ve třetím ročníku v zimním a v letním semestru. Náplní kursu jsou základy jednotlivých systémů lidského organismu, jejich anatomie orgánů a jejich činnost a funkce. Z těchto poznatků jsou odvozovány metody a způsoby vyšetřování orgánů s fyziologickou a s patologickou funkcí. Hlavním cílem je podat co možná nejúplnější obraz o vývoji lékařské vědy v oblasti diagnostiky, překrytí různých příznaků při komplikované diagnóze a možnosti dospět k tzv. diferenciální diagnostické metodě.

Velký důraz je kladen na další předmět *Lékařské diagnostické přístroje*, který je úvodem do problematiky přístrojové techniky. Tento dvousemestrální kurs je zařazen do výuky sedmém a osmém semestru. V zimním sedmém semestru se předmět lékařská elektronika zaměřuje na diagnostickou přístrojovou techniku. V první části jsou cvičení zaměřena na oblast vnitřního lékařství. Studenti jsou seznamováni s typy používaných elektrod po měření EKG, EMG, EEG, EGG a dalšími specializovanými elektrodami.

Další náplní je měření krevního tlaku neinvazivními a invazivními metodami, měření průtoku krve, měření tepové frekvence a oximetrie a základy monitorování v provozu koronární jednotky. Problematika defibrilátorů a kardiostimulátorů je pak doplněna přímou účastí při implantacích kardiostimulátorů na ambulantním sálku interní kliniky.

Ve druhé části pak studenti absolvují demonstrační cvičení měření EEG a jeho vyhodnocování, funkční vyšetření plic a ultrazvukové vyšetření plodu rodičky na porodnicko-gynekologické klinice. Jedno cvičení je pak formou exkurze na pracoviště EEG-Biofeedbacku, kde se studenti seznámí s nejnovější metodou založenou na elektrické a biochemické aktivitě mozku, při níž můžeme ovlivňovat neurofyziologické a psychofyziologické parametry mozkové činnosti neuropsychoterapií, stručně řečeno ovládat své mozkové vlny.

Letní část předmětu *Lékařské terapeutické přístroje* zahrnuje problematiku terapeutických přístrojů od narkotizační a dýchací techniky, chirurgické, kožní a oční lasery, elektrokoagulaci a ultrazvukovou terapii. Zajímavé je demonstrační cvičení na urologii – technika rázové vlny k drcení ledvinových a žlučových kamenů. Na gynekologii – technika nízkých teplot tzv. kryokauterizace.

Na návštěvě oddělení nukleární medicíny se studenti seznamují s terapií pomocí radioizotopů – scintigrafickým vyšetřením a komplexním matematickým zpracováním radionuklidové ventrikulografie, což je vizuální hodnocení snímků z fázových scintigrafických obrazů vyšetřovaného orgánu. Na oddělení lékařské rehabilitace se pak seznamují s nízkofrekvenční, vysokofrekvenční a mikrovlnnou terapií, magnetoterapií, diatermií, laserovou terapií a ostatními léčebnými zařízeními.

K nejzajímavějším tématům přednášek a cvičením patří tři návštěvy centrálních operačních sálů, kde se studenti vedle základního přístrojového vybavení seznámí s celým jejich technickým zázemím, které je základním předpokladem k zajištění jejich provozu. Jedno cvičení je pak vyhrazeno k individuální návštěvě zajímavého operačního zákroku, nejčastěji kardiokirurgického nebo neurochirurgického.

Na závěr celého semestru se seznamují s provozem na pracovišti rychlé záchranné a letecké služby v areálu nemocnice. Zde studenti mohou vidět miniaturizaci všech pro ně již známých přístrojů základních životních funkcí, kterými jsou vybaveny sanitní vozy a virtuální rychlé záchranné pomoci.

Třetím povinným volitelným předmětem, který probíhá v jednom semestru pátého ročníku studia je *Speciální zdravotnické přístroje*. Úvodní přednášky a cvičení jsou zaměřeny na techniku endoskopickou, mikroskopickou, oftalmologickou a sterilizační techniku. Připraveny jsou již podklady na zařazení techniky hemodialyzační.

Ve cvičeních je demonstrováno několik typů endoskopických přístrojů užívaných v diagnostice a terapii, seznamují se s vyšetřovacími metodami světelné mikroskopie až po elektronový mikroskop. Z oftalmologie si mohou sami vyzkoušet základní vyšetření zraku oftalmologickými přístroji. Zařízení sterilizační techniky si studenti mohou prohlédnout v rámci exkurze na nejmodernějším pracovišti centrální sterilizace v ČR ve FN v Ostravě. Následující tři týdny výuky se studenti seznamují s technikou magnetické rezonance, počítačové tomografie a angiografie.

Další blok témat je zaměřen zobrazovací metody v lékařství. Základem kursu je teorie obrazu, matematické operace pro zpracování obrazu, získávání a zobrazování obrazu z pohledu PC, lineární transformace i číslicová filtrace obrazu. Tato problematika je pak zakončena vypracováním semestrálního projektu zaměřeného na televizní zobrazovací systémy, na problematiku snímání, zobrazování a vyhodnocování obrazů, dále na televizní snímací prvky, displeje a termovizní snímací kamery.

4. VÝBĚROVÉ PŘEDMĚTY

Diagnostické metody v medicíně jsou jednosemestrálním předmětem, kde se studenti seznamují se základní problematikou biochemických, hematologických, cytologických a imunologických diagnostických metod, dále elektrofyziologickými a rentgenologickými metodami. K tomu pak probírají diagnostické metody v jednotlivých oborech, jako je kardiologie, neurologie, oftalmologie, ORL, gastroenterologie, onkologie a další obory.

Biokybernetika je název jednosemestrálního předmětu, jehož základním obsahem jsou obecné principy vzniku, přenosu, zpracování a uchování informací ve složitých živých systémech. Zabývá se také modelováním biologických systémů a obecnými zákonitostmi způsobů jejich řízení za fyziologických a patologických podmínek. Dosavadní učební osnova zahrnuje část teoretickou zabývající se fyziologickými principy, strukturou organismů, buňkou, biologickými membránami a termodynamikou biologických struktur.

V praktické části jsou objasňovány mechanismy transportu přes biologické membrány, membránová napětí, proudy, metody měření a analýzy a dále modelování chemických a biologických dějů. Na to navazuje část s tematikou, která se zabývá neurofyziologií, nervovým systémem, genetickými informacemi, regulačními mechanismy srdce, cévním, dýchacím, pohybovým, smyslovými a senzorickými systémy. V závěru pak náhradami orgánových funkcí.

Ve cvičeních si studenti demonstrují vyšetření plic a změn klidové plicní ventilace na vybrané vnější podněty, absolvují zátěžový test ve funkční laboratoři kardiopulmonální diagnostiky, měří prokrvení periferie končetin pomocí laserové fotopletysmografie s demonstrací změn průtoku krve v závislosti na změnách vnějšího prostředí (nízká a vysoká teplota). Dále absolvují audiometrická vyšetření s vysvětlením akustického vjemu, jeho vnímání, regulací a kvantifikací.

Při návštěvě pracoviště technické ortopedie provádějí studenti měření svalových potenciálů horních končetin a seznamují se s konstrukcí a funkcí myoelektrických protéz. Ve FN na genetickém oddělení poznávají základní modely přenosu genetické informace a širokou

problematiku genetiky člověka. Z části je výuka v tomto předmětu doplňována několika odbornými videoprogramy, které jsou k dispozici ve videotéce školy.

Předmět *Zpracování biosignálů* obsahuje témata zahrnující zpracování biosignálů, jejich statistických charakteristik, sběru a předzpracování biologických dat, spektrální analýzy, topografického mapování mozkové, svalové a srdeční aktivity, metody automatické klasifikace, detekce atd., až po problematiku neuronových sítí.

5. SPOLUPRÁCE S NEMOCNICEMI

Fakulta elektrotechniky a informatiky má prostřednictvím naší katedry Měřicí a řídicí techniky uzavřenou dohodu o vzájemné spolupráci s Fakultní nemocnicí v Ostravě, v rámci které se uskutečňují cvičení přímo v prostorách nemocnice. Vedle FN mohou navštěvovat naši studenti také jiná zdravotnická zařízení, mezi která patří Městská nemocnice, Krajská hygienická stanice a pracoviště technické ortopedie.

Zde všude se studenti dostávají na zdravotnická pracoviště, jako jsou laboratoře, ambulance, speciální vyšetřovny, ambulantní a operační sály, ale také do technických provozů, jako centrálního technického dispečinku a podobně. Zde se seznamují s technickým zajištěním provozu i celým systémem organizace centrálních operačních sálů. Mají možnost vidět pracoviště pro zajištění energií i například centrální rozvody lékařských médií a vzduchotechniky.

Díky spolupráci s nemocnicemi a zdravotnickými zařízeními se naši studenti učí v praxi znát bezpečnostní a hygienické předpisy, pracují se zařízeními pro dezinfekci a sterilizaci lékařských nástrojů i oděvů. Zkrátka, přijdou do kontaktu se vším, co úzce souvisí s provozem a zázemím operačních sálů a poznávají podrobně prostředí, ve kterém jsou lékařskými zákroky prováděných speciální zdravotnickou technikou.

6. ZÁVĚR

Podle dosavadních zkušeností je zřejmé, že zaměření nazvané “Měřicí a řídicí technika v biomedicíně” představuje životaschopnou alternativu k průmyslovým aplikacím oboru “Měřicí a řídicí technika”. Nabídka předmětů v zaměření je pro potřeby klinických pracovišť i pro studenty zajímavá a atraktivní. Svědčí o tom i každoroční zájem zhruba deseti až patnácti studentů, kteří se rozhodnou toto zaměření studovat.

Přestože je v tomto zaměření obtížnější nalézt pracovní místo, které by mělo náplň práce stejnou jako toto zaměření, je to studium přínosné. Nabyté vědomosti se uplatní i v podnicích, ve kterých není hlavním cílem zdravotnická péče. Každoročně provádíme anketu mezi studenty přihlášenými do našeho zaměření. Zajímá nás otázka: “Proč jste se rozhodl(a) pro studium v zaměření Měřicí a řídicí technika v biomedicíně?” Ve většině případů zní odpověď: “Proč ne?”

**BIOMEDICÍNSKE INŽINIERSTVO
NA
TECHNICKEJ UNIVERZITE V KOŠICIACH**

Prof. Ing. Jozef Živčák, PhD., Prof. Ing. Dušan Šimšík, PhD.

Technická univerzita Košice
Strojnícka fakulta
Ústav špeciálnych technických vied
Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva
Letná 9, 042 00 Košice, Slovensko
Jozef.Zivcak@tuke.sk, Dusan.Simsik@tuke.sk

**BIOMEDICAL ENGINEERING AT TECHNICAL UNIVERSITY OF
KOŠICE**

Following subscription is proceeding about Biomedical Engineering, as the field of study existing at the Technical University of Košice, as well about scientific and research activities as educational possibilities at post gradual study and building-up the skills with the habilitation and inauguration for professor in the given field of study.

Keywords: Biomedical Engineering

1. ÚVOD

Genéza vývoja biomedicínskeho inžinierstva na Strojníckej fakulte v Košiciach sa začala v r. 1985 v spolupráci s koncernom Chirana Stará Turá ako spoločenská objednávka s podielom na základnom a aplikovanom výskume.

Keďže vedecko - výskumná základňa koncernu Chirany bola prevedená vo VUZT – Brno z programu pre celú Československú republiku, bolo jasné akých vysokoškolských inžinierov a teda z akých zameraní potrebuje.

Pre obsahovú náplň študijných programov to bola veľká pomoc ku ktorým bola vytvorená báza praktického režimu vytvorením pobočky VUZT – Košice ako dcéry VUTZ – Brno.

Výchova študentov bola vedená v rámci diferencovaného štúdia pod názvom "Automatizácia zdravotníckych prevádzok". Rozvojom koncernu v rámci vedy a výskumu a konzultačným zázemím zo zahraničím r.1992 došlo k zmene formy štúdia na denné a názvu na "Zdravotnícke inžinierstvo".

Vedecko - výskumná činnosť bola rozšírená aj o klinický priestor, kde dochádza k mnohým aplikáciám výsledkov. Personálne došlo k zvýšeniu kvality pracovníkov formou vzdelávania v rámci stážových pobytov v zahraničí (USA, Japonsko, Belgicko, Poľsko atď.), ako aj v rámci vedeckej prípravy.

Na základe prezentovaných výsledkov práce pracovníkov odboru, ako aj spolupráce domácej a zahraničnej v r. 1997 došlo k akreditácii "Biomedicínskeho inžinierstva", kde boli súčasne udelené aj práva pre výchovu doktorandov v odbore "Bionika a Biomechanika".

K zvyšovaniu systémového usporiadania Biomedicínskeho inžinierstva došlo v r. 2001, kde Strojnícka fakulta v Košiciach získala práva habilitácie a inauguračného pokračovania v odbore "Biomedicínske inžinierstvo".

2. VÝVOJ BIOMEDICÍNSKEHO INŽINIERSTVA

Oblasť vývoja môžeme rozdeliť do dvoch častí:

- pedagogickej,
- vedecko - výskumnej.

V rámci pedagogickej činnosti sme vychádzali z potrieb a profilu absolventa, kde boli sledované dve cieľové funkcie:

- získať teoretické znalosti a nadobudnúť praktické skúsenosti tak, aby absolvent bol partnerom pre lekára,
- využiť možnosť autoprofilácie štúdia cestou voliteľných predmetov pre oblasť:
 - klinického inžinierstva
 - rehabilitačného inžinierstva
 - lekárskej techniky
 - lekárskej informatiky

Keďže ide o interdisciplinárny priestor štúdia, kde je potrebná participácia aj iných odborníkov ako sú na materskej fakulte, preto na pedagogickej činnosti sa podieľajú pracovníci Fakulty elektrotechniky a informatiky TU v Košiciach, Hutníckej fakulty TU v Košiciach, Lekárskej fakulty UPJŠ v Košiciach, Trenčianskej univerzity A. Dubčeka v Trenčíne.

Zo zahraničných partnerov sú to predovšetkým pracoviská z UC Dablin – Írsko, Univerzita Gent – Belgicko a PT Bialystok – Poľsko.

Kooperácia a zvyšovanie úrovne študentov je zabezpečené štúdiom na zahraničných partnerských pracoviskách v Írsku, Belgicku a Poľsku formou programov CEPUS a SOCRATES ERAZMUS. Ide o recipročné študijné pobyty, ktoré sú kompatibilné s obsahom a rozsahom prednášanej látky vzájomne započítateľnej.

Mimoriadne pozitívne výsledky práce študentov sú zaznamenávané vo forme výučby na klinických pracoviskách a pracoviskách Slovenského metrologického ústavu, ide o tzv. konkrétne prezentácie teoretických vedomostí implementovaných do praktických riešení.

Konkurencie schopnosť prác študentov sa hodnotí v rámci tzv. verejných obhajob semestrálnych prác, formou ŠVČ doma a zahraničí a národnými súťažami renomovaných firiem Slovenska (Cena Wener Siemens za r. 2000).

Úroveň prednášanej problematiky je dekomponovaná v laboratórnom priestore a to:

1. vlastných laboratórií

- Laboratórium pohybovej analýzy
- Laboratórium biomedicínskeho inžinierstva
- Vývojové dielne

2. spoločných laboratórií s klinickou praxou

- Laboratórium rehabilitačného inžinierstva
- Laboratórium snímacích systémov

3. laboratória projektu EU – TEMPUS

- Laboratórium bezbariérových prostredí (BBC)

Počet absolventov od r. 1985 do r. 1992 bol priemerne 8/rok a od r. 1992 doteraz sa ich počet pohybuje okolo 10/rok.

Uplatnenie nachádzajú v explicitnom priestore praxe a výskumu ako aj v príbuzných odvetviach podľa potrieb a kreativity jedinca.

V rámci vedecko-výskumnej činnosti pracovníci odboru "Biomedicínske inžinierstvo" sa podieľajú na štyroch formách a to v rámci:

- zahraničných projektov (Tempus, Spoločne riešených projektov)
- domácich projektov VEGA
- domácich projektov KEGA
- hospodárskej činnosti

Výsledkom riešení sú realizačné výstupy ako sú:

- laboratórium bezbariérových prostredí
- spoločné laboratóriá s klinickou praxou
- originálne práce publikované na domácich a medzinárodných konferenciách a v renomovaných karentovaných a nekarentovaných časopisoch
- kvalifikačné práce ako sú:
 - inauguračné
 - habilitačné
 - doktorandské

3. BUDÚCNOSŤ BIOMEDICÍNSKEHO INŽINIERSTVA

Vychádza z kompatibilných cieľov svetovej úrovne v oblasti edukácie, výskumu, potrieb a možností vlastnej krajiny.

V roku 2002 bol prijatý zákon o študijných odboroch, ktoré sú porovnateľné s členskými krajinami EU.

Biomedicínske inžinierstvo patrí do uvedenej databázy vo všetkých formách štúdia, to znamená že ide o garantované formy personálnym zázemím vlastných pracovníkov fakulty a odboru v:

- bakalárskom štúdiu (portfólio z odboru strojárstva, mechatroniky a iných odborov)
- magisterskom štúdiu
- doktorandskom štúdiu
- habilitačné a inauguračné pokračovania

Ako už bolo uvedené pracovisko má právo obhajoby doktorandského štúdia aj v už akreditovanom odbore "Bionika a biomechanika".

V tom istom roku 2002 zákonom bola stanovená systematizácia pracovných miest a teda na odbore Biomedicínske inžinierstvo uvažujeme dva študijné programy:

- Biomedicínske inžinierstvo
- Rehabilitačné inžinierstvo

čo je viazané na počet profesorov s úväzkom 1,0 a systematizovaným pracovným miestom. V súčasnom období na odbore sú systemizovaní 2 profesori, 2 docenti a 3 miesta OA, ďalej v odbore Bionika a biomechanika:

- v internej forme školíme piatich doktorandov
- v externej forme školíme deviatich doktorandov

Ďalší rozvoj odboru vidíme v nasledovných oblastiach:

- v rámci medzinárodných integrovaných projektov so zapojením do 6.RPEU.
- v účasti na zahraničných pobytoch študentov a zamestnancov.
- v budovaní špičkových laboratórií.

4. ZÁVER

Biomedicínske inžinierstvo patrí medzi interdisciplinárne odbory, jeho úroveň sa preto bude zvyšovať len za predpokladu silnej spolupráce predovšetkým pracovísk zo Žiliny a Bratislavy, ako aj zahraničných partnerov hlavne susednej Českej republiky a ostatných.

Ide o perspektívny odbor, ktorý humánne prispieva ku kvalite života. V uvedenom príspevku bola snaha priblížiť laickej ale hlavne odbornej verejnosti pracovisko, ktoré sa uvedeným problémom zaoberá už viac ako 15 rokov.

Ctenú odbornú verejnosť prosíme o námety a pripomienky s cieľovou funkciou rozvoja a kvality odboru Biomedicínske inžinierstvo.

5. LITERATÚRA

- [1] ŠIMŠÍK D., ŽIVČÁK J.: *Educatiom Of Engineers In Rehabilitation. Rehabilitation Engineering – United Nations New York And Geneva*, 1995, ISBN92-1-116595-4, pp. 83-85, ISSN 1063-1674, publikácia OSN.
- [2] Šimšík D., Živčák J.: *História, súčasnosť a budúcnosť odboru biomedicínske inžinierstvo*, Acta Mechanica Slovaca 2/2002, Trendy rozvoja BMI, pp. 3-10, ISSN 1335-2393.
- [3] Šimšík D., Živčák J., Galajdová A.: *Korpus znalostí biomedicínskeho inžinierstva*, Acta Mechanica Slovaca 2/2002, PRINCIPIA CYBERNETICA, pp. 257-264, ISSN 1335-2393.
- [4] Živčák J.: *Modulárne snímacie systémy niektorých fyziologických stavov človeka*, Habilitačná práca, Košice 1996.
- [5] Živčák J.: *Príspevok k rozvoju biomechanických a senzorických systémov v biomedicínskom inžinierstve*, Inauguračná práca, Košice 2001.

VĚDA, VÝZKUM A APLIKACE V PRAXI

ENDOSKOPICKÝ SNÍMAČ PRO SNÍMÁNÍ KOSTNÍ REMODELACE

Ing. Vladislav Bezouška

Katedra elektrotechniky a automatizace ČZU TF v Praze
Kamýcká 129, Praha 6, 16000.
Bezouska@tf.czu.cz

The Endoscopy Sensor for Monitoring of Bone-remodelling

The short review of optical fiber sensors for using in medicine is presented, especially for endoscopy methods of examination. The principle of scanning and interesting technical and structural parameters are marked for selected type of sensors, too. The experimental project, that is focused on developing bone-remodelling sensor, is presented in the next part. In connection with presented project is introduced the measurement of bloods attenuation characteristics and reflectance of bone tissue. The estimation of blood attenuation versus wave length and blood thickness were the aim of measuring. The reflectance properties of bone tissue versus wave length were measured, too. The design of measuring probe, measuring method and equipment are described. The result is system of spectral characteristics, that was measured out in blood optical environment with pig blood.

Keywords: bone-remodelling, endoscopy sensors, blood properties, attenuation characteristics, reflectance of bone.

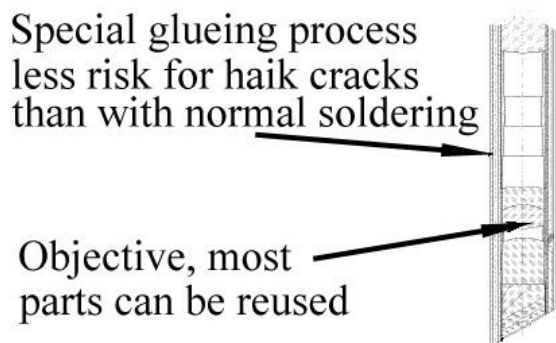
1. ENDOSKOPICKÉ SNÍMAČE

Endoskopie je metoda získávání obrazu z těžko dostupných míst uvnitř organismu. [1] uvádí dvě základní principiální uspořádání. Mikrokamera tvořená CCD snímačem a mikroobjektivem je na zaváděcím konci endoskopu. Osvětlení je zajišťováno světlovodem. Nevýhodou je větší průměr zaváděcího konce. U druhého uspořádání je zaváděcí konec tvořen dvěma světlovody – jeden zajišťuje osvětlení, druhý odvádí obraz ke vzdálenému CCD článku. U některých endoskopů (např. gastroskopů) jsou v zaváděcí trubici další funkční prvky tj. přívod vzduchu, odsávání, proplachování. Průměry endoskopů se pohybují od 6mm používaných v pulmologii a chirurgii přes 3,5mm v otolaringoskopii po 1,2mm u moderních endoskopů. Dalším principem, který se uplatňuje v endoskopickém snímání je metoda OCT (Optical Coherence Tomography). OCT využívá koherentního světla k osvětlení tkáně a měření odraženého světla jako funkce času nebo vzdáleností v různých směrech příčného průřezu. Konkrétní uspořádání uvádí např. [2]. Optické měření vzdálenosti je realizováno opto-vláknovým Michelsonovým interferometrem. Jako zdroj záření byla použita dioda emitující záření o vlnové délce 1300nm. Zaváděcí katetr o průměru 1,1 mm sestává z optického vlákna, GRIN čočky umístěné proti čelu vlákna, hranolu a průhledné koncovky, která uzavírá všechny optické prvky. Optické prvky včetně vlákna jsou vloženy v pouzdře ve kterém se mohou volně otáčet. Otočná část snímače byla napojena na motor se snímačem úhlu natočení hřídele. Úhel natočení katetru je pak svázán se souřadnicí skenovaného bodu. Prototyp přístroje byl použit pro skenování cévní dutiny „in vitro“.

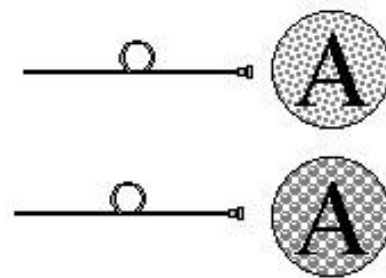
Hlavními uživatelskými parametry endoskopů jsou zorný úhel od snímacího čela, průměr zaváděcího konce, pohyblivost a pracovní délka.

Z hlediska mechanické konstrukce se medicínské endoskopy dělají s pevným koncem tzv. rigidní obr.1 (např. artroskopy, laparoskopy..) a s flexibilním zaváděcím koncem (např. gastroskopy).

Duté jádro rigidního endoskopu, které je tvořené optickou soustavou, přenáší obraz do okuláru případně na kameru, nebo je obraz, přes svazek optických vláken veden na vzdálenou snímací kameru. Osvětlení scény je zajišťováno optickými vlákny rozmístěnými na perimetru optické soustavy.



Obr.1: Ukázka uspořádání konce rigidního endoskopu [3]



Obr.2: Přenos obrazu „I“ svazkem [3]

Flexibilní endoskopy využívají k přenosu obrazu optických vláken nebo přímo miniaturní kamery umístěné na distálním konci. K přenosu optickými vlákny se využívá orientovaný „Y“ svazek s různě opticky upraveným snímacím čelem. Nejobvyklejší uspořádání je snímací část svazku uprostřed s transformační optikou a osvětlovací část svazku rozmístěna na perimetru. Osvětlovací část svazku může být umístěna také vedle (rovnoběžně) snímací části s optikou. Průměry svazků Quartz 0,5 – 1,4mm dosahují rozlišení 3000-10000 pixelů (dle průměru svazku) viz. ilustrační obr. 2.

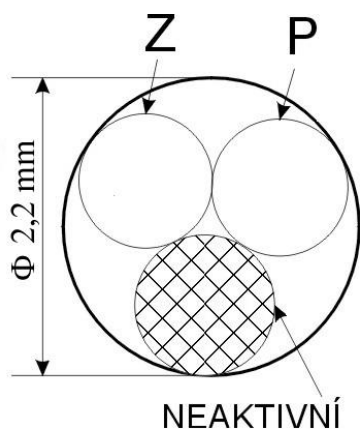
2. SNÍMAČ PRO SNÍMÁNÍ KOSTNÍ REMODELACE

Do skupiny endoskopických snímačů patří také vyvíjený snímač pro snímání průběhu kostní remodelace. Od požadavků na běžné endoskopické vyšetření se snímač liší především požadavkem na dlouhodobé snímání (cca měsíce) a požadavkem na současné snímání napjatosti kosti.

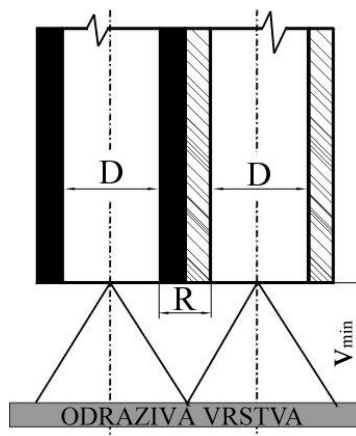
Cílem je navrhnout kombinovaný senzor, který by měřil mechanické napětí v kostní tkáni a současně snímal prostorové změny rozložení kostní tkáně v místě měření deformací. Napjatost bude měřena tenzometry přes deformační element implantovaný do kosti. Kolem deformačního elementu jsou rozmístěna snímací a osvětlovací optická vlákna. Snímací vlákna snímají prostorové rozložení jasu na kostní tkáni. Protože tento proces remodelace kostní tkáně probíhá pouze v živé tkáni, bude také senzor pracovat v tkáni „in vivo“. Prezentovaný projekt je ve stavu dokončení výroby snímače přičemž proběhlo několik pokusů s prototypy orientovaných svazků „in vitro“.

Cílem měření spektrálních charakteristik krve samotné a jednoduchého modelu kostní remodelace bylo získat výchozí parametry pro konstrukci výše popsaného snímacího zařízení tj. útlum záření v modelovém prostředí. [4], [5] uvádí vhodné vlnové délky pro minimální útlum záření v prostředí tvořeném krví, ale z hlediska snímání remodelace bylo potřeba získat útlumové charakteristiky celého systému kost-krev.

Jako snímač spektrálních char. byla navržena sonda na bázi optických vláken, která principiálně i uspořádáním odpovídá konstrukci snímače remodelace. Sonda byla vyrobena z SI optických vláken o průměru cca 600 μ m a polymerovým claddingem. Vlákná byla vlepena do ocelové trubičky o průměru 2,2 mm viz obr. 3.



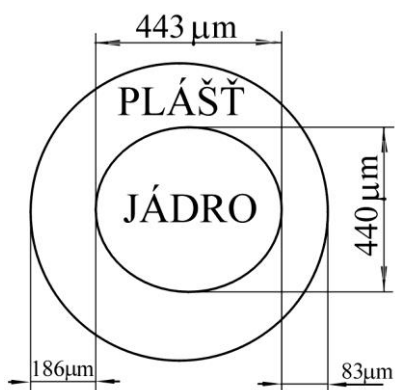
Obr.3: Uspořádání měřicí sondy



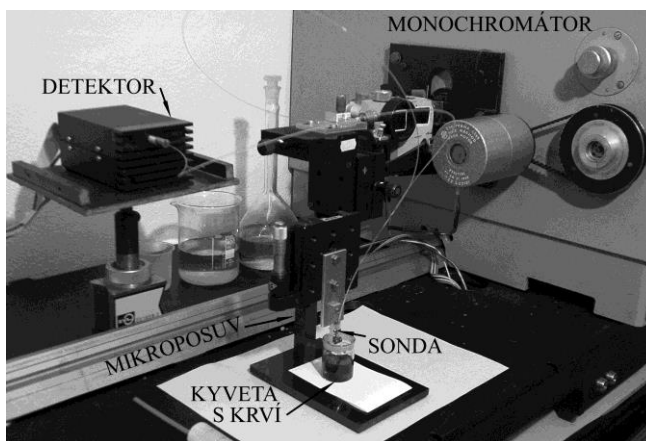
Obr.4: Geometrie měřicí sondy

Třetí „slepé“ vlákno slouží k fixaci aktivní dvojice Z-zářič, P-přijímač. Polymerový cladding byl odstraněn chemicky a čela vláken byla zabroušena.

Geometrie sondy je na obr. 4., kde v_{\min} je minimální vzdálenost odrazné plochy, D je střední průměr jádra světlovodu, R je interval ve kterém se mění vzdálenost jader v závislosti na chybě osové symetrie jádra a claddingu. Chyba osové symetrie byla měřena mikroskopem viz obr. 5.



Obr.5: Měření chyb symetrie



Obr. 6: Uspořádání měřicí sestavy

Pro NA (numerickou aperturu) platí:

$$NA = \sin \alpha = \frac{\sqrt{n_j^2 - n_c^2}}{n_p} \quad (1)$$

$$v_{\min} = \frac{D + R}{2 \cdot \text{tg} \alpha} \quad (2)$$

kde α je úhel akceptančního kužele k ose vlákna, n_j je index lomu jádra, n_c je index lomu claddingu a n_p je index lomu prostředí.

Útlum rovnoběžného svazku monochromatického záření při průchodu homogením prostředím závisí v nejjednodušším případě na tloušťce vrstvy d a koeficientu absorpce K podle Lambert-Bouguerova zákona:

$$I = I_0 \cdot e^{-K \cdot d} \quad (3)$$

Ve složitějším případě lze uvažovat vícenásobné odrazy od rozhraní absorpční prostředí - okolní látka, která absorpční prostředí vymezuje, nicméně se stále jedná jen o teoretické přiblížení skutečnosti a značně se též komplikuje měření. Pro účel měření byla zvolena nejjednodušší metoda měření, která nebere v úvahu vliv odrazu na rozhraní a nespĺňuje požadavek rovnoběžného svazku záření. Z těchto důvodů byly výsledky měření vyhodnocovány relativně.

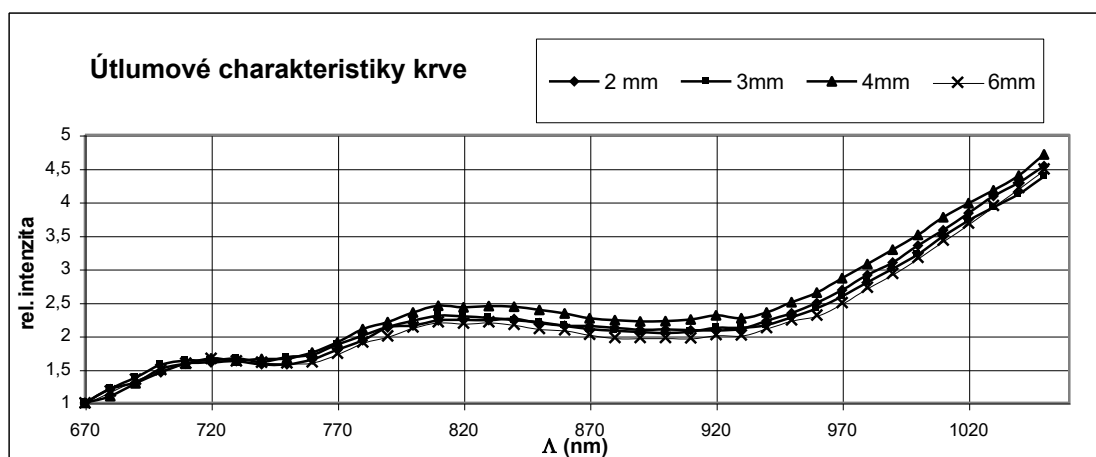
Uspořádání měřicí sestavy je na obr. 6. Jako zdroj světla byl použit monochromátor CarlZeiss/Jena, řízený mikroprocesorovou jednotkou. Sonda je připevněna k mikroposuvu, který umožňuje měnit vzdálenost od odrazivé plochy. Odrazivá plocha je umístěna v kyvetě. Přijímací vlákno je přivedeno k polovodičovému detektoru záření. Detektor je synchronizován s rotační clonou monochromátoru, která umožňuje diferenční kompenzaci vnějšího osvětlení. Toto uspořádání se používá na pracovišti ÚRE AV pro měření přenosových char. optických vláken.

Jako optické prostředí tj. náplň kyvety, byla použita prasečí žilní krev stabilizovaná heparinem, která je podobná lidské.

Metoda měření vychází z měření útlumu optických vláken. Monochromátor řízený počítačem prochází zvolené frekvenční pásmo záření. Detektor snímá a zprůměruje 15 hodnot pro každou zvolenou vlnovou délku a výsledek uloží do souboru. Měření bylo prováděno pro různé vzdálenosti čela sondy od odrazivé plochy. Jako odrazivé plochy byly použity: ideálně lesklý povrch pro měření útlumu samotné krve a zbrúšený vzorek kompaktní kosti pro měření útlumových char. jednoduchého modelu snímání procesu remodelace a k odhadu odrazivých vlastností kostní tkáně. Vzorek 2x2cm kostní tkáně byl vyříznut z diafýzy femuru prasety a zabroušen do roviny. Měření bylo prováděno jednou na vzduchu a jednou s krví, aby bylo možno kompenzovat útlum sondy.

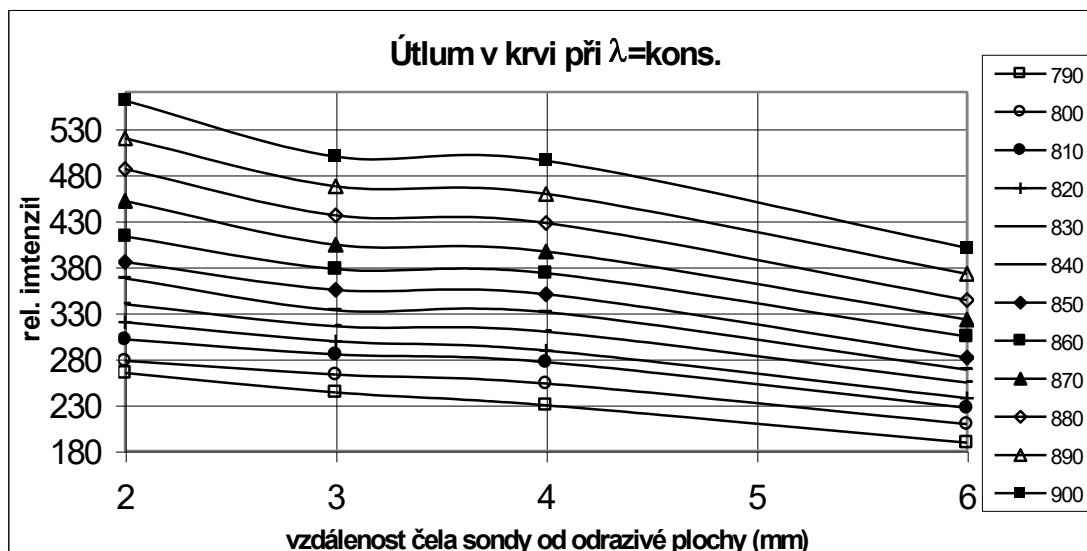
3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Na obr. 7 je spektrální útlumová charakteristika samotné krve. Údaj relativní intenzity je kompenzován měřením na vzduchu a vztažen k vlnové délce 670 nm. Charakteristika udává kolikrát je menší útlum záření oproti útlumu záření o vlnové délce 670 nm. Z charakteristik je patrné, že nejmenší útlum je kolem vlnové délky 820nm a dále nad 950nm. Větší vlnové délky se pro navrhované zařízení nehodí kvůli CCD snímači.



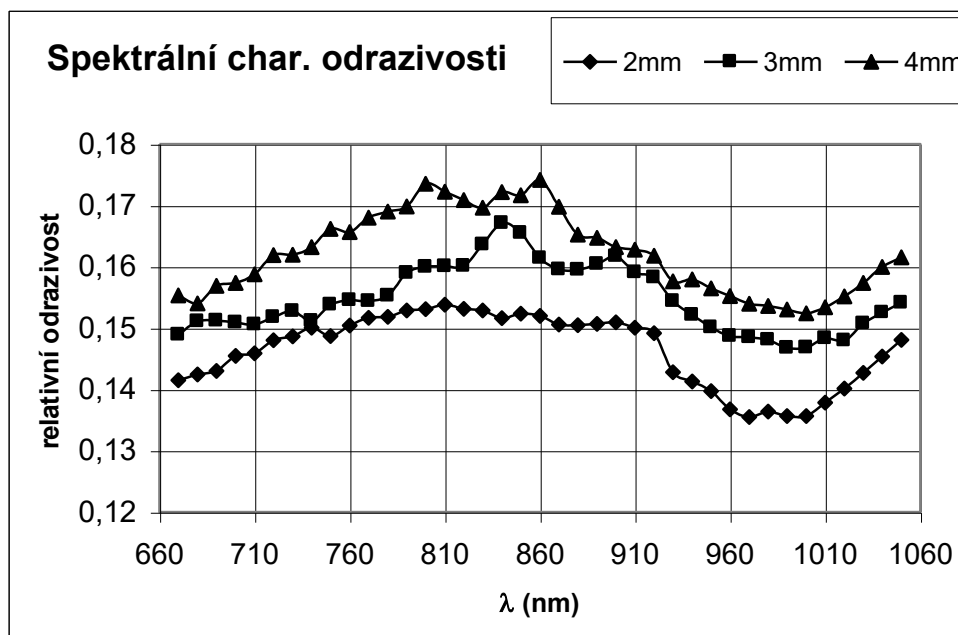
Obr.7: Spektrální útlumové charakteristiky krve

Na obr. 8 jsou útlumové charakteristiky krve v závislosti na vzdálenosti čela sondy od ideální odrazivé plochy, při konstantních vlnových délkách. Z charakteristik je vidět, že směrem k vyšším vlnovým délkám se zvětšují relativní přírůstky intenzity.



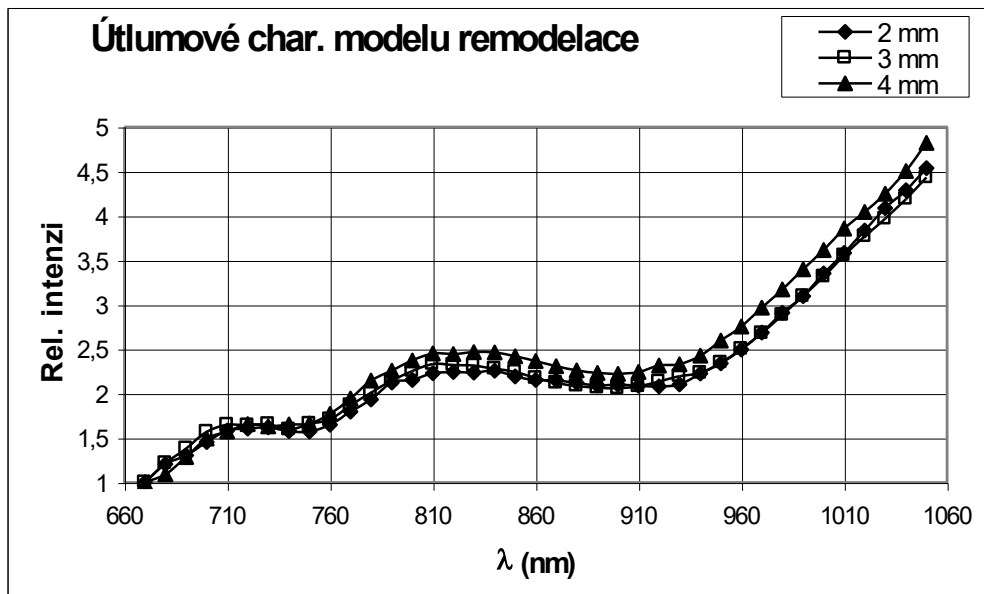
Obr. 8: Útlumové charakteristiky krve v závislosti na tloušťce krevní vrstvy

Na obr. 9 jsou charakteristiky odrazivosti kompaktní kostní tkáně v závislosti na vlnové délce. Z průběhů je vidět že se relativní odrazivost s vlnovou délkou významně nemění. Pro různé vzdálenosti jsou průběhy podobné. Chyby v podobnosti průběhů jsou způsobeny nehomogením rozložením koeficientu odrazivosti vzorku, který byl při každém měření přiložen jinak. Nejmenší útlum je opět v oblasti 820 nm.



Obr. 9: Odrazivost kostní tkáně v závislosti na vlnové délce

Na obr. 10 jsou útlumové spektrální charakteristiky celého modelu remodelace. Porovnáním charakteristik s průběhy na obr. 7 se potvrzuje malý vliv odrazivosti kosti na celkový útlum v závislosti na vlnové délce.



Obr.10: Spektrální útlumové charakteristiky modelu remodelace

4. ZÁVĚR

Endoskopické snímače a nové endoskopické metody snímání mají s novými technologiemi další možnosti využití v klinické praxi i ve výzkumných problémech. Jedním takovým problémem je také bližší pochopení průběhu remodelace a determinant, které ho ovlivňují. V souvislosti s výzkumem průběhu remodelace byl představen projekt pro návrh endoskopického opto-vláknového snímače. Měřením byly zkoumány optické vlastnosti prostředí jednoduchého modelu remodelace. Z naměřených útlumových charakteristik byla zvolena nejvhodnější vlnová délka 820nm pro návrh zdroje endoskopického snímače. Dále byl prokázán zanedbatelný vliv koeficientu odrazivosti kompaktní kostní tkáně na celkový útlum. Útlumové charakteristiky rovněž umožňují odhadnout potřebný výkon zdroje. Vývoj snímače bude pokračovat zkouškami "in vitro" a po jejich úspěšném zvládnutí bude snímač implantován do diafýzy femuru prasete "in vivo".

Poděkování: projekt byl podpořen ÚRE AV, GAČR GA106/00/1464

5. LITERATURA

- [1] Svatoš J. : Zobrazovací systémy v lékařství, skriptum ČVUT, Praha 1993.
- [2] Tearney G. J., Boppart S. A., Bouma B. E., Brezinski M. E., Weissman N. J., Southern J. F., Fujimoto J. G.: Scanning single-mode fiber optic catheter–endoscope for optical coherence tomography, OPTICS LETTERS , Vol. 21, No. 7, p. 543-545, 1996.
- [3] Schölly GmBh. (2001): Sales, service and training – Medical, Denzlingen, SRN.
- [4] Wagnieres G., Cheng S., Zellweger M., Utke N., Braichotte D., Ballini J.-P., van den Bergh H.: An optical phantom with tissue-like properties in the visible for use in PDT and fluorescence spectroscopy, Phys. Med. Biol, vol.42, p. 1-12, 1997.
- [5] Waynant R. W., Chenault V. M. (1997): Overview of Non-invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techniques to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus, IEEE LEOS Newsletter, vol. 12, num. 2, p. 3-6, April 1998.

DIGITÁLNÍ ZOBRAZENÍ A KOMUNIKACE V MEDICÍNĚ MEZINÁRODNÍ STANDARD - DICOM 3.0

Ing. Petr Čermák, Ph.D.

U panského dvora 7, 74601, Opava, Tel: 607837508

cermakpe@volny.cz

Digital Imaging and Communication in Medicine

World-wide extension of The Imaging medical systems and their manufacturers cause ACR and NEMA to create protocol DICOM 3.0. This protocol solves main question of transferring, showing and archiving images independent on manufacturer. This paper describes data structures, SOP classes, presentation images on CRT or LCD include print on the DICOM printing devices. Next topic is Dicom message exchange on TCP/IP and archiving on CD-ROM, DVD a MOD.

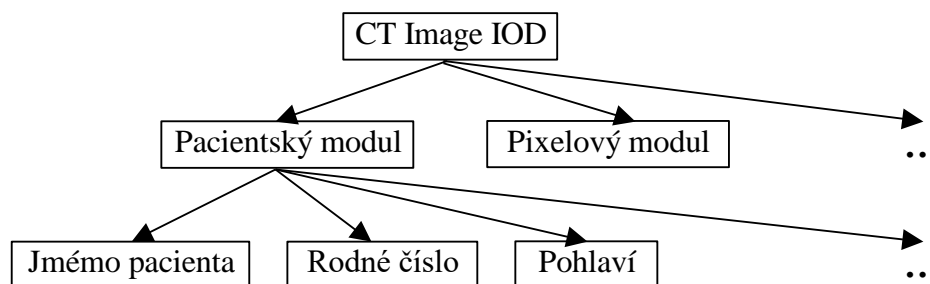
Keywords: DICOM, protocol, modality, SOP class, IOD, communication, DIMSE, TCP/IP

1. ÚVOD

V 70-Létech započal velký rozvoj počítačové tomografie následovaný rozvojem magnetické resonance. Tyto akviziční systémy produkovaly digitální obrazy, které byly digitálně zpracovávány, ukládány, a posílány po síti do jiných systémů a pro tištěny na film. Začaly vznikat první PACS systémy – obrazové archivační a komunikační systémy. Se zaváděním těchto systémů do klinické praxe a s přenosem digitálně zpracovaných obrazů se objevily problémy s kompatibilitou u různých výrobců. Proto Americká radiologická společnost a Asociace výrobců elektrických zařízení začala pracovat na vytvoření protokolu pro obrazové systémy v medicíně. Prvním standardem byl ACR/NEMA 1.0 (1985), který neměl implementovanou síťovou podporu. Jeho druhá verze ACR/NEMA 2.0 (1988) měla implementovanou komunikaci přes 50 pin Point-to-Point konektor. V roce 1992 na základě spolupráce ACR/NEMA a největších výrobců medicínských zařízení vzniká protokol DICOM 3.0, který má síťovou podporu TCP/IP. V roce 1998 je do standardu zahrnut „Conformance statement“, což je prohlášení, kterým každý výrobce deklaruje podporované funkce, SOP třídy a komunikační parametry protokolu DICOM 3.0.

2. DATOVÉ STRUKTURY, SOP TŘÍDY

Dicom protocol je založen na objekové filozofii. Datovou částí objektu v DICOMu rozumíme IOD – informační definici objektu. IOD se skládá z modulů povinných a volitelných. Příklad povinného modulu je Pacientský modul, který obsahuje základní informace o pacientovi: rodné číslo, datum narození a pohlaví. Tyto informace jsou zakódovány jako datové elementy protokolu DICOM. Situaci ukazuje následující obrázek Obr. 1



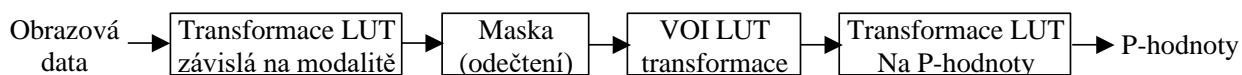
Obr. 1 Datová struktura DICOMu

Mimo datové struktury obsahuje objekt metody, které jsou nazvány DICOM Message Service Elements – elementy DIMSE služeb. Elementem může být požadavek posláni IOD z jedné stanice po síti do druhé stanice. Množina těchto elementů vytváří službu. Příkladem může být element „C-Store“ skládající se ze zpráv „C-Store Request“ a „C-Store Response“. DIMSE službami se bude zabývat kap. 4.

Spojením konkrétního IOD např. „CT Image IOD“ a DIMSE služby „C-Store“ vznikne SOP třída. V tomto případě se bude jednat o SOP třídu "CT Image Storage SOP Class". Fyzická reprezentace SOP třídy je SOP instance. Abychom mohli jednoznačně identifikovat každou SOP třídu a SOP instanci zavádí DICOM UID – absolutně unikátní identifikátor. Tento identifikátor je nezáměnný v rámci sítě i světa. Příklad UID SOP třídy "CT Image Storage SOP Class" je „1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2“. Seznam SOP tříd je uveden v [1]

3. PREZENTACI OBRAZOVÝCH DAT NA CRT, LCD MONITORECH A TISK

Základní požadavkem je konzistence zobrazení, tj. aby obrázek vytvořený na akvizčním systému byl zobrazen a vytisknut ve stejné kvalitě na zařízeních od různých výrobců a s různými technologiemi. Pro dosažení konzistence a přizpůsobení nelineárního vnímání lidského oka byla navržena funkce GSDF – standardní funkce černobílého zobrazení, která převádí vstupní digitální hodnotu na luminanci u CRT, LCD monitoru a u filmu digitální hodnotu na optickou densitu. Všechny zobrazovací a tiskové systémy je třeba kalibrovat na tuto funkci. Kalibrace se provádí naměřením minimálně 50 bodů měřičem luminance, nebo densitometrem a uložení rozdílu mezi GSDF a naměřenou funkcí do zobrazovacího, nebo tiskového zařízení. Pro získání digitální hodnoty zobrazení, nebo tisku použijeme následující proces zpracování Obr. 2.



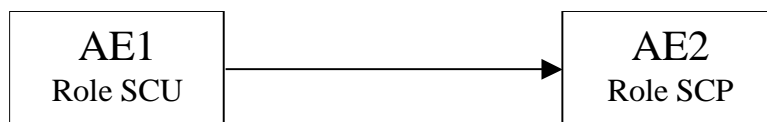
Obr. 2 Proces zpracování obrazových dat

Obrazová data jsou transformována pomocí LUT tabulky, nebo škálovacích parametrů „Rescale Slope“ a „Rescale Intercept“ na fyzikální jednotky např. u CT modality Hounsfieldovy (HU). Maskování obrazů je použito pouze u určitých rentgenových obrazů např. u DSA, kde umožňuje odečíst referenční masku od obrazu. Pro vyhodnocení obrazu nás zajímá určitý interval hodnot, jako například okno pro mozek (Center= 35 HU, Window= 80 HU) u CT. Úpravu pixelových hodnot na toto okno provede VOI LUT transformace. Posledním krokem je transformace na presentační hodnoty jednotlivých pixelů. Tyto

presentační hodnoty jsou nezávislé na modalitě. K matici presentačních hodnot je možné přidat text i overlay, provést její geometrickou transformaci a rotaci. Výsledný obrázek je zobrazen na CRT, LCD monitoru, nebo zaslán na tiskové zařízení.

4. SLUŽBY DICOMU PRO KOMUNIKACI PO TCP/IP

Komunikace v DICOMu probíhá mezi dvěma stanicemi, AE - aplikačními entitami, které jsou jednoznačně určeny svými AET názvy. Jedna stanice (AE1) je v roli SCU, žádá o službu druhou stanici. Druhá stanice v roli SCP (AE2), vyřizuje žádost z SCU stanice viz. Obr.3.



Obr. 3 Komunikace mezi dvěma AE

Každá stanice podporuje množinu SOP tříd, které určují podporované modalitty a funkce. Iniclace spojení mezi dvěma AE je provedena funkcí Association, která ověří SOP třídu a syntaxi pro přenos dat. V případě, že se obě AE domluvily na SOP třídě a přenosové syntaxi může být provedena jedna z následujících služeb:

- Echo - ověření připravenosti vzdálené AE pro DICOM komunikaci
- Storage - Uložení obrazových dat na cílovou AE
- Query/Retrieve – dotaz na informace o obrazových datech na vzdálenou AE, získání obrazových dat ze vzdálené AE
- Print Management – tisk obrazových dat na DICOM tiskovou AE
- Basic Worklist Management – správa seznamu požadavků z HISu, nebo RISu.

Po provedení jedné z těchto služeb je ukončeno propojení pomocí funkce Release.

Následuje popis jednotlivých služeb, meta služby jako „Basic Worklist Management“ a „Print Management“ budou popsány pouze v bodech.

SLUŽBA ECHO

Tato služba je DICOMovským ekvivalentem funkce ping (TCP/IP) a umožňuje ověřit připravenost vzdálené stanice ve dvou krocích:

1. C-Echo RQ – AE1 v roli SCU žádá po AE2 v roli SCP ověření připojení.
2. C-Echo RSP - AE2 odpoví AE1.

SLUŽBA STORAGE

Tato služba pošle obrazová data konkrétní SOP třídy:

1. C-Store RQ – AE1 v roli SCU posílá obrazová data do AE2 v roli SCP.
2. C-Store RSP - AE2 odpoví AE1, eventuálně předá chybové hlášení.

SLUŽBA QUERY/RETRIEVE

Tato služba se skládá z několika elementů DIMSE. Tyto elementy umožňují zjistit informace o obrazových datech na vzdálené AE2, přenést data ze vzdálené AE2 na AE1, případně na jinou AE. DIMSE Elementy této služby pracují na určité informační úrovni. Tato úroveň se řídí čtyřstupňovým informačním modelem „Pacient“, „Studie“, „Serie“, „Obrázek“. Následující tabulka Tab. 1. ukazuje jednotlivé elementy DIMSE této služby.

C-Find	Zjistí informace o obrazových datech na AE2 pomocí zprávy C-Find RQ. Zpráva obsahuje výběrovou masku. AE2 odpoví posláním UID identifikátorů odpovídajících výběrové masce a informační úrovní zpět do AE1 pomocí jedné nebo více zpráv C-Find RSP.
C-Get	Pošle na AE2 požadavek přenosu dat z AE2 do AE1 pomocí C-Get RQ. Tento požadavek mimo jiné obsahuje UID identifikátory přenášených dat s jejich informační úrovní. V rámci tohoto propojení AE2(SCU) pošle pomocí služby Storage obrazová data do AE1(SCP). Výsledek operace je poslán zpět do AE1 pomocí C-Get RSP.
C-Move	Pošle na AE2 požadavek přenosu dat z AE2 do AE1 pomocí C-Move-RQ. Tento požadavek mimo jiné obsahuje UID identifikátory přenášených dat s jejich informační úrovní a cílovou AET. AE2(SCU) pošle pomocí služby Storage obrazová data do AE(SCP), kterou specifikoval C-Move RQ. Pro službu Storage je vytvořeno nové propojení. Po ukončení podoperace Storage pošle AE2 zpět do AE1 výsledky pomocí C-Move RSP.

Tab. 1 elementy DIMSE služby Query/Retrieve

SLUŽBA PRINT MANAGEMENT

Tato služba umožňuje tisk obrazových dat na DICOM printer. Obsahuje dvě meta SOP třídy:

- Basic Grayscale Print Management Meta SOP Class – tisk na černobílou tiskárnu
- Basic Color Print Management Meta SOP Class – tisk na barevnou tiskárnu

Tisk na černobílou tiskárnu lze popsat následujícími kroky:

1. vytvoření filmové úlohy s parametry počet kopií, tiskovou prioritu.
2. vytvoření kontejneru obrázků s parametry rozvržení obrázků na filmu, orientace, filtrace, densita rámu
3. vytvoření boxu pro obrázek s parametry pozice obrázku, velikost obrázku, zvětšení, minimální a maximální densita
4. poslání obrazových dat boxu na tiskárnu
5. zrušení boxu pro obrázek
6. po přenosu všech boxů spustit tisk
7. po tisku zrušit kontejner obrázků a filmovou úlohu

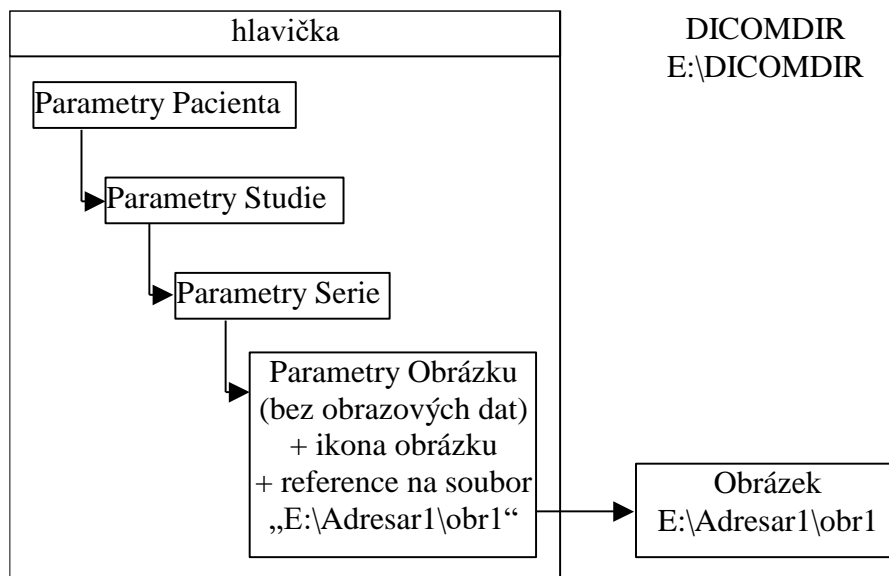
SLUŽBA BASIC WORKLIST MANAGEMENT

Služba ulehčuje přístup do záznamů nemocničních informačních systémů, nebo radiologických informačních systémů o požadovaných/provedených vyšetřeních pacienta.

Příklady takových záznamů mohou být „Requested Procedures“ – požadovaná vyšetření, která budou provedena na konkrétním pacientovi a byla objednána konkrétním lékařem. Příkladem záznamu vyšetření může být CT vyšetření konkrétního anatomického regionu na specifickém tomografu a ve specifický čas. Pro výběr záznamů z RISu, nebo HISu může být použito vyhledávací masky např. „Novák*“, nebo rozsahu u datumů „20030501-20030514“. Parametry vyhledávací masky jsou vloženy do požadavku, a ten je odeslán do HISu nebo RISu. HIS nebo RIS vrátí jeden nebo více vyplněných záznamů splňujících vyhledávací masku.

5. ARCHIVACE NA CD-ROM, DVD A MOD MÉDIA

Po zpracování obrazové dokumentace je třeba provést její archivaci. Archivace se provádí na CD-R s formátem ISO/IEC 9660, DVD-RAM s formátem UDF 1.5 a MOD s DOS formátem. Logická struktura DICOM archivu se skládá ze souboru DICOMDIR a z obrazových dat, která jsou uložena v hierarchické struktuře v adresářích. DICOMDIR obsahuje hlavičku a data. Hlavička obsahuje identifikační informace archívu. V datové části DICOMDIRu jsou obsaženy základní informace o pacientech, studiích, sériích a obrazech. Každý obraz uložený v adresářové struktuře má v DICOMDIRu referenci na sebe viz Obr. 4.



Obr. 4 Struktura DICOM archívu

Některé archivní systémy přidávají k archívu jednoduchý prohlížeč, kterým lze prohlížet archivované obrazy na libovolném PC.

6. ZÁVĚR

Tento článek popisuje nástin základů protokolu DICOM 3.0. Tento protokol se stále vyvíjí a doplňuje o nové SOP třídy v závislosti na dynamickém rozvoji medicínské techniky.

7. LITERATURA

- [1] American College of Radiology-Bulletin : *Teleradiology: Quality and Standards, Terminology, and DICOM.*, October 1996, Volume 52, Issue 10
- [2] Dwyer-SJ; Templeton-AW; Batnitzky-S. : *AJR-Am-J-Roentgenol.* 1991; 156: 1279-83, *Teleradiology: Costs of hardware and communications.*
- [3] Glowniak-JV: *Medical Resources on the Internet, Ann-Intern-Med.* 1995 Jul 15; 123(2): 123-31

TELERADIOLOGIE V PRAXI

Ing. Petr Čermák, Ph.D.

U panského dvora 7, 74601, Opava, Tel: 607837508

cermakpe@volny.cz

Teleradiology in practice

Teleradiology is the electronic transmission of radiological images and consulting text from one to another point of WAN with using computer. Transmission media could be satelit connection, radio connection, mobile connection or telephone lines. Chose transmittion media, HW and SW is determined by ethical and juridical aspects, transmission protocol, transmission safety, transmission speed and transmission costs. In this paper will be discused selection criteria. As practical example of teleradiological connection between workplace computer tomography Karvinské hornické nemocnice a. s. and neurochirurgical clinic FNsP Ostrava using ISDN line and SW Imager 2000.

Keywords: Teleradiologie, WAN, communication, ISDN

1. ÚVOD

Budoucnost využití teleradiologie a telekonzultace závisí na integraci, standartizaci přenosových protokolů a formátů. Z toho vyplývá, že je absolutní nutností použít protokol DICOM 3.0, aby byla zajištěna regionální a nadregionální a mezinárodní komunikační kompatibilita.

Teleradiologie významně snižuje náklady ve zdravotnictví.

Zlepšení péče o pacienta – rychlost, upřesnění diagnózy.

Teleradiologie umožňuje uživatelům z různých regionálních zdravotnických zařízení a oblastí provádět primární konzultaci ve vztahu k diagnóze a následné péči o pacienta, s možností sekundární konzultace a tím i zlepšení vzdělání. Pokud teleradiologii používáme vhodným způsobem, může umožnit přístup k ohromnému množství kvalitní radiologické dokumentace, a tím i výrazně zlepšit péči o pacienta.

2. MOŽNÁ NEBEZPEČÍ

E-Mailové zprávy posílané přes internet, kde může nastat únik informací

Degradace obrazových dat použitím konverze.

Lékařské internetové stránky deklarují, že chrání soukromí návštěvníků, ale často sdílejí informace, které shromáždily, s jinými společnostmi, jako jsou obchodníci na intern

3. BEZPEČNOST DAT

Zákon na ochranu dat (zahrnující směrnici EU) vyžaduje, že data:

- musí být zpracována správně a zákonným způsobem;
- musí být shromážděna pro výslovně dané a legitimní účely;

- musí být odpovídající, relevantní a přiměřené pro účel, pro který byla shromážděna nebo zpracována
- musí být přesná a v případě potřeby aktualizovaná, a
- musí být uchovávána ve formě, která umožňuje identifikaci předmětu dat ne déle, než je to nutné pro účely, pro které byla data shromážděna, nebo pro který jsou dále zpracovávána.

4. KVALITA OBRAZŮ, INFORMAČNÍ ZTRÁTY, VÝBĚR PŘENOSOVÉHO MÉDIA A PROTOKOLU

Teleradiologie není vhodná, pokud systém nezajistí dostatečnou kvalitu obrazu pro provedení zadaného úkolu

Základním pravidlem radiologie je, že pokud bude použita pro diagnostické účely, nesmí dojít ke změně kvality obrazů při přenosu od zdroje do cíle.

Obrazy vytvořené na medicínských akvizičních systémech obsahují kompozitní informace. Pokud tato data budeme konvertovat do běžných formátů a posílat dopustíme se tím vážných chyb:

- Ztratíme obrazovou informaci, protože běžné formáty používají 24 bit RGB, což je 256 úrovní šedí oproti 4096 u CT .
- Ztratíme veškerá data o pacientovi a parametry obrázku. Parametry obrázku určují transformaci binárních dat např. na Hounsfieldovy jednotky. Tedy nemůžeme zajistit stejné zobrazení a vyhodnocení u zdroje tak i u cíle.

Dalším možným zdrojem ztrát je komprese. V teleradiologii pro diagnostické účely by se měla používat pouze bezztrátová komprese.

Tyto problémy daly jasnou odpověď na otázku jaké protokoly budou použity.

Byly testovány dvě verze :

- DICOM přenosový protokol
- Eurofile pro přenos souborů, v kterých byla uložena DICOM data.

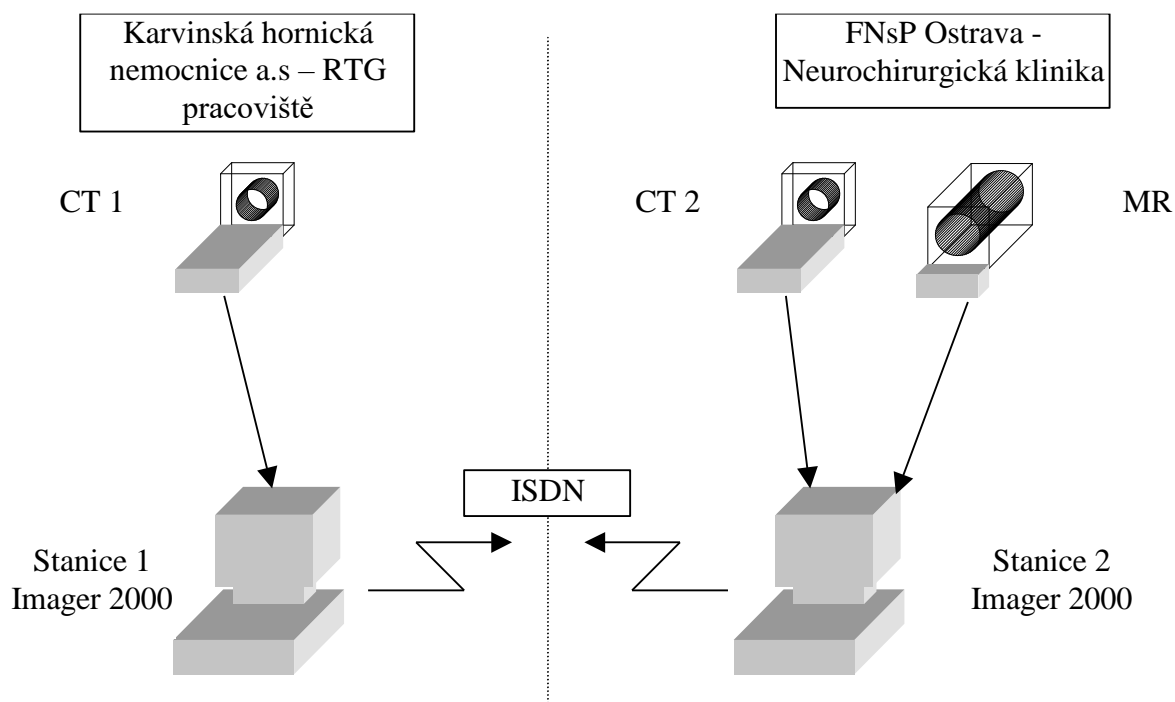
Byla stanovena kritéria výběru WAN přenosového média:

- Spolehlivost přenosu
- Bezpečnost přenosu
- Místní dostupnost přenosového média
- Cena

Na základě těchto kritérií byla vybrána ISDN linka, jejíž bezpečnost je zajištěna Českým telekomem.

5. REALIZOVANÉ TELERADIOLOGICKÉ PROPOJENÍ

První uskutečněné teleradiologické propojení na bázi protokolu DICOM 3.0 po ISDN v ČR bylo realizováno mezi pracovištěm počítačové tomografie Karvinské hornické nemocnice a. s. a neurochirurgickou klinikou FN sP Ostrava. Jako médium byla použita ISDN linka zapojená ve virtuální privátní síti se softwarem Imager 2000. Následující obrázek ukazuje konfiguraci:



Nyní popíšeme telekonzultační proces:

- Obrazová data pacienta jsou poslána z počítačového tomografu CT1 na DICOMovskou Stanici1.
- Na Stanici1 jsou vybrány obrázky a je napsána textová dokumentace (diagnóza).
- Obrázky s textovou dokumentací jsou poslány přes ISDN na Stanici2.
- Službu konající lékař provede konzultaci, případně navrhne převoz pacienta na neurochirurgickou kliniku a pošle zprávu do Stanice1.

6. ZÁVĚR

Teleradiologie přináší minimalizaci finančních nákladů oproti převozu dokumentace sanitním vozem, případně zbytečného transportu pacienta leteckou službou (nepřesná interpretace telefonní zprávy).

Telekonzultace na bázi ISDN potvrdila své přednosti v praktické činnosti oproti jiným způsobům konzultací do teď používaných (telefonická zpráva, převoz CT nebo RTG dokumentace sanitním vozem, Internetová síť s E mailem).

7. LITERATURA

- [1] Korsoff-L; Kallio-T; Kormano-M; Heinila-J.: *Experiences with a teleradiology system in pulmonary diseases, Acta-Radiol. 1995 Jan; 36(1): 37-40*
- [2] Tornngren-S; Riddez-L.: *Telemedicine- future implications., Acta Anaes. Scand. Supplement 1997; 110: 82-83*
- [3] Franken-EA; Harkens-KL; Berbaum-KS.: *Teleradiology Consultation for a Rural Hospital: Patterns of Use., Academic Radiology 1997 Jul; 4(7): 492-496*
- [4] Ricke-J; van der Donk-E; Wolf-M; Ostendorf-B. : *"Second Opinion" in online Radiology via Internet: report on implementation and analysis of reability of findings in sectional images, Aktuelle Radiologie 1997 Jan; 7(1): 50-55*

OVLÁDÁNÍ OSOBNÍHO POČÍTAČE OČNÍMI POHYBY

Ing. Marcela Fejtová, Jan Fejt, doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.

Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze

Technická 2, 166 27 Praha 6

fejtovam@lab.felk.cvut.cz, lhotska@fel.cvut.cz

Controlling a PC by Eye Movements

In this paper we would like to introduce design of a system for controlling a PC by eye movements. During last ten years the computers have become common tools of work – it is nearly impossible to exist without them in everyday life. Nowadays everybody meets computers daily – at schools, libraries, banks, post offices, community offices or when ordering various services. The number of jobs requiring at least basic computer skills is increasing. We are witnessing the time of revolutionary introduction of computers and information technologies into daily practice. Healthy people use keyboard, mouse, trackball, or touchpad for controlling the PC. However these peripherals are usually not suitable for handicapped people. They may have problems using these standard peripherals, for example when they suffer from myopathy, or cannot make moves with hands after an injury. Therefore we are coming with a proposal how to ease the handicapped people to control the PC.

Keywords: PC, eye movements, EOG signal, handicapped people, AI methods

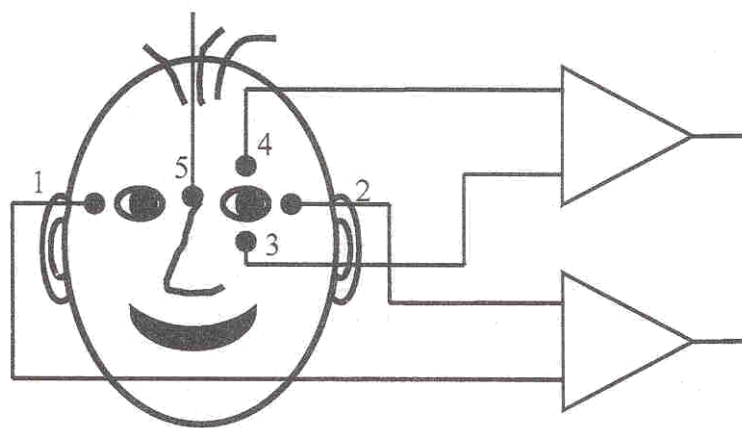
1. ÚVOD

Slovo komunikace pochází z latinského slova *communicatio* s významem něco spojovat. V širším kontextu to znamená jakýkoliv druh přenosu informací mezi jedinci (uvnitř skupin, společenstev nebo populací) zprostředkovaný souborem kódů (znaků či signálů) sdílených odesílatelem (komunikátorem) i příjemcem (komunikantem) pomocí komunikačních kanálů. Existuje mnoho druhů komunikací (např. přímá či nepřímá). Zvláštní kategorii tvoří komunikace mezi člověkem a technickými systémy schopnými interakce (počítače), popřípadě vzájemné komunikace mezi těmito systémy samotnými. Mezilidská komunikace se realizuje buď ve formě verbální, prostřednictvím řeči, nebo neverbální, za pomoci specifických výrazových prostředků (tělesných pohybů, gest a mimiky), zatímco komunikace člověka s počítačem se realizuje prostřednictvím určitého zařízení (počítačové periferie). Vstupní informace ze strany člověka jsou počítači předávány některým z vhodných dorozumívacích prostředků, např. pomocí klávesnice, myši, trackbolu či světelného pera. Ovšem lidé s určitým handicapem mají ovládání osobního počítače pomocí klasických periférií velice ztížené. Jedná se zejména o motorická postižení, kdy tito handicapovaní lidé mají problémy již se samotným uchopením myši, natož s jemnou manipulací myši. A jelikož se počítače v posledních deseti letech postupně staly běžnými pracovními nástroji a již se v běžném životě nelze bez nich obejít, je nutné, aby i těmito handicapovaným lidem byla umožněna komunikace s počítačem. Na katedře kybernetiky fakulty elektrotechnické Českého vysokého učení technického v Praze přicházíme s návrhem, jak pomocí snímání očních pohybů tuto komunikaci umožnit.

2. METODY SLEDOVÁNÍ POHLEDU

Sledování směru pohledu je kromě medicíny využíváno například i v psychologii, ergonomických studiích, v reklamě a umění, uplatňuje se též jako další vstup ovládacího rozhraní výpočetní techniky, které mohou využívat například lidé s postižením pohybového aparátu. V současnosti nejpoužívanější metody sledování pohledu jsou:

- **měřicí cívkou** („search coil“), složenou z mnoha závitů tenkého vodiče a připevněnou k oku pomocí speciální kontaktní čočky, případně u zvířat operativně. Měří se napětí indukované v cívce homogenním magnetickým polem, vycházejícím z externího generátoru (Hemholtzových cívek). Metoda umožňuje dosáhnout přesnosti v řádu setin stupně a šířky pásma měřeného signálu několik kHz. Směr pohledu je měřen v souřadné soustavě generátoru, oko musí po dobu měření zůstat v oblasti lineárního pole. Tato metoda je vzhledem k možným problémům při aplikaci čoček využívána pouze pro výzkumné účely. Nevýhodou je také vysoká cena čoček a jejich rychlé opotřebení.
- **elektrookulografie** (EOG) využívá rozdílných elektrických potenciálů rohovky a sítnice, které způsobují změny v elektrostatickém poli při změně polohy oka. Velikost pole je snímána elektrodami, připevněnými na kůži okolo oka. Pro měření horizontální složky EOG jsou elektrody umístěny nalevo a napravo od koutků oka (1,2). Pro měření vertikální složky EOG jsou elektrody umístěny nad a pod okem (3,4). Někdy se snímají unipolární potenciály EOG vůči referenční elektrodě, která je umístěna uprostřed čela (5). V tomto případě měříme horizontální pohyby mezi referenční elektrodou a elektrodou 1 nebo 2 a vertikální pohyby mezi referenční elektrodou a elektrodou 3 nebo 4. Principiální umístění snímacích elektrod popisuje obrázek 1. Potenciál dipólu rohovka – sítnice závisí na poloze oční osy. Když je pohled upřený přímo vpřed, pak je zmíněný dipól umístěn symetricky mezi elektrodami a výsledný EOG signál je nulový. Při pohledu vlevo se stane rohovka pozitivní v blízkosti levé elektrody, která se tak shodně stává pozitivní. Téměř lineární závislost mezi horizontálním úhlem optické osy oka a signálem EOG je přibližně v oboru $\pm 30^\circ$. Měřený signál mohou výrazně zkreslit artefakty vzniklé pohybem okolních svalů a elektrickým rušením pozadí. Typické rozlišení se pohybuje kolem jednoho stupně, maximální propustná šířka pásma dosahuje desítek Hz. Směr pohledu je měřen v souřadné soustavě spojené s hlavou.



Obr. 1: Umístění elektrod pro snímání EOG signálu

- **sledování odraženého světla fotodetektozem (IROG)**, metoda využívá skutečnosti, že sklera odráží více dopadajícího světla než rohovka, množství odraženého světla se proto při osvětlení oka mění spolu s úhlem natočení. Vzhledem k překrytí rohovky víčky lze tuto metodu využít pouze pro měření v horizontální rovině.
- **videookulografie (VOG)** používá ke sledování polohy oka kameru. Pokud je kamera upevněna přímo na hlavě subjektu, je měřena relativní poloha očí vůči hlavě a k určení absolutního směru je třeba sledovat i polohu hlavy. Pokud je umístěna samostatně, je třeba udržet oko v jejím zorném poli a zároveň odlišit rotaci oka od translačních pohybů hlavy. Sledovací algoritmy jsou v současné době založeny na digitálním zpracování obrazu. Je dosahováno rozlišení desetín stupně a vzorkovací frekvence až stovek hertz.

Elektrookulografie (EOG) našla široké uplatnění v lékařské diagnostice pro hodnocení funkce okohybných svalů, asymetrie exoftalmu (vysunutí oka z očníce), při sledování pohybů očí ve spánku a u kojenců a zejména dětí předškolního věku při diagnostice některých cévních poruch a retinopatií. Analýza bočních pohybů očí se využívá také u psychofyziologických metod – např. v logopedii, při hodnocení emocí, stresu, únavy nebo léčby psychofarmak. Tuto metodu využívají na Boston College v projektu nazvaném EagleEyes [2] k přesouvání polohy kurzoru na monitoru počítače. Velkou nevýhodou tohoto přístupu je nutnost správného nalepení elektrod (umístění, odmaštění, použití gelu) a odstranění artefaktů vzniklých při mrkání očí či pohybu obličejových svalů. Dalším záporem této metody je potřeba speciálních softwarových produktů, pomocí kterých by handicapovaný člověk mohl ovládat počítač. Bohužel tato metoda s nutností lepení povrchových elektrod pro snímání elektrických potenciálů není vhodná k ovládání počítačů při každodenním používání.



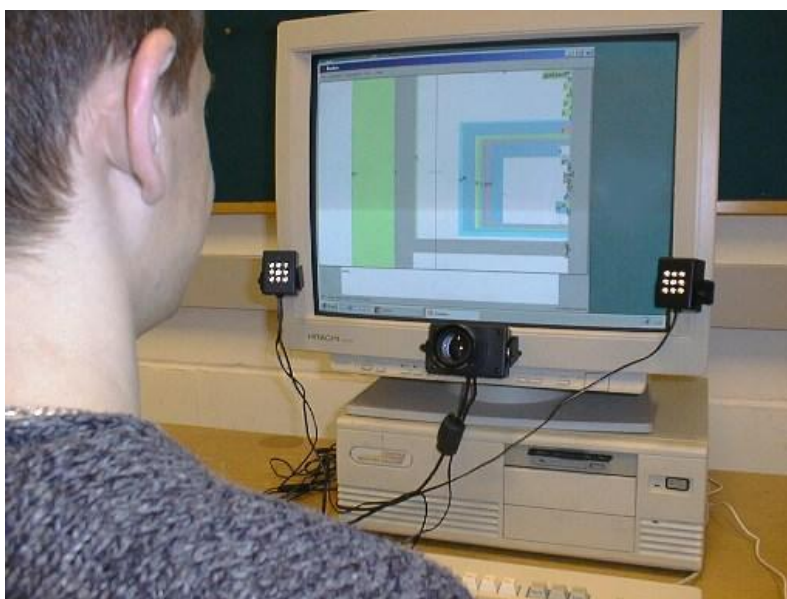
Obr. 2: Snímání očních pohybů v projektu EagleEyes

Nejrozšířenějšími a nejpracovanějšími metodami pro snímání očních pohybů jsou metody vycházející ze snímání očních pohybů pomocí videokamery – Video-oculography (VOG) a Infrared-Oculography (IROG) [3]. Hlavní rozdíly v těchto kamerových systémech jsou zejména v počtu použitých kamer, zdroji osvětlení, umístění kamery či kamer nebo

požadavku na pohyb hlavy. Většina systémů pracuje pouze s jednou kamerou, ale výjimkou nejsou ani aplikace využívající kamer dvou. Výhodou těchto duálních systémů je možnost při definovaném rozmístění kamer pracovat s přirozeným zdrojem světla a pomocí speciálních metod rozpoznávání spolehlivě určit relativní změnu polohy oka nezávisle na případném pohybu hlavy. Naopak u jednokamerových systémů je nutno počítat s potřebným zdrojem osvětlení a velmi omezenou možností pohybu hlavy. Toto omezení lze odstranit připevněním kamery přímo na hlavu uživatele pomocí helmy či speciálních brýlí. Dalším rozhodujícím kritériem pro výběr počtu kamer je samozřejmě i cena. Není výjimkou, že systém využívající dvou kamer dosahuje jedenapůlnásobek až trojnásobek ceny systémů s jednou kamerou.

Pro vlastní zpracování obrazu a určení polohy oka v kamerových systémech se používá hlavně dvou metod, či jejich kombinace. První z nich se zabývá fyzickým rozpoznáním obrazu zorničky ze sejmuté scény (DP – dark pupil, PCCR – pupil center corneal reflection) [4] a druhá vyhodnocením polohy oka pomocí vzájemné pozice dvou Purkyňových obrazů (DPI – dual purkinje image) [5]. První metoda se používá jak v oblasti viditelného, tak i v oblasti infračerveného záření a je realizována standardními metodami zpracování obrazu. Druhá metoda vychází z fyziologie oka a určuje jeho polohu na základě geometrického vztahu mezi pozicemi tzv. Purkyňových obrazů. Tento jev vzniká na základě světla odraženého od rohovky, jehož úhel odrazu se mění v závislosti na natočení oka. Metoda vycházející z Purkyňových obrazů se používá výhradně v oblasti infračerveného záření. Zpracování obrazu je realizováno mimo počítač pomocí speciálních signálových procesorů, které jsou propojeny s kamerou pomocí kabelu nebo mohou být přímo součástí kamery.

Na univerzitě v Cambridge [1] v současné době probíhá projekt Dasher, který není orientován přímo na pomoc handicapovaným lidem, ale jako vývoj další možné periferie k osobnímu počítači. V tomto projektu použita metoda již nevyužívá k měření EOG signálu elektrody, ale infračervenou kameru, která detekuje polohu oka na základě kontrastu mezi světlem pohlceným zorničkou a světlem odraženým od zbytku oka. Na monitoru osobního počítače jsou po jeho stranách umístěny dva infračervené zářiče a uprostřed spodního okraje monitoru je přichycena infračervená kamera, která snímá pohyby očí. V této metodě jsou již odstraněny nevýhody vzniklé lepením elektrod a artefakty, ale i nadále zbývá problém se speciálním softwarem. Použitím kamery umístěné na monitoru vyvstává ovšem ještě jiná nevýhoda, a to pevné uchycení hlavy.



Obr. 3: Snímání očních pohybů v projektu Dasher

3. ŘEŠENÍ

V projektu probíhající v Gerstnerově laboratoři na ČVUT v Praze pracovně nazvaném MEMREC (*mobile eye movements recorder*) se snažíme vyvinout jednoduché zařízení pro ovládání osobního počítače. Základní myšlenkou naší práce je umístění malé kamery přímo na hlavě postiženého člověka (např. na brýlích) a snímání polohy oka v souřadném systému nezávisle na pohybu hlavy (vyhodnocování pohybů oka je prováděno na základě výchylek z rovnovážné polohy). To znamená, že poloha oka nemá přímo vliv na polohu kurzoru na monitoru, ale bude určovat pouze směr jeho pohybu (jako páka joysticku). Aby systém mohl být používán i uživateli s poruchou rovnovážného ústrojí, která se projeví v podobě rychlých mimovolných pohybů očí (nystagmus), je nutno zavést při detekci výchylky zónu necitlivosti. Tato zóna by měla být nastavitelná individuálně podle postižení pacienta.

Použitím tohoto „volného“ umístění kamery odstraníme nevýhodu projektu Dasher s požadavkem pevného uchycení hlavy. Kamera bude připojena přes standardní USB rozhraní k počítači vybavenému příslušným softwarem a umožní handicapovanému člověku počítač jednoduše ovládat prostřednictvím pohybů očí vztažených ke klidové poloze (pohled přímo). Systém MEMREC je navržen tak, aby kamera byla další vstupní periferií osobního počítače jako například myš či klávesnice. Výsledkem naší práce bude zařízení, které lze připojit k jakémukoliv osobnímu počítači prostřednictvím USB rozhraní a ovládat jím veškeré nainstalované programy. Ve své podstatě by kamera simulovala klasickou počítačovou myš rozšířitelnou o inteligentní klávesnici pomocí speciálního uživatelského rozhraní. Použitím tohoto komunikačního modulu odpadá problém s kompatibilitou ovladačů mezi jednotlivými verzemi systémů, či přímo mezi jednotlivými hardwarovými platformami.

Hlavními požadavky na vyvíjený systém je nízká cena, snadná instalace a jednoduchý způsob používání, který by vyhovoval i handicapovaným lidem.



Obr. 4: Snímání očních pohybů v projektu MEMREC

Řešený problém můžeme rozdělit do tří základních oblastí: a) snímání očních pohybů; b) detekce zorničky s převodem na souřadný systém; c) vytvoření jednoduchého rozhraní pro inteligentní vkládání dat. Cílové programové řešení rozhraní bude koncipováno jako otevřený modulární systém, který pracuje na principu multiagentních systémů využívajících specifikaci FIPA pro komunikaci s ostatními systémy. Multiagentní systémy jsou oblastí distribuované umělé inteligence, kde samotný systém tvoří skupina volně propojených autonomních jednotek (agentů), vlastnosti výsledného systému jsou do určité míry dány integrací vlastností jednotlivých agentů. Každý z nich může nabízet ostatním různé služby a tím obohatit celou komunitu. Použití těchto systémů přináší zvýšení rychlosti, spolehlivosti a větší míru flexibility při řešení problémů.

Na řešení problému spolupracujeme s Neurologickou klinikou 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Motole a s Jedličkovým ústavem pro tělesně postižené.

4. ZÁVĚR

Toto jednoduché ovládání prostřednictvím navrhovaného rozhraní pomůže motoricky postiženým lidem, aby se i přes svůj handicap plnohodnotně zapojili do společnosti nebo jim alespoň zpřístupní nejnovější informace prostřednictvím Internetu.

5. PODĚKOVÁNÍ

Výzkumná práce popsaná v příspěvku je finančně podporována z výzkumného záměru Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství (MSM 210000012) a z interního grantu ČVUT Komplexní analýza očních pohybů a její využití pro ovládání osobního počítače (CTU 11-83144).

6. LITERATURA

- [1] Ward, D.J. *Adaptive Computer Interfaces*. Ph.D. thesis. Cambridge: University of Cambridge, Cavendish Laboratory, Inference Group, 2001. 144 s.
- [2] Gips, J., Olivieri, P. *EagleEyes: An Eye Control System for Person with Disabilities*. In Proceedings 11th International Conference on Technology and Persons with Disabilities, March 1996 Los Angeles, California. Published in *Human-Computer Interaction: Applications and Case Studies*, M.J. Smith and G. Salvendy (eds.), Elsevier, 1996, pp. 630-635.
- [3] Scherer, H. – Teiwes, W. – Clarke, A.H. *Measuring three dimensions of eye movement in dynamic situations by means of videooculography*. *Acta Otolaryngol.* 1991, vol. 2, no. 111, s. 182–187.
- [4] Anliker, J. *Eye movements: on-line measurement, analysis, and control*. In Proceedings of Eye Movements and Psychological Processes, Hillsdale NJ, September 20-23, 1990. Monty, R.S. and Senders, J.W. (Ed.) Lawrence Erlbaum Associates: 1990. vol. 1, s. 185-199.
- [5] Crane, D.C. – Steele, C.M. *Generation – V.: Dual Purkinje Image eye-tracker*. *Applications in Optometry*. 1985, vol. 24, no. 10, s. 527-537.

E-LEARNINGOVÝ SYSTÉM MULTIPES

Ing. Marcela Fejtová, Jan Fejt, Lukáš Sedláček, doc. Ing. Lenka Lhotská CSc.

Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze
Technická 2, 166 27 Praha 6
fejtovam@lab.felk.cvut.cz, lhotska@fel.cvut.cz

E-learning system MultiPeS

In this paper we would like to introduce the second version of the e-learning system called MultiPeS (Multimedia Pedagogical System). This system is used at the Department of Cybernetics, Faculty of Electrical Engineering, Czech Technical University in Prague as educational support tool for students in full-time study and as teaching material for students of life-long learning and in distant form. It helps to increase quality of education continuously and to introduce the latest research results in the education. The MultiPeS e-learning system is designed as an open modular system which enables its simple reuse. In addition to multimedia tools, MultiPeS contains a number of modules that significantly contribute to easier acquisition of information, creating relations among pieces of information and their successive remembering and refreshing. Students access courses placed on an educational server using a PC at any place and anytime through an internet explorer (MS Internet Explorer or Netscape Navigator). Courses developed in MultiPeS environment can be run both in on-line and off-line mode.

Keywords: Information and communication technologies, e-learning, HTML course, multimedia

1. ÚVOD

Vynález písma byla kulturní událost, která se současně objevila v Číně a ve Zlatém pŕlměsíci východního Středomoří zhruba před 5 000 lety. Byl to první pokus uchovat a vyměňovat informace na dálku a v čase a došlo k tomu za 200 000 let od objevení řeči. Domníváme se, že nejdůležitější ze všech objevů, které ovlivnily informační a komunikační systém naší planety, byl vynález knihtisku Johanem Gutenbergem v roce 1447. Gutenbergův knihtisk změnil svět okamžitě, rychle a drasticky. Zdokonalil a sjednotil písmo, usnadnil jeho čtení, což umožnilo rychlou výrobu a šíření informací. Ve starých dobách trvalo napsat jednu jedinou knihu téměř celý rok. Nová technologie umožnila, že nové informace a teorie byly sdíleny nejen lokálně, ale též na velké vzdálenosti. Nový tiskařský systém objevený Gutenbergem, který byl levnější rychlejší a individuálně zacílený, rychle dobyl naší společnost. Ve své koncepci velmi jednoduchý, založený na elementárních pohyblivých typách, které mohou být umístěny vedle sebe a tvoří slova, věty, významy a zachycují myšlenky.

Paralela se změnami, kterými jsme nyní očitými svědky v souvislosti s vývojem nových informačních a komunikačních technologií, je až do očí bijící. Novou informační a komunikační sítí tohoto století se stává internet. Je to levné, rychlé, individuálně zacílené informační médium a dobývá rychle naší společnost. V současné době již 380 milionů lidí na celém světě používá internet a každý den přibývá 170 000 nových předplatitelů. Každý den internet používá přes 10 milionů lidí. Výměna znalostí ve světové síti je zcela jistě revolucí pro naše znalosti a kulturu a může znamenat druhou Gutenbergovu revoluci. Dnes každý zaměstnanec musí za svůj život zvládnout 2x až 3x tolik znalostí, než kolik jich získal při své

odborné přípravě – při svém studiu. Jedná se tedy o celoživotní učení. E-learning je speciální nástroj vhodný k tomuto druhu výuky. Je ve své koncepci jednoduchý, založený na jednotlivých bytech, které „proloženy“ vedle sebe vytvářejí význam, představu, zvuk – ona multimédia.

2. VÝHODY SPOJENÉ S VYUŽÍVÁNÍM E-LEARNINGOVÝCH SYSTÉMŮ

V současné době, kdy informace je hybnou silou světa, již asi nikdo nepochybuje o nutnosti stálého vzdělávání. Soustavné školení zaměstnanců i sebevzdělávání formou školení, seminářů či samostudia je běžnou součástí života každého jednotlivce. Připravit mladé lidi pro nový svět znamená, že musíme vyvinout nové způsoby, jak se učit a jak vyučovat. Způsob, jak se učíme, se radikálně mění: od přednáškového stylu učení k učení interaktivnímu. E-learning je moderní podoba distančního vzdělávání, která ve formě elektronického distribuovaného vzdělávání využívá nejmodernější informační technologie. K jeho hlavním přednostem patří všestranná flexibilita a úspornost. Multimediální kurz kombinuje textový výklad s animacemi, videem, audiem, grafikou, schémata a testovacími objekty.

Klasické vzdělání předpokládá, že všichni studenti v učebně vnímají stejně rychle, všem vyhovuje mluvený výklad pedagoga a všichni chtějí v dané chvíli látku studovat. E-learning všechny tyto nedostatky odstraňuje. Student prochází výukovým kurzem svým tempem, sám si určuje způsob průchodu, návrat k tématům, vybírá si z více variant výkladu. Rovněž si kurz spouští ve chvíli, kdy potřebuje, to znamená že chce studovat a bude se výkladu věnovat. Prostřednictvím řady otázek, doplňovaček a testů je vtahován interaktivně do výuky, což významně zvyšuje efektivitu a zapamatování výuky.

U klasického vzdělávání se velmi obtížně měří, jaké informace si student uchoval z kurzu i s odstupem času. Kvalita kurzu je velice závislá na kvalitě pedagoga a bývá v čase proměnlivá. Často rovněž nelze kurz zhodnotit až do chvíle, než ho studenti absolvují. Takže se zjistí až následně, že tento kurz neodpovídá původním požadavkům. E-learning pomocí testovacích objektů a řídicích systémů efektivně měří každý kurz. Umožňuje objektivně nastavit požadované cíle (např. student musí po absolvování kurzu správně zodpovědět 95 ze 100 dotazů o látce) a ty potom jednoduše změřit. E-learning dodává okamžitě k dispozici informace o jednotlivých studentech, kolik kde dosáhli bodů, jak dlouho trávili čas v kterých částech kurzu, jak odpovídali na dotazy. E-learning rovněž jednoduše statisticky hodnotí úspěšnost jednotlivých kurzů a tím identifikuje kurzy, které je třeba upravit či přepracovat. E-learning klade vysoký důraz i na způsob předání informace. V dnešní době nestačí pouze správnou informaci ve správný okamžik získat, ale je též třeba tuto informaci plně pochopit a dát si ji do souvislosti. To právě díky svým výukovým schopnostem přináší e-learning.

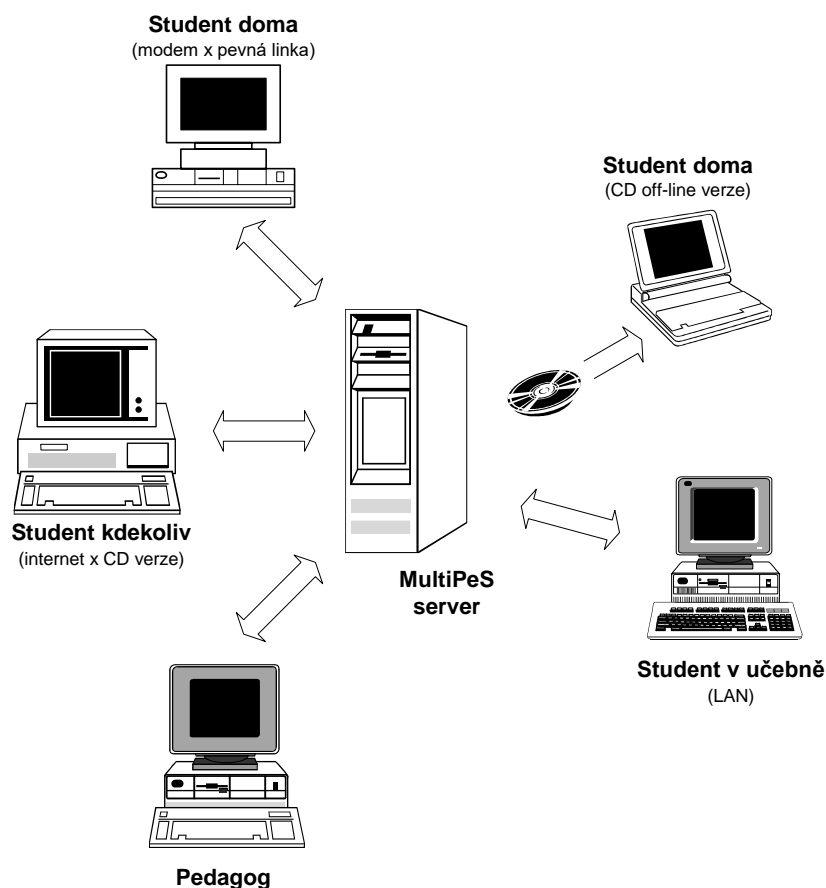
E-learning si neklade za cíl nahradit klasické vzdělávání ve všech oblastech. Je však vhodným doplňkem i pro oblasti, kde je běžné vzdělávání pro přímý kontakt s pedagogem považováno za nezastupitelné. Lze například „předškolit“ elektronicky studenty, kteří pak na výuku s učitelem přicházejí již s řadou informací a dotazů. Přednášející se potom může věnovat pouze zajímavým či obtížným částem látky a lze tak významně rozšířit a obohatit výuku. Učitel navíc není vůbec vyloučen z procesu vzdělávání žáka. E-learning přináší řadu komunikačních nástrojů počínaje e-mailem a konče videokonferencemi, které umožňují pedagogům individuálně se věnovat jednotlivým studentům. Na základě zpětných informací z kurzů má učitel přesné informace, jak si student ve které lekci vedl, kolik kde dosáhl bodů a kolik času strávil v jednotlivých oblastech výuky. Díky řadě komunikačních kanálů může pak se studentem komunikovat intenzivněji, než jak je tomu ve vyhrazených hodinách klasické výuky.

3. E-LEARNINGOVÝ SYSTÉM MULTIPES

Kvůli v předchozích odstavcích popsaným výhodám jsme se rozhodli na katedře kybernetiky vytvořit e-výukový systém **MultiPeS** (**M**ultimediální **P**edagogický **S**ystém), který by nám pomáhal neustále zvyšovat kvalitu výuky a začleňovat do výuky nejnovější vědecké poznatky. Nová verze systému využívá nejmodernější technologie MS .NET, která zajišťuje snadnou přenositelnost mezi jednotlivými platformami (míněno 32 bitové / 64 bitové apod.) a velkou modularitu systému. E-výukový systém MultiPeS je koncipován jako otevřený modulární systém, což umožňuje jeho snadné další rozšíření.

Informace o jednotlivých výukových lekcích jsou uloženy ve standardním formátu XML, čímž je výrazně usnadněna možnost spolupráce s jinými systémy. Systém MultiPeS na svém výstupu vygeneruje na základě vytvořeného projektu kurz ve formátu HTML (pro starší prohlížeče) a ve formátu XML pro prohlížeče umožňující prohlížení tohoto formátu (např. Internet Explorer). Díky formátu XML je možné plně využít strukturu a hloubku všech informací, které jsou v kurzu obsaženy. Například je velice snadné při použití tohoto formátu vyhledávání informací podle jejich typu nebo klíčového slova. Další velkou výhodou XML formátu je umožnění oddělení textového obsahu kurzu od jeho grafické prezentace, což velice usnadňuje úpravy a udržování struktury textu, ale také výrazně podporuje export do nejrůznějších druhů formátů. Nemalou výhodou tohoto systému je jeho jednoduché a intuitivní ovládání.

Studenti přistupují ke kurzům, umístěným na vzdělávacím serveru, prostřednictvím počítače z libovolného místa a v libovolný čas pomocí internetovského prohlížeče (MS Internet Explorer nebo Netscape Navigator). Výhodou e-learningového systému MultiPeS je, že je možné ho provozovat jak v on-line režimu (výuka v učebnách školy, domácí studium studentů připojených na internet prostřednictvím modemu či pevné linky) nebo v off-line režimu (výuka prostřednictvím kurzu na CD). Studenti si sami mohou zvolit variantu, která je bližší jim a jejich finančním možnostem. Je ale zřejmé, že některé možnosti výukového systému MultiPeS lze využívat pouze v on-line režimu (např. e-mailová komunikace s pedagogem či ostatními spolužáky).



Obr. 1: Možnosti studia pomocí výukového systému MultiPeS

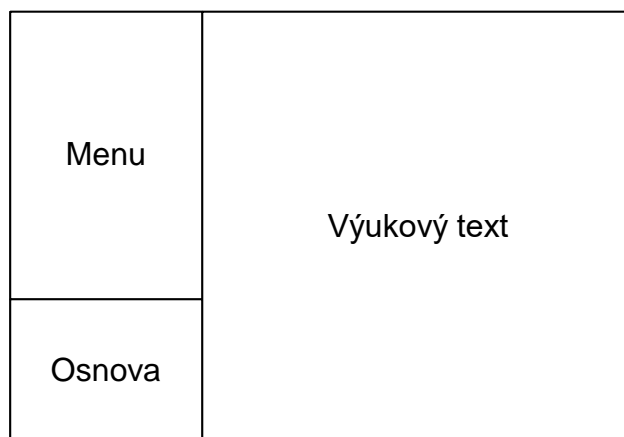
Vytvoření výukového kurzu

Prvním krokem k vytvoření e-learningového kurzu v systému MultiPeS je založení nového projektu. Projekt je seskupení všech částí kurzu (textu, obrázků, testů, zvuků či videosekvencí). Soubor s našim projektem má příponu *.prj.

Pro jednoduchou orientaci ve výukovém textu jsou do e-learningového systému MultiPeS zabudovány dva typy menu – normální a stromové. Pedagog, který vytváří svůj kurz, si může vybrat nejenom typ Menu, ale také krok za krokem si Menu postupně sestrojít včetně přiřazení různých druhů ikon k jednotlivým částem Menu.

Obecná struktura výukové stránky e-learningového systému MultiPeS je znázorněna na následujícím obrázku. Stránka je rozdělena do tří částí:

- menu – pro snadnou orientaci mezi jednotlivými výukovými stránkami
- osnova – odkazy v rámci rozsáhlého textu (výukový text přesahuje jednu stránku)
- text



Obr. 2: Struktura výukové stránky

V projektu jsou pro uživatele předpřipraveny šablony pro vytvoření výukových textů. Podobně jako s multimediálními prvky, lze do projektu vkládat nové uživatelské šablony, ale také přímo v projektu šablony vytvářet. Při vytváření nové výukové stránky budete dotázáni na šablonu stránky, ze které budete při tvorbě stránky vycházet. Při zvolení šablony se v pravé části obrazovky otevře její náhled.

Ve vestavěném editoru jsou uživateli k dispozici následující prvky k tvorbě výukových stránek:

- vkládání a úprava textu
- strukturování textu (odrážky, číslovaný seznam)
- tabulky
- odkazy (v textu, na jinou stránku)
- multimediální prvky (obrázky, animace, zvuky, videosekvence)
- pozadí stránky
- vložení skriptu k rozšíření funkčnosti výukové stránky

Součástí této vzdělávací technologie je samozřejmě zpětná vazba a kontrola získaných znalostí účastníků formou cvičení a různých variant testů. Zpětná vazba je velice důležitou součástí e-výukového systému. Jediným úkolem e-learningového systému není pouze studentovi informaci sdělit, ale také pomocí zpětné vazby zjistit, zda sdělovanou informaci pochopil. Protože v dnešní době nestačí pouze správnou informaci ve správný okamžik získat, ale je též třeba tuto informaci plně pochopit a dát si ji do souvislosti. Zpětná vazba realizovaná pomocí interaktivních testů s automatickým hodnocením je vhodným nástrojem průběžného hodnocení studentova studia. Jejím prvotním významem je bezprostřední zpětná vazba samotného studenta (sebehodnocení), podle které se student sám může orientovat. Může zvážit, zda si probíranou látku znovu nezopakuje nebo nezvolí nějaké doplňující informace, které mu nabídne e-learningový systém např. ve formě odkazů na jiné výukové stránky. Jako druhou možnost lze výsledky interaktivních testů použít k ohodnocení průběžné práce studenta, ale také k hodnocení samotného kurzu. Pokud studenti budou mít s probíranou látkou problémy (např. není jednoduše vysvětlena nebo obsahuje málo praktických příkladů)

většina z nich nezvládne tyto interaktivní testy a nezbývá, než přepracovat či dotvořit výukový kurz. E-learningový systém MultiPeS obsahuje speciální modul na tvorbu interaktivních hodnotících testů, pomocí kterých pedagog formou otázek, cvičení a různých variant testů kontroluje získané znalosti studentů. Při tvorbě testovacích cvičení může pedagog využívat následující prvky:

- zaškrťovací políčko
- přepínač
- textové pole
- tlačítko
- vyskakovací okno / schovávající se text

E-learningový systém MultiPeS obsahuje následující moduly, které rozšiřují jeho činnost:

- modul s profilem uživatele – plánuje studentovi výuku a sestavuje jeho osobní studijní plán
- modul pro diskusní fórum – komunikace mezi studenty a mezi studentem a pedagogem
- modul se zpětnou vazbou – tento modul slouží k ovládnutí zařízení měřícího biologické signály (například krevní tlak) a tyto naměřené signály ukládá pro jejich pozdější zpracování včetně zaznamenaných zpráv z e-výukového systému; tento modul je vytvořen pro didaktické a vědecké studie

Na závěr vytvoření e-learningového kurzu je nutné již pouze označit úvodní výukovou stránku a po stisku jednoho tlačítka se sestavený kurz vyexportuje v HTML formátu. Je možné také vyexportovat kurz ve formátu vhodném pro studium prostřednictvím PDA (Personal Digital Asistent) zařízení či ve formátu vhodného pro tisk.

4. ZÁVĚR

Studentům a jejich pedagogům nabízíme nové prostředí s nebývalými výukovými možnostmi – hypertextovou učebnici s odkazy na související témata, výukové videosekvence, řešená či neřešená cvičení, návody, interaktivní testy s automatickým hodnocením či nástroje na vytváření studijní podpory (například slovníčku pojmů, klíčových slov či souhrnů jednotlivých kapitol). Vytváříme nové hranice pro vzdělávání, mluvené slovo, které bylo posléze nahrazeno slovem psaným je v novém tisíciletí nahrazeno slovem kybernetickým.

5. PODĚKOVÁNÍ

Výzkumná práce popsaná v příspěvku je finančně podporována z interního grantu ČVUT Vytvoření e-výukového systému (CTU 11-83159).

MOBILNÍ ZAŘÍZENÍ PRO SBĚR DAT A JEJICH ZPRACOVÁNÍ V REÁLNÉM ČASE

Ing. Karel Hána, Ph.D.*, Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.*, Doc. Ing. Petr Vysoký, CSc.**, MUDr.
Ing. Lubomír Poušek, MBA*, RNDr. Miroslav Pavelka*, Ing. Roman Bittner***

Ústav biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze*,
Žitná 4, 166 36 Praha 6 – Dejvice, ČR,
Katedra řídicí techniky a telematiky, Fakulta dopravní ČVUT v Praze**,
Konviktská 20, 101 00 Praha 1, ČR,
Katedra kybernetiky, Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze***,
Technická 2, 166 27 Praha 1, ČR,
hana@ubmi.cvut.cz, smrcka@ubmi.cvut.cz, vysoky@fd.cvut.cz, pousek@ubmi.cvut.cz,
m.pavelka@sh.cvut.cz, bittner@ubmi.cvut.cz

Mobile Device for Data Acquisition and its Processing in the Real-time

The subscription deals with a construction of mobile device for data acquisition and its processing in the real-time. It was evolved and has been used in project “Sleeping driver, unsleeping car”, whose aim is to predict fatigue states of a driver during driving. Designed mobile device is able to measure, to display, to save and to view 8 analog signals (such as: motion of steering wheel, EOG, ECG, diagonal and longitudinal acceleration and 3D actigraphy (motion of hand of a driver by 3D accelerometer)) with co-operation of PC. Mobile system is composed from two 4-ch units, battery feed source and notebook.

Keywords: mobile device, data processing, real-time, RS-232, Windows

1. ÚVOD

Príspevek se zabývá konstrukcí mobilního zařízení pro sběr dat a jejich zpracování v reálném čase. Bylo vyvinuto a je používáno v projektu „Spící řidič, bdící auto“, viz [1], jehož cílem je predikce únavových stavů řidiče během řízení vozidla. Navržené mobilní zařízení umožňuje ve spolupráci s PC měření, zobrazování, ukládání a prohlížení 8-mi analogových signálů (pohyby volantů, EOG, EKG, příčné a podélné zrychlení a 3D aktigrafii (pohyby např. ruky řidiče pomocí 3D akcelerometru)). Mobilní systém se skládá ze dvou čtyřkanálových jednotek, akumulátorového zdroje napájení a notebooku.

2. NÁVRH

Základní jednotka pro zobrazování a ukládání průběhů fyziologických parametrů člověka je řešena jako čtyřkanálový digitální osciloskop s možností zobrazování a ukládání dat v reálném čase. Pro potřebu současného snímání osmi veličin bylo nutno sestavit dvě shodné jednotky, které poskytují 8 analogových vstupů. Po přidání zdroje napětí s parametry pro použití v přístrojích lékařské elektroniky a galvanického oddělení obou sériových rozhraní RS232C, které jsou pro přenos dat použity, vznikne systém pro snímání osmi analogových signálů, dvou TTL vstupů a čtyřech TTL výstupů, jak znázorňuje blokové schéma uvedené na obrázku 1. Dvě jednotky jsou zde použity z důvodu zvětšení toku přenášených dat použitím dvou rozhraní RS232C v paralelním režimu.

3. ŘEŠENÍ

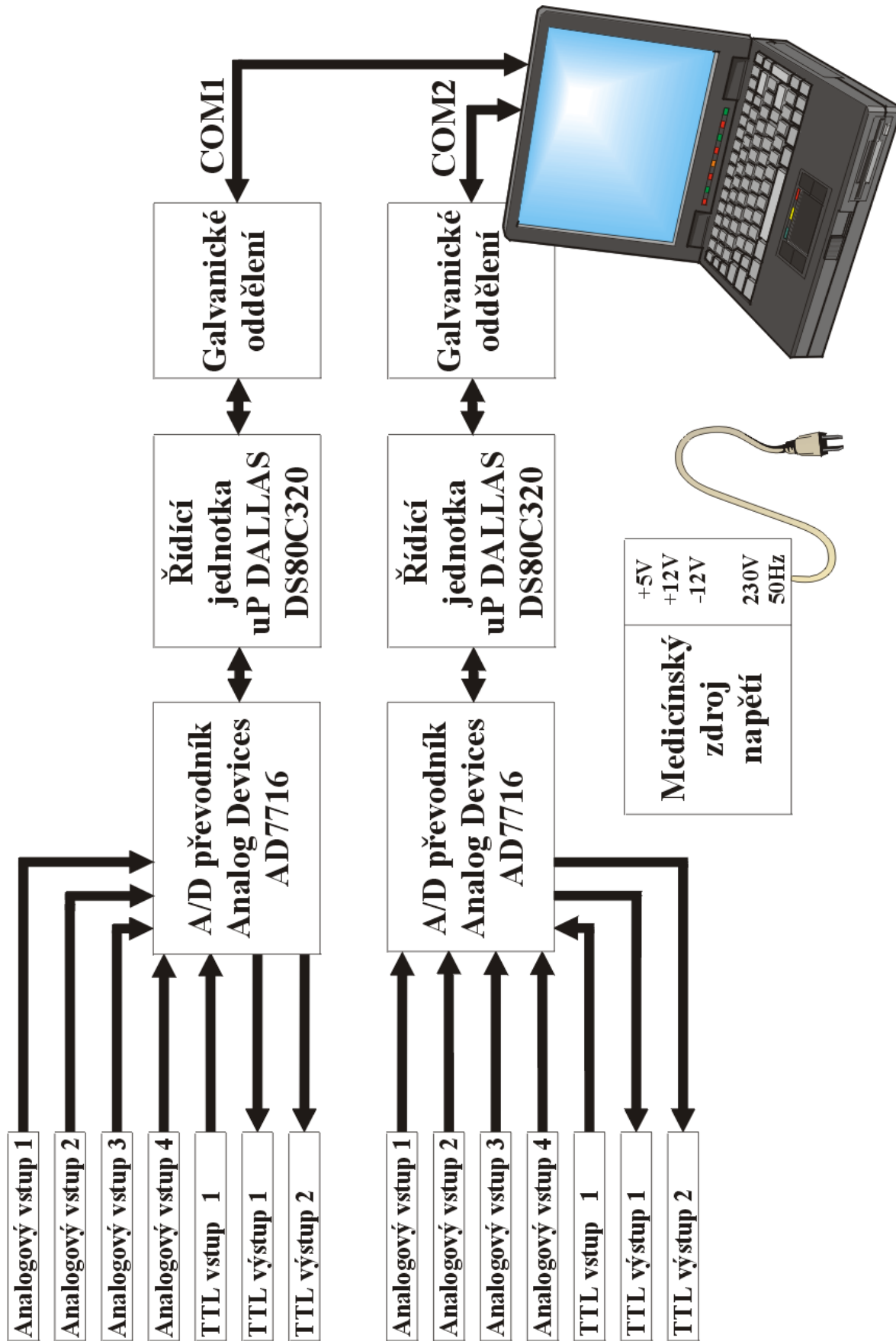
A/D převod

Jádro bloku A/D převodu tvoří čtyřkanálový převodník firmy Analog Devices AD7716, který obsahuje čtyři nezávislé 22 bitové sigma delta A/D převodníky, vlastní softwarově programovatelný pětistupňový generátor vzorkovací frekvence (pro použitý krystal 7,168MHz je možno zvolit 125, 250, 500, 1000 a 2000Hz), vlastní filtr typu dolní propust, jehož mezní frekvence závisí na příslušné vzorkovací frekvenci (pro použitý krystal 7,168MHz a příslušnou vzorkovací frekvenci vychází řada 32.7, 65.4, 130.8, 261.6, 523.3Hz), sériové rozhraní (v nastavitelných modech Master či Slave) podporující sériové rozhraní signálových procesorů, které lze naprogramovat autonomně tak, aby signálový procesor dostával pouze informaci o přijetí aktuálních dat a nemusel se aktivně zabývat jejich získáváním, možnost propojení až osmi AD7716, které vytvoří 32 kanálový systém sběru dat pomocí jediného sériového rozhraní. Protože je AD7716 primárně určen pro sběr biologických signálů (EEG, EKG, ...) a seismologická zařízení, jsou i další parametry v souladu s uváděným 22 bitovým rozlišením. Tyto parametry zde nebudou vypisovány a v případě potřeby doporučuji prostudování katalogového listu.

Řídící jednotka

Úkolem řídicí jednotky je provést konfiguraci A/D převodníku a předávat snímaná data pomocí sériového COM portu s rozhraním RS232C do PC. Jádrem řídicí jednotky byl pro svoji rychlost, dostupnost a rozšířenost vybrán jednočipový mikropočítač firmy DALLAS 80C320, frekvence použitého krystalu 22,1184MHz, která je pro 80C320 nejvyšší možnou frekvencí s ohledem na optimální generování sériového přenosu do PC s rychlostí 115200Bd. Použitý krystal umožňuje mikropočítači získávat konzistentní data ze všech čtyřech kanálů ve 22 bitové přesnosti i při nejvyšší možné vzorkovací rychlosti 2kHz. Jejich zobrazování a ukládání do PC brání omezená rychlost přenosového kanálu. Tato problematika bude i vzhledem k operačnímu systému diskutována v dalším textu.

Komunikaci zahajuje PC (program StoneAge I verze 1.0), které vyše mikropočítači požadovanou konfiguraci snímaných dat (vzorkovací frekvence, počet kanálů, počet bitů převodu každého kanálu). Mikropočítač provede reset A/D převodníku, který nakonfiguruje podle požadavků. A/D převodník pak v režimu Slave po každé konverzi provedené automaticky s periodou vzorkování vyvolá externí přerušení u mikropočítače. Podprogram obsluhující toto přerušení inkrementuje pomocný registr a nastaví příznak oznamující hlavní smyčce programu ukončení konverze. Hlavní smyčka programu mikropočítače pak vyčte aktuální data z D/A převodníku a pošle je včetně hodnoty pomocného registru přes sériový port do PC, které potvrdí správné přijetí celého paketu. Mechanismus inkrementace a vysílání pomocného registru je velice důležitý z hlediska stanovení konzistentnosti zobrazovaných a ukládaných dat, neboť nepoužíváme skutečný operační systém s podporou reálného času s definovanou dobou odezvy. Máme jistotu, že bude prostřednictvím vyvolání přerušení po každé provedené konverzi pomocný registr inkrementován bez ohledu na stav komunikace mezi mikropočítačem a PC. Při vysokých rychlostech či nestabilitě operačního systému PC pak budou pomocí tohoto mechanismu identifikovány „vypadlé“ vzorky, které bude možno pro potřeby dalšího zpracování aproximovat hodnotou získanou např. aritmetickým průměrem sousedních vzorků. „Průběh“ pomocného registru je také jako každý jiný signál průběžně ukládán pro potřeby případné rekonstrukce signálu.



Obr. 1: Základní blokové schéma realizovaného mobilního systému pro sběr dat Zdroj napětí

Modul zdroje též obsahuje samostatně řešený blok s lineárními stabilizátory pro připojení dvou 12V akumulátorů, ze kterých může být celý systém bez závislosti na dosažitelnosti síťového napětí i kvality palubní sítě automobilu napájen.

SW mobilního systému pro sběr dat

Software pro konfiguraci, načítání, ukládání, zobrazování a prohlížení dat StoneAgeI, byl realizován v jazyku C++ ve vývojovém prostředí Microsoft Visual C++ 6.0.

Program obsahuje následující funkce:

- **konfigurace systému** – konfigurace základní jednotky či systému dvou základních jednotek. Nastavené hodnoty jsou ukládány do registru Windows, kde jsou k dispozici při dalším spuštění programu.
- **načítání dat** – pomocí sériového kanálu (sériových kanálů) jsou v reálném čase načítána aktuální snímaná data vybraných kanálů v požadované přesnosti z řídicí jednotky
- **ukládání dat** – v případě potřeby jsou snímaná data v reálném čase ukládána na pevný disk PC
- **zobrazování dat v reálném čase** - v případě potřeby jsou snímaná data v reálném čase zobrazována na monitoru PC
- **prohlížení uložených dat** – data uložená na disku lze pro potřeby vyhodnocování a porovnávání editovat v režimu prohlížeče

Z hlediska principu činnosti lze program rozdělit na tři nezávislá vlákna, hlavní a dvě datová. Úkolem hlavního vlákna je vykonávat všechny funkce programu, kromě načítání aktuálních dat v reálném čase. K tomuto účelu hlavní vlákno iniciuje spuštění datového (či dvou datových v případě provozu systému dvou základních jednotek) vlákna, jehož priorita může být nastavena uživatelem (Normal, Highest, Critical). Datové vlákno pak zajišťuje načítání a ukládání dat na disk v reálném čase, pokud je tato operace požadována a hlavnímu vláknu posílá pouze zprávy za účelem synchronizace činnosti hlavního vlákna s datovým. Asynchronní běh hlavního a vedlejšího vlákna umožňuje maximální využití šířky přenosového kanálu realizovaného pomocí RS232C a do jisté míry i eliminuje občasné nedefinovatelné chování operačního systému.

Protože má tato problematika při použití operačního systému nepodporujícího operace v reálném čase klíčový význam, byla provedena sada následujících měření. Jak se běžně udává v literatuře, max. propustnost sériového kanálu PC činí 20kbit/s, tj. 2500B/s. Komunikační protokol obsahuje jeden servisní bajt, jeden bajt obsahující hodnotu pomocného registru, viz předchozí text, a bajty obsahující aktuální měřená data. V nejjednodušším případě pro přenos jednoho kanálu s rozlišením 8 bitů budou tedy přenášeny 3 bajty, max. teoretická vzorkovací frekvence činí $2500/3 = 833,3\text{Hz}$. Jak se s touto skutečností vypořádalo PC s procesorem Pentium III 500MHz, 128MB RAM, diskem Seagate ST36530A se 7200ot/s s přístupovou dobou 9.5ms ukazuje tabulka 1. Měřená data byla nejen načítána, ale i ukládána na disk a průběžně zobrazována.

Počet kanálů, rozlišení, vzorkovací frekvence, počet bajtů paketu	Windows 98	Windows NT4.0 SP5	Windows 2000 Professional
1 kanál, 8 bitů, fvz 2kHz, 3 bajty	31254	32399	31186
1 kanál, 8 bitů, fvz 1kHz, 3 bajty	7*	31*	0
1 kanál, 8 bitů, fvz 500Hz, 3 bajty	0	0	0
2 kanály, 8 bitů, fvz 500Hz, 4 bajty	1	0	0
3 kanály, 8 bitů, fvz 500Hz, 5 bajtů	2	0	0
4 kanály, 8 bitů, fvz 500Hz, 6 bajtů	2	0	0
1 kanál, 22 bitů, fvz 500Hz, 5 bajtů	1*	0*	0
2 kanály, 22 bitů, fvz 500Hz, 8 bajtů	2*	0*	0
3 kanály, 22 bitů, fvz 500Hz, 11 bajtů	**	0*	0
4 kanály, 22 bitů, fvz 500Hz, 14 bajtů	**	81*	0

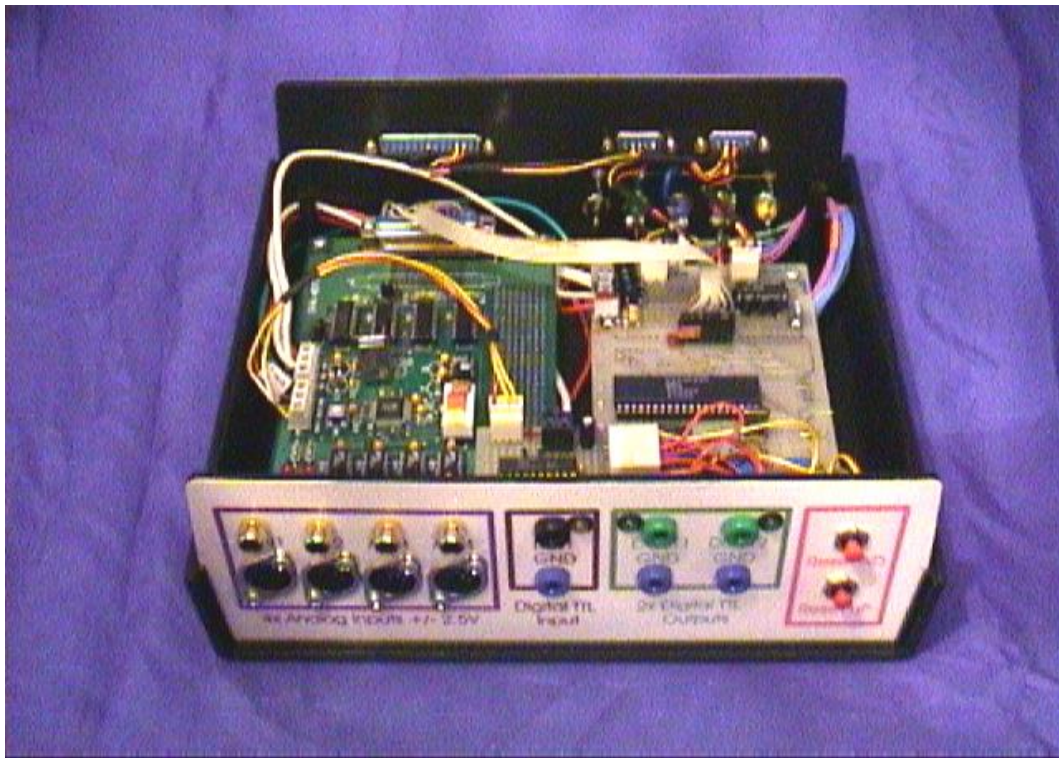
Pozn.:

* - na hranici stability přenosu. Pouhé vyvolávání tlačítek toolbaru mělo za následek zvyšování počtu "ztracených vzorků" (v případě fvz 2kHz toto nebylo okem postřehnutelné).

** - došlo k úplnému rozpadu komunikace

Tab. 1: Počet „ztracených vzorků“/min v závislosti na použitém operačním systému, počtu snímaných kanálů, počtu bitů převodu každého kanálu a vzorkovací frekvenci při prioritě "Critical" datového vlákna

Z výsledků tabulky 1 vidíme, že jednoznačně nejstabilnější a nejrychlejší se ukázal operační systém Windows 2000 Professional, který dokázal přenést ještě 3 kanály v osmibitovém rozlišení při vzorkovací frekvenci 1kHz. Windows NT4.0. potvrzují svoji stabilitu a Windows 98 pověst operačního systému určeného pouze pro kancelářské použití – při potřebě přenosu vyššího datového toku než určitá mez se komunikace úplně rozpadne a nastupuje opakovaně její opětovná inicializace v rámci použitého komunikačního protokolu. Srovnáním procenta využití procesoru pomocí programu TaskInfo2000 (viz <http://www.iarsn.com>) při standardní konfiguraci kanálů (16 bitů, fvz 250Hz), vidíme, že nejméně je procesor zatěžován při použití operačního systému Windows NT4.0 (cca 20%), následuje Windows 2000 (cca 25%) a Windows 98 (cca 30%). Pozn.: Při konfiguraci 3 kanály, 8 bitů, fvz 1kHz, je procesor při použití Windows 2000 zatěžován na cca 80%. Program TaskInfo2000 není kalibrovaný či nějakou autoritou doporučený software, proto je možné o těchto výsledcích pochybovat a nelze je brát jako stoprocentně ověřený údaj. Dále je možno vysledovat, že přenos tří bajtů s opakovací frekvencí 1kHz (datový tok 3kB/s = 24k bit/s) dělá W98 i WNT4.0 větší potíže než přenos osmi bajtů opakovací frekvencí 500Hz (datový tok 4kB/s = 32kbit/s). Lze to vysvětlit blokovým přístupem ke čtení vyrovnávací paměti v obvodu UART a menšími nároky na zpracování přicházejících přerušení. Rychlejší je čtení více dat s menší opakovací frekvencí než méně dat s opakovací frekvencí větší, samozřejmě jen do jistých mezí. Dalším faktem vyplývajícím z výše uvedeného textu je skutečnost, že se sériovým rozhraním RS232C lze dosáhnout při použití operačního systému Windows 2000 při 115200Bd a výše uvedené HW konfiguraci PC se spuštěním jediného aplikačního programu datového toku 5kB/s = 40kbit/s, což je dvojnásobek hodnoty uváděné v literatuře. Z hlediska nedeterministického chování Windows obecně bych však z hlediska dlouhodobé stability provozování takového datového toku nedoporučoval.



Obr. 2: Pohled na desku A/D převodníku a řídicí jednotky

4. ZÁVĚR

Bylo navrženo a realizováno mobilního zařízení pro sběr dat umožňující měření 8-mi analogových signálů a jejich zobrazování a ukládání v reálném čase. Nyní probíhá vývoj malého zařízení do dlaně napájeného a komunikujícího přes port USB, které bude schopno snímat malé pohyby volantu a aktigrafii, což jsou v současné době nejnadějnější signály nesoucí potenciální informaci o únavě. Zařízení bude snadno opakovatelné a díky jeho malým rozměrům se předpokládá nasazení při běžných jízdách (služebních cestách, ...), což umožní efektivní sběr dat z desítek přirozených jízd, které budou neustále zpřesňovat hledaný algoritmus pro detekci únavových stavů řidiče a snížení nákladů na speciálně prováděné testovací jízdy. Zařízení bude připojeno k notebooku, kde bude v reálném čase probíhat algoritmus detekce stupně únavy, který bude pomocí standardního zařízení notebooku vizuálně či akusticky vhodně indikován (displej, zvuková karta, ...).

5. LITERATURA

- [1] Bittner, R., Smrčka, P., Vysoký, P., Hána, K., Schreib, P., Poušek, L.: *Detecting of fatigue states of a car driver*, In: Medical data analysis, Lecture notes in computer sci. Brause R. W., Hanisch E. eds. Springer, Frankfurt, 2000.
- [2] Pilluti T., Ulsoy A.G.: *Identification of driver state for lane-keeping tasks*. In: IEEE trans.SMC, Part A, vol. 29, 1999
- [3] Wierwille, W.W., Ellsworth, L.A., Wreggit, S.S., Fairbanks, R.J., Kirn, C.L.: *Research on Vehicle-Based Driver Status/Performance Monitoring; Development, Validation, and Refinement of Algorithms For Detection of Driver Drowsiness*, U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration. DOT HS 808 247, Final Report (1994)

OBNOVA DEGRADOVANEJ OBRAZOVEJ INFORMÁCIE POMOCOUI FILTROV

Ing. Libor Hargaš

Katedra elektroniky a elektrotechnológie

Elektrotechnická fakulta

Žilinská univerzita v Žiline

tel.: +421/41/513 2278, fax: +421/41/525 4440, e-mail: Libor.Hargas@fel.utc.sk

Restoration of degraded image by filters

Abstract: *In this contribution the possibility image filtering is discussed. There are used a some type of filters. Paper presents the results image restoration for various of noise image degradation.*

Keywords: image, noise, filter

1. Úvod

Človek získava všetky informácie svojimi zmyslami. Najviac informácií mu poskytuje zrak vo forme obrazov. Z technického pohľadu je obraz vlastne časová zmena farby, jas a iných fyzikálnych veličín. Potreba spracovania obrazových informácií preto vedie k stále prudšiemu rozvoju vizuálnych technických odvetví.

Obrazové informácie sa v súčasnosti stále viac spracovávajú na počítačoch, preto jednou z veľmi dôležitých úloh je digitalizácia obrazu. Digitálna forma obrazu je vhodná z hľadiska uchovávanía dát na moderných záznamových médiách a ich následné mnohonásobné kopírovanie. Taktiež vzniká stále viac metód automatizovaného spracovania obrazu, ktoré pracujú najmä s digitálnym obrazom. Tieto fakty predurčujú digitálne technológie k ďalšiemu zdokonaľovaniu.

2. Rekonštrukcia obrazu

Metódy rekonštrukcie obrazu sa používajú na zlepšovanie vzhľadu obrazu aplikovaním rekonštrukčných procesov s využitím matematického modelu degradácie obrazu.

V praxi je model degradačného procesu zvyčajne neznámy a zisťuje sa experimentálne alebo je odhadnutý. Niektoré využiteľné informácie sa týkajú obrazov, systémov používaných na ich získavanie a procesov im nápomocných. Tieto informácie, kombinované s praktickým vývojom, môžu byť aplikované na riešenie určitých modelov. Všeobecná bloková schéma pre proces rekonštrukcie obrazu je zobrazená na obr. 2-1.

Systemový model

Model degradačného procesu pozostáva z dvoch častí, degradačná funkcia a šumová funkcia. Základný model v priestorovej oblasti je:

$$d(r,c) = h(r,c) * I(r,c) + n(r,c)$$

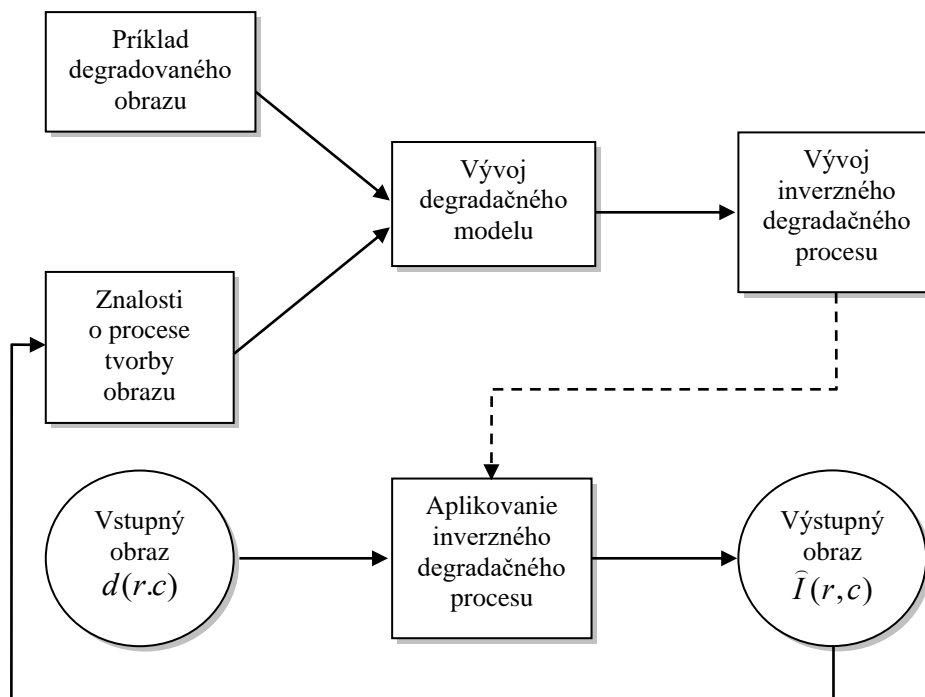
kde

- * predstavuje konvolučný proces
- $d(r,c)$ = degradovaný obraz
- $h(r,c)$ = degradačná funkcia
- $I(r,c)$ = originálny obraz
- $n(r,c)$ = doplnková šumová funkcia

Pretože konvolúcia v priestorovej oblasti je ekvivalentná násobeniu vo frekvenčnej oblasti, model frekvenčnej oblasti je:

$$D(u,v) = H(u,v)I(u,v) + N(u,v)$$

kde $D(u,v)$ = Fourierova transformácia degradovaného obrazu
 $H(u,v)$ = Fourierova transformácia degradačnej funkcie
 $I(u,v)$ = Fourierova transformácia originálneho obrazu
 $N(u,v)$ = Fourierova transformácia doplnkovej šumovej funkcie



Obr. 2-1 Proces obnovy obrazu

Na základe definície procesu rekonštrukcie obrazu je vidieť, aké potrebné je hľadanie degradačnej funkcie $h(r,c)$ (alebo jej vyjadrenie vo frekvenčnej oblasti $H(u,v)$) a modelu šumu $n(r,c)$ (alebo $N(u,v)$).

3. Získanie digitálnych snímok

Získavanie digitálnych snímok sa uskutočňovalo pomocou analógovej 3CCD kamery HITACHI HV – C20. Ako podklad pre snímanie boli použité RTG snímky.

Primárnym zdrojom, ktorý vedie k vzniku šumu je intenzita osvetlenia. Vplyvom intenzity osvetlenia môže dochádzať k veľkému presvetleniu alebo k nedostatočnému osvetleniu zosnímaného obrazu. To má za následok, že v takto digitalizovaných snímkach dochádza ku strate detailných informácií.

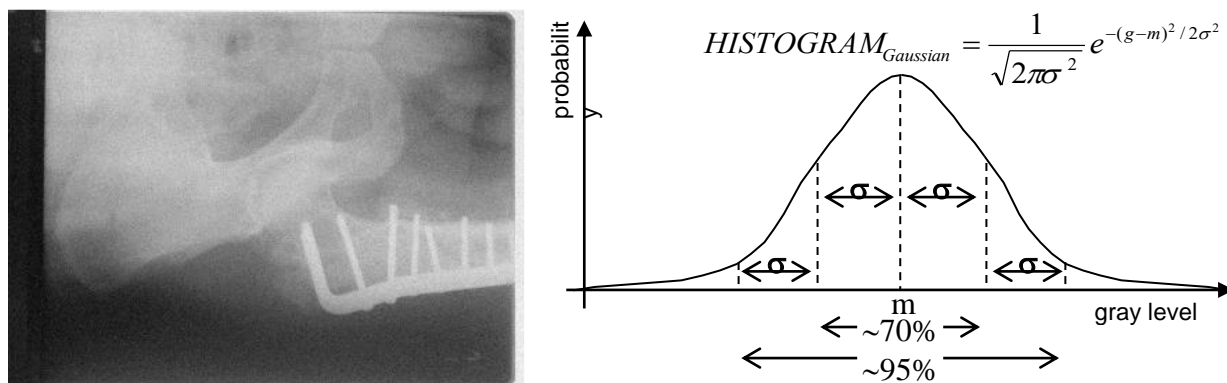
Aby sa kompenzoval vplyv nedostatku svetla, je uskutočňované zosilňovanie výsledného digitalizovaného obrazu. Zosilňovanie je možné uskutočniť pomocou CCD kamery, alebo digitalizačnej karty zabudovanej v PC. Pri zosilňovaní spomínanými metódami však zároveň dochádza k degradácii výslednej obrazovej informácii šumom. Čím väčšie je zosilnenie zosnímaného obrazu, tým menší je odstup signál – šum (SNR) vo výslednom obraze. Typické druhy šumu, ktoré sa vyskytujú pri snímaní sú Gausov šum alebo rovnomerný šum. Šum, ktorý najčastejšie vzniká v prenosovej ceste medzi zdrojom informácii a koncovým užívateľom je impulzný šum.

4. Šum

Šum je nežiadúca informácia, ktorá znečisťuje obraz. Šum sa zjavuje v obrazoch z rôznych zdrojov. Digitálny proces získavania obrazu, ktorý konvertuje optický obraz na

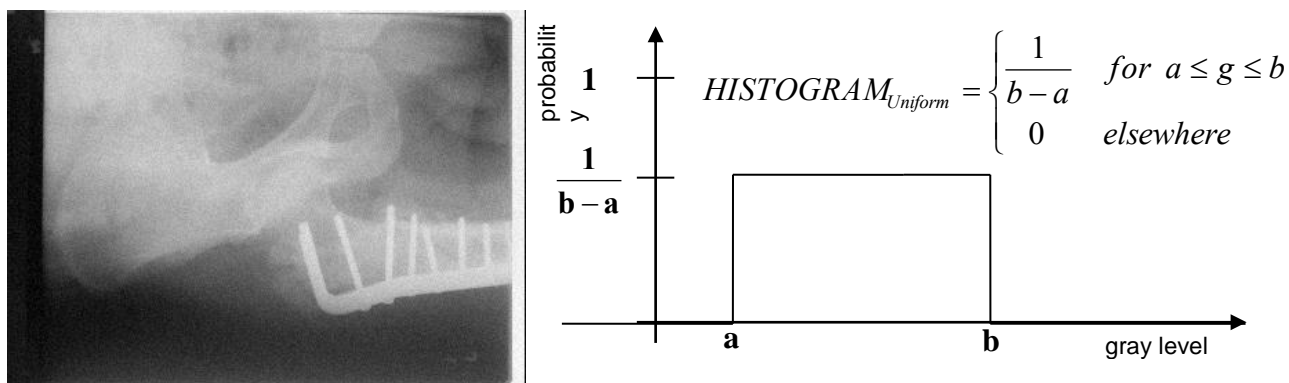
kontinuálny elektrický signál, ktorý sa následne vzorkuje, je primárny proces, pri ktorom sa objaví šum v digitálnom obraze. V obraze zvyčajne modelujeme šum s gausovým („normálnym“), uniform („rovnomerným“), alebo salt & pepper („impulzným“) rozdelením.

Gausov šum: Tvar distribučnej funkcie tohto typu šumu ako závislosť odtieňov šedi môže byť zobrazená pomocou histogramu na obr. 4-1.



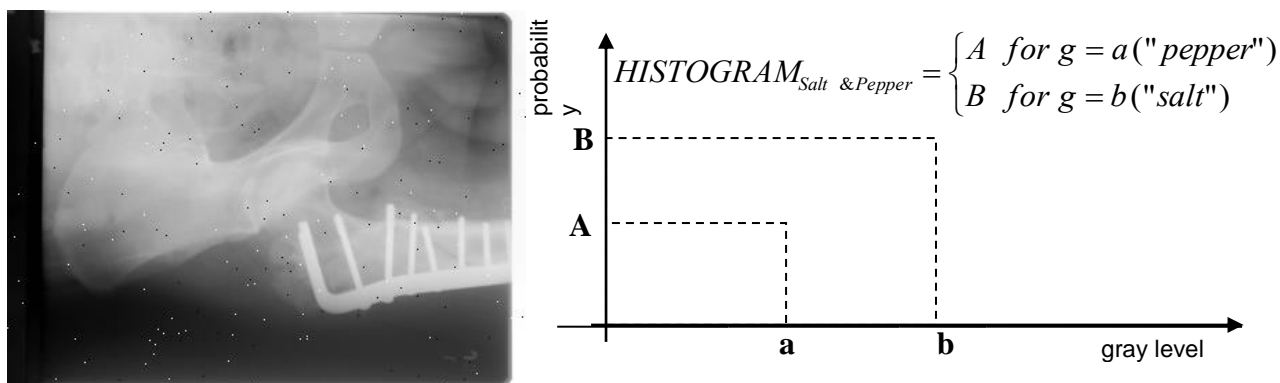
Obr. 4-1 Obraz s gausovým šumom a distribučná funkcia

Rovnomerný šum: Tvar distribučnej funkcie tohto typu šumu ako závislosť úrovni šedej môže byť zobrazená pomocou histogramu na obr. 4-2.



Obr. 4-2 Obraz s rovnomerným šumom a distribučná funkcia

Šum Salt & Pepper : Tvar distribučnej funkcie tohto typu šumu ako závislosť úrovni šedej môže byť zobrazená pomocou histogramu na obr. 4-3.



Obr. 4-3 Obraz so šumom salt & pepper a distribučná funkcia

5. Odstraňovanie šumu použitím priestorových filtrov

Problém potláčania šumu je jednou z hlavných úloh spracovania signálov, ktoré sa zaoberajú odstraňovaním interferencie a transformáciou signálov na formu vhodnejšiu pre ďalšie spracovanie. Dôvody, ktoré vedú ku vzniku interferencie šumu a užitočnej informácie, sú rôzne, napríklad chyby prenosového kanála, starnutie záznamových médií, rušenie spôsobené človekom. Aby bolo možné odstrániť šum a navrhnúť filtračnú metódu s dobrým účinkom a vysokou presnosťou odhadu, je potrebné rešpektovať faktory ako mechanizmus generovania pôvodného signálu, povahu znehodnotenia a mieru vhodnosti riešenia vzhľadom na pôvodný signál a mechanizmus znehodnotenia.

Priestorové filtre môžu byť použité na odstránenie rôznych typov šumu v digitálnych obrazoch. Tieto priestorové filtre, pracujúce zvyčajne s malými oblasťami 3x3 až 11x11, môžu byť realizované ako konvolučné masky.

Dve hlavné kategórie priestorových filtrov na odstraňovanie šumu sú:

- štatistické poriadkové „order“ filtre,
- priemerovacie „mean“ filtre.

Poriadkové filtre sú používané na usporiadanie oblastí bodov v poradí od najmenej po najväčšiu hodnotu odtieňa šedi a využitia tohto usporiadania na výber „správnej“ hodnoty, zatiaľ čo priemerovacie filtre určujú z hodnôt bodov oblasti priemernú hodnotu. Priemerovacie filtre pracujú najlepšie s gaussovým alebo rovnomerným šumom a poriadkové filtre pracujú najlepšie so šumom salt & pepper. Nevýhoda priemerovacích filtrov je v rozmazaní obrazových hrán alebo detailov; sú to v podstate dolnopásmové filtre. Poriadkové filtre sú nelineárne, ich výsledky sú kompromisom medzi zachovaním obrazových detailov a elimináciou šumu.

5.1 Poriadkové (order) filtre

Poriadkové filtre sú založené na špecifickom type štatistiky obrazu nazývanej order štatistika. Zväčša tieto filtre pracujú na malých subobrazoch, oknách, a nahrádzajú centrálnu hodnotu bodu (podobné konvolučnému procesu). Order štatistika je technika, ktorá usporiada všetky body do sekvenčného poradia, založeného na hodnote odtieňa šedi. Umiestnenie hodnoty v rámci tohto poradia nazývame stupeň. V danom $N \times N$ okne W sa hodnoty bodov zoradia od najmenej po najväčšiu ako vyplýva zo vzťahu:

$$I_1 \leq I_2 \leq I_3 \leq \dots \leq I_{N^2}$$

kde $\{I_1, I_2, I_3, \dots, I_{N^2}\}$ sú hodnoty intenzity (odtöne šedi) podmnožiny bodov obrazu, ktoré sú v $N \times N$ okne W (t.j. $(r,c) \in W$).

Najvýhodnejší z poriadkových filtrov je median filter. **Median filter** vyberie strednú hodnotu bodu z usporiadanej sady. Median filter sa dá úspešne využiť pri odstraňovaní šumu typu salt & pepper (obr. 5-1). Pri jeho použití dochádza k čiastočnému rozmazaniu obrazu. Túto nevýhodu odstraňuje adaptívny median filter (obr. 5-2).

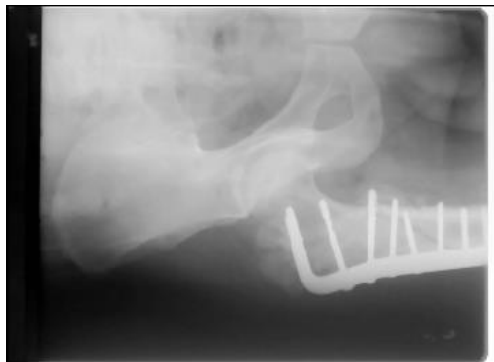
Maximové a minimové filtre sú dva order filtre, ktoré sa používajú na elimináciu impulzného šumu (salt & pepper). Maximové filtre vyberajú najväčšie hodnoty v rozsahu zoradeného okna hodnôt bodov, zatiaľ čo minimové filtre vyberajú najmenšie hodnoty. Takéto typy filtrov je možné upravovať aj podľa ďalších kritérií. Pre určité typy impulzných šumov je výhodnejšie nepoužívať maximálne, resp. minimálne hodnoty v usporiadanej rade, ale použiť im najbližšie hodnoty. To má za následok vizuálne lepšie obraz (obr. 5-3).

5.2 Priemerovacie (Mean) filtre

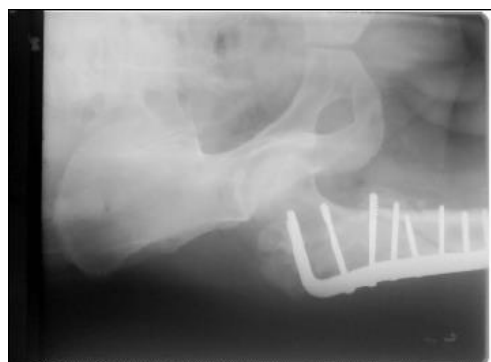
Funkciou priemerovacieho (mean) filtra je hľadanie určitej formy priemeru vnútri okna $N \times N$, použitím koncepcie kĺzavého okna pre spracovanie celého obrazu. Najjednoduchší z týchto filtrov je aritmetický mean filter, ktorý hľadá aritmetický priemer hodnôt bodov v okne, ako definuje vzťah:

$$\text{Aritmet.mean} = \frac{1}{N^2} \sum_{(r,c) \in W} d(r,c)$$

kde N^2 = počet bodov v okne $N \times N$, W .

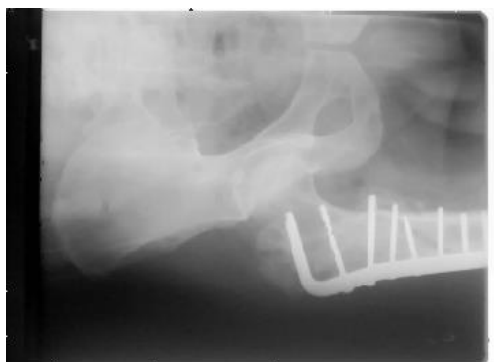


Obr. 5-1 Median filter aplikovaný na obraz 4-3

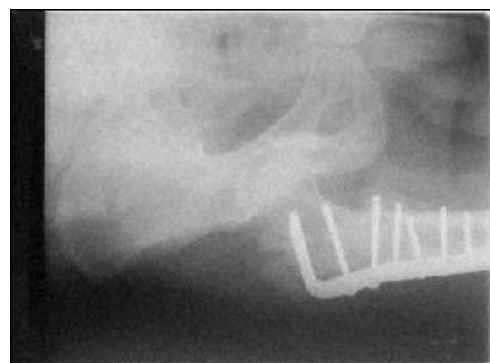


Obr. 5-2 Adaptívny median filter aplikovaný na obraz 4-3

Aritmetický mean filter vyhladzuje lokálne odchýlky vo vnútri obrazu, čím je podobný dolnopásmovému filtru (obr. 5-4). Tento filter má sklon k rozmazávaniu obrazu pokiaľ redukuje účinky šumu. Tento typ filtra najlepšie pracuje s gaussovým a rovnomerným šumom.



Obr. 5-3 Upravený maximový filter aplikovaný na obraz 4-3



Obr. 5-4 Aritmetický filter aplikovaný na obraz 4-2

Geometrický mean filter pracuje najlepšie s gaussovým šumom a zachováva detailné informácie lepšie ako aritmetický mean filter (obr. 5-5). Je definovaný ako výsledok hodnôt bodov vo vnútri okna, umocnený na $1/N^2$:

$$\text{Geometric mean} = \prod_{(r,c) \in W} [d(r,c)]^{\frac{1}{N^2}}$$

5.3 Adaptívne filtre

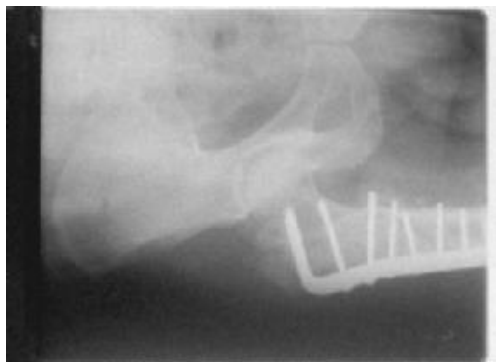
Predchádzajúce popísané filtre sú adaptívne v zmysle, že ich výstup závisí na základných hodnotách bodov. Avšak, pri adaptívnom filtri sa menia jeho základné režimy pri spracovávaní obrazu: môže pracovať ako mean filter na jednej časti obrazu a median filter na ďalšej časti obrazu.

Minimum Mean-Square Error filter MMSE (minimálna stredná kvadratická odchýlka) je dobrý príklad adaptívneho filtra, ktorý ukazuje rozličné režimy založené na

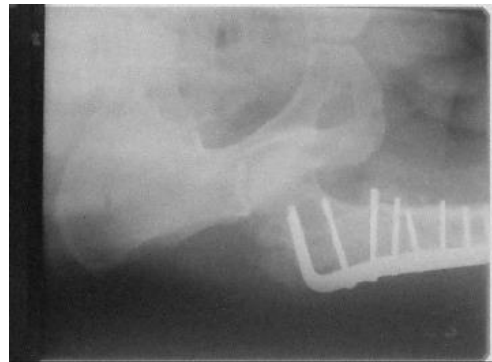
lokálnych štatistikách obrazu (obr. 5-6). MMSE filter pracuje najlepšie s gaussovým alebo rovnomerným šumom a je definovaný:

$$MMSE = d(r, c) - \frac{\sigma_n^2}{\sigma_i^2} [d(r, c) - m_i(r, c)], \text{ kde}$$

σ_n^2 = rozptyl šumu; σ_i^2 = lokálny rozptyl (v spracovávanom okne);
 m_i = lokálny stred (priemer spracovávaného okna)



Obr. 5-5 Geometrický filter aplikovaný na obraz 4-1



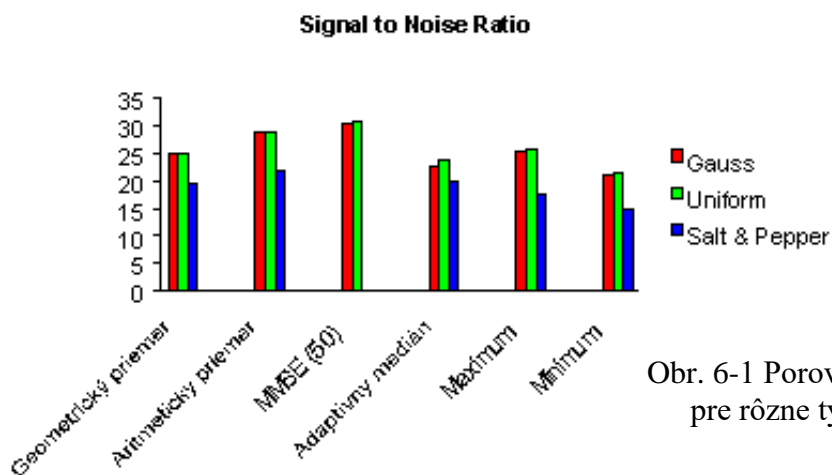
Obr. 5-6 MMSE filter aplikovaný na obraz 4-1

MMSE filter sa prispôbuje lokálnym obrazovým štatistikám, uchováva sa detaily obrazu zatiaľ čo sa šum odstraňuje.

6. Záver

Digitalizáciou RTG snímok je možné vytvoriť databázu takýchto snímok, pričom táto databáza by bola dostupná pomocou sieťových aplikácií. Pretože pri snímaní vzniká šum, vyvstáva potreba jeho odstránenia. Popísanými typmi priestorových filtrov sa dá dosiahnuť vizuálne zlepšenie digitalizovaných snímok. Ďalej je pomocou filtrovania možné zobrazit' aj detaily, ktoré predtým neboli voľným okom viditeľné.

Z výsledkov vyplýva, že pre hodnotenie kvality obrazu je dôležité používať objektívne (SNR – čím je odstup väčší, tým je obraz menej znehodnotený šumom) i subjektívne (zrakové) metódy (obr.6-1).



Obr. 6-1 Porovnanie odstuhu signál-šum pre rôzne typy šumu a rôzne filtre

7. Literatúra

- [1] Umbaugh S. E.: *Computer Vision and Image Processing*, Prentice Hall PTR, 1999
- [2] <http://www.ee.siue.edu/CVIPtools>

VLIV ZPOŽDĚNÍ V ŠÍŘENÍ AKČNÍCH POTENCIÁLŮ V NERVOVÉ SOUSTAVĚ NA VZNIK MAYEROVÝCH OSCILACÍ

Doc. Ing. Jiří Holčík, CSc.^{1,2)}, Ing. Ladislav Hrubý²⁾

¹⁾ Ústav biomedicínského inženýrství ÈVUT v Praze
Žikova 4, 166 36 Praha 6

²⁾ Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně
Purkyňova 118, 612 00 Brno
holcik@ubmi.cvut.cz, hrubyl@feec.vutbr.cz

Origin of the Mayer Oscillation as a Consequence of Delay in Spreading Action Potentials in Nervous System

The paper verifies a hypothesis for explanation of an origin of the Mayer's oscillations in a cardiovascular control system at the frequency of about 0.1 Hz. The verification has been done by means of simulation experiments with three basic mathematical models of the cardiovascular control – the structural model described and used in [2], model described by Cavalcanti in [4], [5] to explain chaotic behaviour of cardiovascular system, and model based on the linear delayed differential equation of the 1st order. Comparison of the obtained results proved importance of the above-mentioned hypothesis.

Keywords: heart rate variability, systolic blood pressure, frequency spectrum, feedback, traffic delay, mathematical modelling

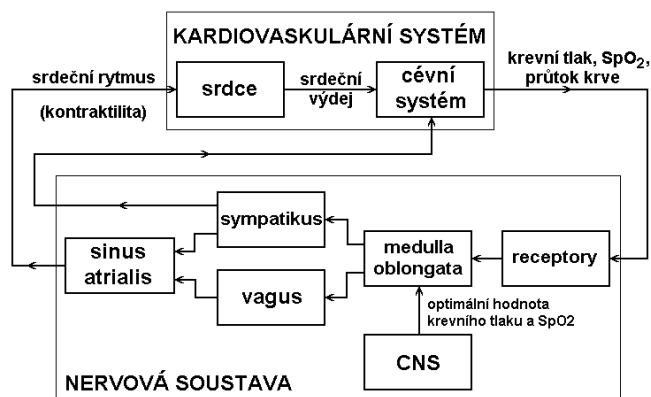
1. ÚVOD

Signály popisující variabilitu činnosti kardiovaskulární soustavy (KVS) (srdeční rytmus, krevní tlak) obsahují některé významné frekvenční složky - z nichž důležité postavení zaujímají tzv. Mayerovy vlny na kmitočtu kolem 0,1 Hz. Pro výklad vzniku a existence těchto vln existují dvě různé hypotézy (např. [1]):

- vznik v důsledku rezonancí v cévním řečišti daných jeho parametry;
- vznik díky zpoždění v regulační smyčce, vyplývajícího z konečné rychlosti šíření akčních potenciálů podél nervových vláken.

V reálných komplexních a hierarchických systémech řízení (a řízení KVS takovým systémem nepochybně je) se uplatňuje řada různých mechanismů a proto je možné, že se na vzniku Mayerových oscilací podílejí oba vlivy. Dále, i vlastnosti a parametry cévního řečišti (periferní odpor, poddajnost cév, ...) se mění podle okamžitých potřeb organismu a jsou tedy rovněž závislé na způsobu a charakteru řízení. Lze tedy předpokládat, že řízení KVS má na vznik Mayerových oscilací dominantní vliv a proto se budeme věnovat především této hypotéze.

Mechanismy podílející se na řízení KVS se liší místem působení (na globální a lokální úrovni) i rychlostí reakce (rychlé a dlouhodobé). Chceme-li se zabývat vlivem zpoždění v nervových cestách, je třeba se zaměřit na rychlé nervové, centrální působící mechanismy. Mezi ně náleží především arteriální baroreflex, mechanismy založené na kontrole koncentrace kyslíku v krvi, případně Bainbrigův reflex. Působí rozdíly v typu receptorů (baroreceptory, chemoreceptory, volumoreceptory) i v oblasti zpracování informace přicházející z receptorů je základní struktura působení těchto mechanismů těž (obr.1). Při šíření informace dochází



Obr. 1 Principiální schéma reflexní řídicí smyčky kardiovaskulární soustavy

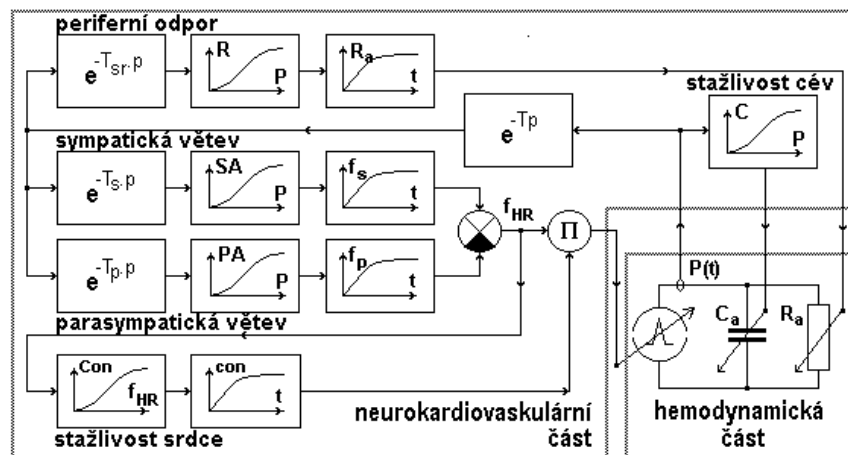
v obou částech schématu ke zpoždění vlivem konečné rychlosti proudění krve a zejména akčních potenciálů podél dostředivých nervů od receptorů do CNS a odtud eferentními nervovými cestami zpět k akčním členům reprezentovaným srdcem a cévami. Normální celková doba zpoždění se pohybuje v hodnotách kolem 2 až 3 sekund (doba šíření akčních potenciálů po dostředivých nervech 0,1 s, doba reakce CNS daná především reakcí sympatického systému a šíření po odstředivých nervech cca 1 s, reakční doba cévního systému cca 1,5 s [2]).

2. MODEL Y ŘÍZENÍ KARDIOVASKULÁRNÍ SOUSTAVY SE ZPOŽDĚNÍM

Hypotéza o původu vzniku Mayerových oscilací je ověřena simulacemi experimenty se třemi různými matematickými modely funkce a řízení KVS a modifikací jednoho z těchto modelů, které principiálně odpovídají struktuře podle obr. 1

STRUKTURÁLNÍ MODEL ŘÍZENÍ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Tento model (obr.2), který byl původně navržen pro ověření základních řídicích vazeb v KVS [2], nejvíce zachovává jeho strukturu. Hemodynamická cévní část je prezentována dvouprvkovým modelem typu Windkessel s časově proměnnými parametry. Řídicí část respektuje základní fyziologické principy, tak jak jsou reprezentovány obr.1. Srdeční rytmus je řízen na základě hodnoty systolického tlaku sympatickou i parasympatickou větví, jejichž účinky se vzájemně sčítají (na rozdíl od některých autorů, kteří předpokládají součet obou větví



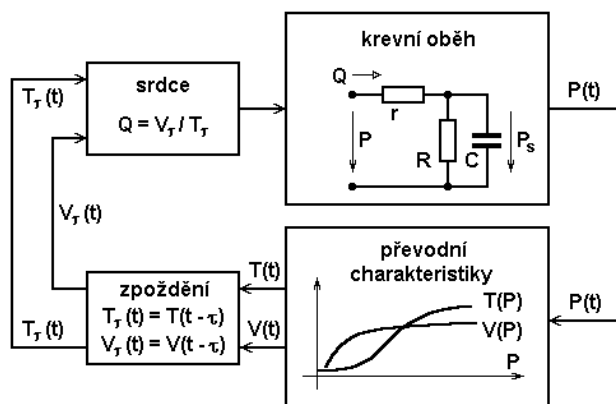
Obr.2 Schéma strukturálního modelu řízení kardiovaskulárního systému

[3]). Na základě takto spočítané srdeční frekvence je dopočítána kontraktilita a tepový srdeční výdej. Výsledný tok je dán součinem srdeční frekvence a srdečního výdeje. Model dále uvažuje, že množství uvolněného mediátoru (adrenalin, noradrenalin, ...) v orgánu, který se má inervovat, lze v nejjednodušším případě popsat setrvačným článkem.

V závislosti na hodnotě časového zpoždění τ chování modelu přechází z rovnovážného stavu přes stabilní tlumené oscilace až do nestabilního stavu.

CAVALCANTIOHO MODEL

Model byl původně zkonstruován pro zkoumání a vysvětlení možného chaotického chování [4, 5]. Je reprezentován nelineárními diferenciálními rovnicemi prvního řádu se zpožděním.



Obr.3 Princip Cavalcantiho modelu řízení KVS

Hemodynamická část systému je v tomto případě reprezentována tříprvkovým nelineárním modelem typu Windkessel.

Vztah mezi středním arteriálním tlakem $P(t)$ a středním průtokem krve aortou $Q(t)$ je popsán diferenciální rovnicí

$$\frac{dP_s(t)}{dt} = \frac{R \cdot Q(t) - P_s(t)}{RC}, \quad (1)$$

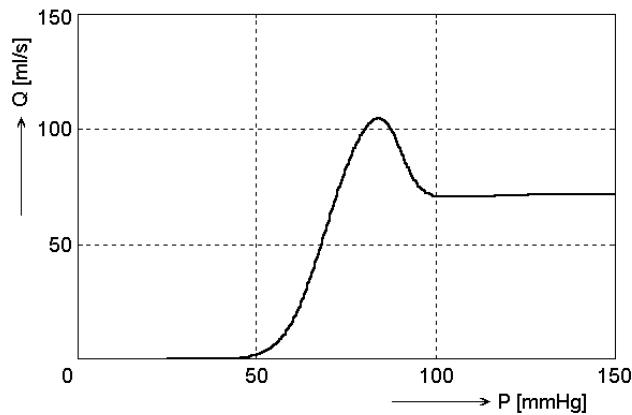
kde

$$P(t) = P_s(t) + r \cdot Q(t). \quad (2)$$

Protože model nepředpokládá pulzní charakter krevního toku, lze hodnotu středního průtoku aortou vyjádřit poměrem zpožděných hodnot tepového srdečního výdeje $V_\tau(t)$ a periody srdečního cyklu $T_\tau(t)$ (zpoždění simuluje důsledek konečné rychlosti šíření vzruchu aferentními a eferentními nervovými drahami). Platí tedy

$$Q(t) = V_\tau(t) / T_\tau(t), \quad (3)$$

přičemž hodnoty $V_\tau(t)$ a $T_\tau(t)$ jsou stanoveny z hodnot systolického tlaku $P(t)$ na výstupu soustavy pomocí nelineárních převodních charakteristik (viz obr.3). Výsledná převodní závislost mezi hodnotami $P(t)$ a $Q(t)$ je zobrazena na obr.4.



Obr.4 Závislost průtoku krve na hodnotách systolického tlaku v Cavalcantiho modelu

V závislosti na hodnotě časového zpoždění τ vykazuje model tři různé typy chování. V intervalu od 0 do 0,7 s se výstupní hodnota krevního tlaku ustálí na konstantní hodnotě, nezávisle na velikosti τ . V intervalu 0,7 - 2 s chování systému vykazuje oscilace v závislosti na velikosti τ – se zvýšením hodnoty τ klesá frekvence oscilací a opačeni. Bude-li se časové zpoždění ještě dál zvyšovat, přejde řešení pozvolna do chaotického stavu. Typickými příznaky je naprosto nepravidelný časový průběh a velká citlivost na počáteční podmínky.

Na základě simulačních experimentů při zkoumání podmínek vzniku chaotického chování byl původní model modifikován tak, že popis hemodynamické části byl zjednodušen na dvouprvkový model typu Windkessel (vypuština charakteristická impedance aorty r a převodní nelinearita mezi $P(t)$ a $Q(t)$ byla nahrazena zespoda omezenou parabolou. Matematický popis modelu se následně zjednodušil do tvaru

$$\begin{aligned} \frac{dP(t)}{dt} &= -\frac{P(t)}{R \cdot C} + \frac{Q(t)}{C}; \\ Q(t) &= -\frac{2,1}{4}[P(t - \tau) - 45]^2 + 100 \text{ pro } Q(t) > \text{práh}; \\ Q(t) &= \text{práh} \text{ pro } Q(t) \leq \text{práh}, \end{aligned} \quad (4)$$

kde práh = 30 ml/s.

LINEÁRNÍ DIFERENCIÁLNÍ ROVNICE 1. ŘÁDU SE ZPOŽDĚNÍM

Vzhledem ke skutečnosti, že Cavalcantiho model je reprezentován (jak plyne ze vztahů (1) až (4)) nelineární diferenciální rovnicí prvního řádu, je reprezentace pomocí lineární diferenciální rovnice se zpožděním dalším logickým krokem vedoucím ke zjednodušení zkoumaného problému.

Uvažme diferenciální rovnici

$$y'(t) = A \cdot y(t - \tau) + B. \quad (5)$$

Zavedením substituce

$$y(t) = -B/A + p(t) \quad (6)$$

pøejde rovnice do tvaru

$$p'(t) = A \cdot p(t - \tau). \quad (7)$$

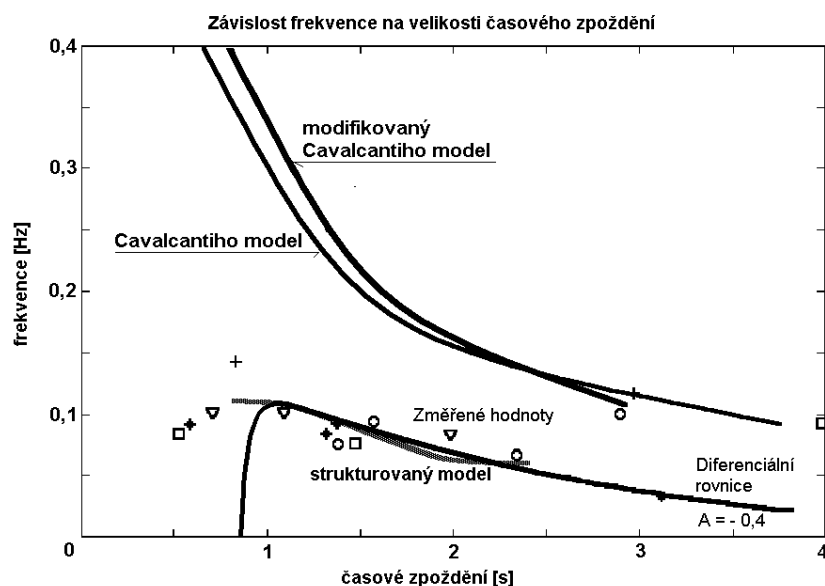
Øešení diferenciální rovnice se zpoždíním má vždy oscilaèní průbìh, který mùže být tlumený (stabilní stav) nebo netlumený (nestabilní stav). Velikost tlumení závisí na velikosti reálné složky dominantních koøenù rovnice (viz obr.5).

Z hlediska modelování barorecepèního řízení KVS mùžeme koeficient A interpretovat jako reciprokou hodnotu poddajnosti (pružnosti) aorty - v hemodynamických modelech reprezentováno kapacitou C . Periferní odpor R se neuplatňuje, jeho velikost je nekoneèná a tak je hemodynamická část modelu simulována jednoprvkovým modelem typu Windkessel. Zpětná vazba tak „pøeèítává“ systolický tlak na krevní tok lineární funkcí. Èíselně proto platí

$$q(t) = p(t - \tau). \quad (8)$$

3. EXPERIMENTY A ZÁVÌRY

Pøi simulaèních experimentech s jednotlivými výše uvedenými modely byla sledována hodnota dominantní frekvence oscilací výstupního signálu v závislosti na nastavené hodnotì celkového zpoždíní ve zpítné vazbi modelu. Dominantní frekvence byla urèena jako frekvence maximálního vrcholu Fourierovského spektra signálu.



Obr.5 Závislosti hodnot frekvence oscilací tlakové køivky na velikosti zpoždíní v øídicí smyøce KVS (výsledky simulaèních experimentù a reálných mìøení)

Výsledky simulaèních experimentù byly srovnány s daty získanými pøi experimentálních mìøeních na sklápícím lehátku s 5 zdravými muži ve vku od 22 do 29 let. Byla snímána tlaková køivka pøístrojem Finapress®, ze které byly urèeny hodnoty systolických tlakù v jednotlivých srdeèních cyklech a zkoumala se rychlost reakce kardiovaskulárního systému (zmìny hodnot systolického tlaku) na rùzné zmìny polohy lehátka. Zpoždíní zpítnovazební smyøky se stanovilo jako hodnota dopravního zpoždíní z køivky pøechodného dije krevního tlaku, která vznikla po odeètení predikovaného průbìhu od skuteèní namìøené posloupnosti systolických tlakù po zmìni polohy lehátka [6]. Frekvence oscilací byla opìt urèena jako

frekvence dominantního vrcholu ve spektrální hustotě výkonu posloupnosti naměřených hodnot systolických tlaků. V případě lineární diferenciální rovnice se zpožděním lze stanovit analytický vztah vyjadřující relaci mezi velikostí zpoždění a kmitočtem oscilací řešení – platí, že

$$f(\tau) = \frac{\sqrt{4A\tau - 1}}{4\pi\tau}. \quad (9)$$

Výsledky jsou sumárně prezentovány na obr.5. Největší shodu s daty určenými z reálně naměřených dat překvapivě vykazují výstupy modelu se zcela rozdílnou složitostí struktury – strukturální model s nejsložitějším uspořádáním a nejjednodušší model využívající lineární diferenciální rovnice se zpožděním. V tomto případě lze pro parametr A získat množinu různých kóivek, přičemž optimální hodnota A určená pomocí metody nejmenších čtverců je $A = -0,55$, v obr.5 je uvedena kóivka pro $A = -0,4$. Odlišný průběh závislosti pro Cavalcantiho model je závislý zejména na převodní nelinearitě mezi tlakem a průtokem krve, mění již na parametrech modelu krevního řečiště. Tato skutečnost je současně dalším argumentem vyvracejícím předpoklad o rezonancím původu oscilací v řízení KVS.

4. LITERATURA

- [1] ten Voorde, B.J.: *Modeling the Baroreflex. A System Analysis Approach*. Enschede, Copyprint 2000, 1992, 270s.
- [2] Holčík, J., Hrubý, L., Moudr, J.: *Baroreflex Model with a Nonlinear Feedback*. Proc. 14th Biennial International Conference BIOSIGNAL '98, Brno, VUT IUM Press 1998, s. 139-141.
- [3] Di Rienzo, M. et al (eds.): *Computer Analysis of Cardiovascular Signals*. Amsterdam, IOS Press 1995, 315s.
- [4] Cavalcanti, S., Belardinelli, E.: *Modeling of Cardiovascular Variability Using a Differential Delay Equation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-43, è.10, Oct. 1996, s. 982-989.
- [5] Cavalcanti, S., Severi, S., Boarini, C.: *Mathematical Analysis of the Autonomic Influence on the Heart Rate Variability*. CD ROM Proc. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Part 4 Amsterdam, 1996.
- [6] Hrubý, L., HOLČÍK, J. *Algorithm for Prediction of Systolic Blood Pressure Sequence*. In NOSTRADAMUS 2000 Proc. 3rd International Conference. FT BU of T Zlín 2000, s.64 - 66.

PODĚKOVÁNÍ

Práce byla podporována finančními prostředky výzkumných záměrů ÈVUT v Praze è. MSM 210000012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství“ a FEKT VUT v Brně è. MSM 262200011 „Výzkum elektronických komunikačních systémů a technologií“.

MODEL LINEÁRNÍHO ZPĚTNOVAZEBNÍHO OŘÍZENÍ KARDIOVASKULÁRNÍ SOUSTAVY A JEHO OMEZENÍ

Doc. Ing. Jiří Holčík, CSc.^{1,2)}, Ing. Jan Musil²⁾

¹⁾ Ústav biomedicínského inženýrství ĚVUT v Praze, Zikova 4, 166 36 Praha 6

²⁾ Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně, Purkyňova 118, 612 00 Brno

holcik@ubmi.cvut.cz, musilj@feec.vutbr.cz

Model of a Linear Feedback Control of Cardiovascular System and Its Limits

A structural feedback model of cardiovascular control has been developed on a base of analysis of physiological processes running in neural and cardiovascular system. Further, the model was significantly simplified under specific conditions but its feedback structure still generalises the standard approach founded on the baroreflex sensitivity. The model was used for two different kinds of clinical examinations – examination of patients with a predisposition to syncope and testing Gz load tolerance of pilots. In the former case the model was able to bring useful clinical findings and conclusions, but the latter application failed. The paper present results of both the applications and discusses possible reasons of the failing in case of the pilot testing.

Keywords: cardiovascular system, heart rate variability, systolic blood pressure, mathematical modelling, feedback control, linearity

1. ÚVOD

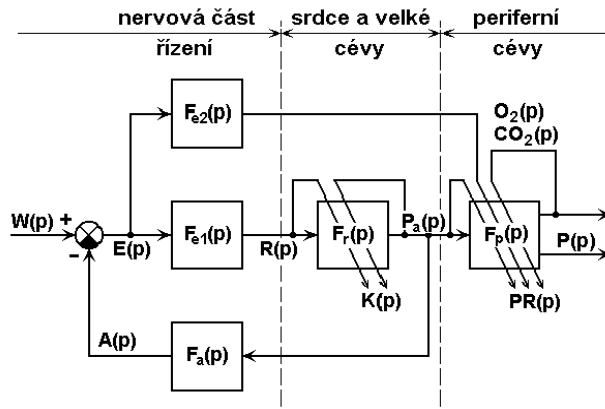
Kvalita řízení kardiovaskulární soustavy (KVS) se zpravidla hodnotí pomocí tzv. baroreflexní senzitivity, která bývá definována mnoha různými způsoby v časové i frekvenční doméně, avšak nejčastěji jako poměr obrazu $R(p)$ posloupnosti RR intervalů a obrazu $P(p)$ posloupnosti hodnot systolického krevního tlaku v jednotlivých srdečních cyklech. Platí tedy

$$\text{BRS}(p) = \frac{R(p)}{P(p)}. \quad (1)$$

Hodnoty funkce $\text{BRS}(p)$ se sledují buď v celém rozsahu užitečných frekvencí, tj. od 0 do 0,5 Hz, v části tohoto frekvenčního pásma či jen na určitém kmitočtu (např. na kmitočtu Mayerových oscilací 0,1 Hz). Rovnice (1) představuje přenosovou funkci otevřeného lineárního systému se vstupem charakterizujícím dynamiku krevního tlaku a výstupem popisujícím srdeční rytmus. Ve skutečnosti ořídící část kardiovaskulární soustavy obsahuje mnoho různých mechanismů na centrální i lokální úrovni, většinou využívajících zpětné vazby. Z toho vyplývá, že významnějším způsobem jak popsat vztah mezi časovými průběhy srdeční frekvence a krevního tlaku bude nepochybně využití zpětnovazebního modelu.

2. LINEÁRNÍ ZPĚTNOVAZEBNÍ MODEL OŘÍZENÍ KVS

Princip baroreflexního zpětnovazebního ořídění kardiovaskulárního systému lze schematicky znázornit blokovým schématem na obr.1, kde F_a popisuje přenosové vlastnosti aferentních nervů, přenášejících informaci z baroreceptorů do ořídících center v centrální nervové soustavě (CNS) - zejména v prodloužené míše, F_{e1} vlastnosti vegetativního ořídícího centra, včetně nervů inervujících SA uzel a samotného SA uzlu, F_{e2} charakterizuje vasomotorické centrum, včetně vlastností sympatického nervového systému ovládajícího cévní



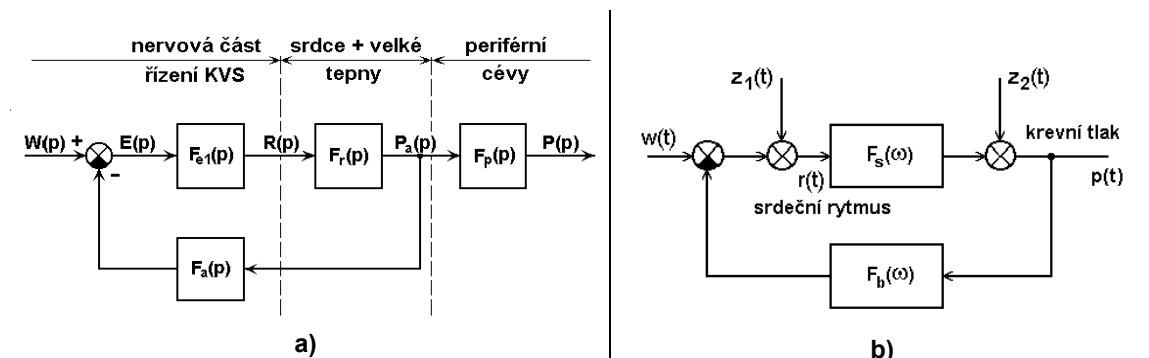
Obr.1 Model regulačního obvodu řízení krevního tlaku

system, F_r vyjadøuje vlastnosti výkonné èásti regulaèní smyèky (zahrnuje srdce, aortu a èást tepenného obihu) a F_p popisuje pøenos z místa baroreceptorù do místa mìøení tlaku na perifèrii. Velièina $PR(p)$ je obrazem dynamiky perifèrního cévního odporu a $K(p)$ obrazem èasového vývoje kontraktility myokardu. Promìnná $R(p)$ popisuje dynamiku srdeèního rytmu reprezentovaného posloupností dob srdeèních cyklù, $P(p)$ posloupnost hodnot systolických tlakù v místì mìøení na perifèrii, $O_2(p)$ a $CO_2(p)$ jsou obrazy koncentrací krevních plynù a koneèní, $E(p)$ pøedstavuje chybovou odchylku od žádané optimální hodnoty.

Struktura tohoto modelu je i pøes podstatné zjednodušení vzhledem k reálnému uspoøádání pomìrnì složitá s rùznými lokálními vazbami. Závislosti mezi velièinami v jednotlivých blocích jsou významnì nelineární i èasovì promìnné, což komplikuje matematický popis problému i jeho analýzu. Kromì toho nejsme schopni mìøit všechny potøebné signály, které tento model obsahuje. Pro reálnou analýzu je proto nezbytné omezit se pouze na mìøitelné signály (krevní tlak, srdeèní frekvence) a nalézt co nejjednodušší vztahy mezi tìmito velièinami.

Aby bylo zjednodušení modelu možné, je nutné:

- zanedbat vliv autonomních regulaèních mechanismù (øízení CNS je hierarchicky nadøazené a lokální regulace se uplatòuje pøedevším pøi doláèování místních požadavkù);
- zanedbat sympatickou regulaci cévního øeèišti odstraním vtvèe obsahující blok F_{e2} ;
- zanedbat nelinearity v závislostech mezi stavovými velièinami systému (za pøedpokladu, že se kardiovaskulární systém po celou dobu vyšetøení nachází jen v malém okolí svého rovnovážného stavu).



Obr.2 Zjednodušené varianty modelu regulačního obvodu řízení krevního tlaku

Za těchto předpokladů, je možné blokové schéma z obr.1 zjednodušit do tvaru uvedeného na obr.2a, kde již jednotlivé přenosové bloky mají lineární vlastnosti. Pro měření tlaku P_a v místech baroreceptorů by bylo nutné použít invazivní metodu. Poněvadž očekáváme, že vyšetření bude minimálně zatěžovat pacienta (poměr rizika a diagnostického přínosu vyšetření pro pacienta, ovlivnění činnosti vyšetřované CNS vnějším zásahem při invazivním vyšetření) a je tedy nezbytné krevní tlak měřit neinvazivně, jsme schopni hodnotu krevního tlaku určit pouze na periférii. Proto nemůžeme odhadnout přenos F_p , nýbrž jen vlastnosti sériového zapojení bloků F_r a F_p . Upravíme-li schéma modelu podle vztahů

$$F_s(p) = F_p(p) \cdot F_r(p) \quad (2)$$

a

$$F_b(p) = F_{ei}(p) \cdot F_a(p) \cdot \frac{1}{F_p(p)},$$

dostáváme výsledné schéma uvedené na obr.2b.

Analýza spočívá ve stanovení tvaru frekvenčních charakteristik obou dílčích subsystémů podle obr.2b, přičemž subsystém F_s v přímé větvi popisuje vlastnosti KVS (srdce i cévního řečiště) a systém F_b ve zpětné větvi vyjadřuje charakter především ošidící nervové soustavy. Tento blok ale zahrnuje i jistý vliv cévního řečiště (inverzní přenos $1/F_p(p)$).

Přenosové vlastnosti soustavy F_s lze určit snadno, za předpokladu, že se pacient nachází v klidu (nepůsobí na něj žádné vnější vlivy a ani on sám nevyvíjí žádnou mentální ani fyzickou aktivitu) podle vztahu

$$F_s(p) = \frac{P_0(p)}{R_0(p)}. \quad (3)$$

kde $P_0(p)$ je obraz posloupnosti hodnot systolických tlaků v jednotlivých srdečních cyklech v klidu a $R_0(p)$ je obrazem signálu reprezentujícího dynamiku klidové srdeční činnosti (posloupnosti dob trvání srdečních cyklů).

Odvození vztahu pro výpočet F_b je poněkud složitější. Protože neznáme obraz požadované hodnoty W , nejsme schopni tento přenos určit přímo. Abychom stanovili průběh F_b , musíme KVS ovlivnit nějakou vhodnou poruchou. Poruchy, které působí na KVS, můžeme rozdělit do dvou skupin (viz obr.2b). Do první skupiny patří poruchy vzniklé nervovou činností, které přímo ovlivňují činnost srdce (porucha Z_1). Druhou skupinu tvoří poruchy ovlivňující hemodynamické, resp. mechanické vlastnosti krevního řečiště a tím i hodnotu krevního tlaku. Tyto poruchy jsou mechanického původu (porucha Z_2) a je možné je snadno vyvolat pouze mechanickými změnami v krevním oběhu bez jakéhokoliv působení na nervový systém. Naproti tomu vyvolat takovou mentální poruchu, která by působila jen na srdeční činnost, v našem případě na srdeční frekvenci, není jednoduché. Nervový systém může přímo ovlivnit i hodnoty krevního tlaku změnou periferního odporu a mentální stimulace tak většinou zapořádání vznik kombinované poruchy. Při použití poruch Z_1 a Z_2 můžeme pro daný model odvodit následující vztahy:

$$F_b = \frac{R_{12} - R_0 - Z_1}{P_0 - P_{12}}, \quad Z_1 \neq 0; Z_2 \neq 0, \quad (4)$$

$$F_b = \frac{R_1 - R_0 - Z_1}{P_0 - P_1}, \quad Z_1 \neq 0; Z_2 = 0, \quad (5)$$

$$F_b = \frac{R_2 - R_0}{P_0 - P_2}, \quad Z_1 = 0; Z_2 \neq 0, \quad (6)$$

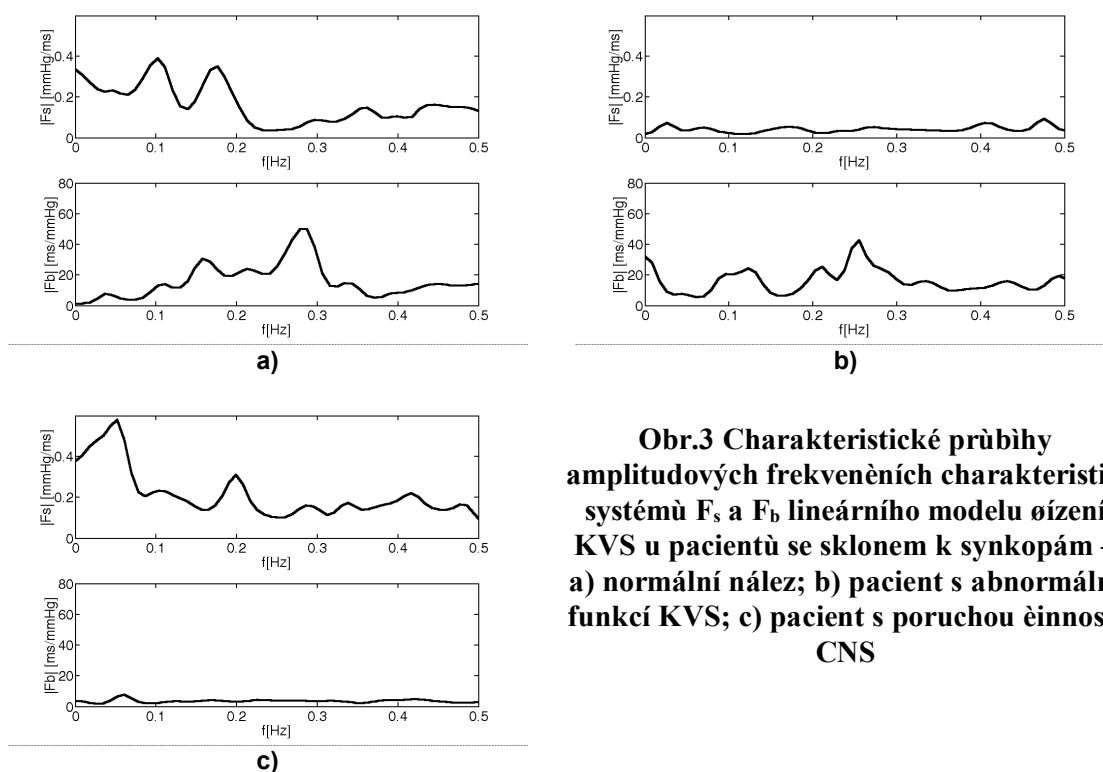
kde R_{12} a P_{12} jsou signály při působení obou poruch současně, R_1 a P_1 pouze při poruše Z_1 a konečně R_2 a P_2 při působení Z_2 . Charakter a velikost obou druhů poruch ovlivňuje jednak splnění podmínky linearit (porucha musí být jen taková, aby se KVS nedostal mimo oblast předpokládané linearit a současně musí být porucha dostatečně velká, aby rozdíly obrazů $R_2 - R_0$, resp. $P_0 - P_2$ nebyly tak malé, že by docházelo k chybám vyplývajícím z náhodných fluktuací KVS a numerických nepřesností).

3. EXPERIMENTY

Metodika vyplývající z výše uvedeného popisu byla použita pro určení přenosových vlastností dělicích soustav ve zpětnovazebním zapojení podle obr.2b pro vyšetření pacientů s dispozicí k synkopám [1], [2], při vyšetření vlivu výskytu K-komplexů ve spánkovém EEG [3] a při testování odolnosti vojenských pilotů vůči přetížení [4]. Ve všech případech byla analýza založena na snímání tlakové křivky přístroji Finapres® Ohmeda®, resp. Portapres®, ze které byly po vzorkování frekvencí 125 vz/s stanoveny hodnoty jak systolických tlaků v jednotlivých srdečních cyklech, tak doby jejich trvání, přičemž za doby trvání srdečních cyklů byly považovány časové intervaly mezi sousedními maximy tlakové křivky. Analyzované signály zahrnovaly dvě minuty klidového záznamu bezprostředně následované dvěma minutami záznamu od okamžiku zavedení poruchového manévru. Uvedené experimenty se navzájem lišily typem použité poruchy.

VIŠETØENÍ PACIENTÙ NÁCHYLNÝCH K SYNKOPÁM NA SKLÁPÍCÍM STOLE

Pacient v klidové fázi vyšetření ležel v horizontální poloze na vyšetřovací stoli, který se po skončení klidové fáze sklopil během 14 s do polohy ve které svíral úhel přibližně 75 ° s horizontální rovinou. Celkem bylo takto vyšetřeno 36 pacientů Kliniky funkční diagnostiky a



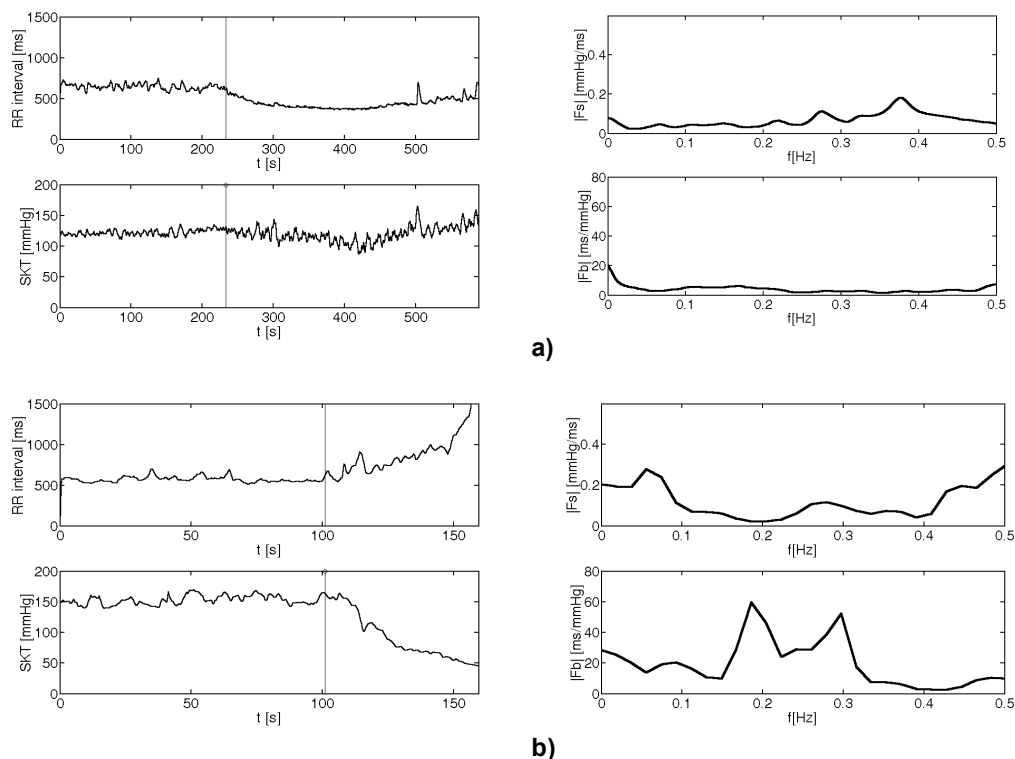
Obr.3 Charakteristické průběhy amplitudových frekvenčních charakteristik systémů F_s a F_b lineárního modelu řízení KVS u pacientů se sklonem k synkopám – a) normální nález; b) pacient s abnormální funkcí KVS; c) pacient s poruchou činnosti CNS

rehabilitace Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně s ověřenými diagnózami. Cílem analýzy bylo nalezení charakteristických průběhů frekvenčních charakteristik systémů F_s a F_b pro různá onemocnění pacientů s následnou klasifikací založenou na vizuálním zkoumání průběhů těchto charakteristik. Senzitivita takto provedené klasifikace byla 83,3 % a její specifita 77,8 %. Výsledky se dále zlepšily, pokud byly pro rozhodování použity nikteré další poznaky vyplývající z průběhů analyzovaných signálů a jejich spekter.

Nikteré typické průběhy určených frekvenčních charakteristik jsou uvedeny na obr.3. U zdravých pacientů má amplitudová charakteristika soustavy F_s významné (větší než cca 0,2 mmHg/ms) složky na nižších frekvencích, typicky přibližně do 0,2 Hz, v některých případech i jen asi do 0,1 Hz. V případě charakteristiky systému F_b má průběh dominantní složky (větší než 20 ms/mmHg) ve středu sledovaného pásma mezi frekvencemi 0,2 až 0,3, ojediněle až 0,4 Hz. Omezení funkce KVS, resp. CNS se projeví na odpovídajících charakteristikách snížením typických vrcholů, charakteristiky získají plochý tvar. Podobné závěry bylo možné učinit i v případě analýzy reakcí KVS na výskyt K-komplexů ve spánkovém EEG [3].

TEST ODOLNOSTI PILOTŮ VŮČI PŘETÍŽENÍ

Odolnost pilotů je testována na simulátoru přetížení, ve kterém je pilot po počáteční klidové fázi vystaven snížení vnějšího tlaku vzduchu působícího na dolní polovinu těla (např. [4]). Byla provedena analýza průběhů 30 pilotů, z nichž dva testem neprošli (ztráta vědomí). Typické průběhy výsledků analýzy jsou uvedeny na obr.4. Průběhy určených charakteristik se



Obr.4 Typické průběhy signálů při testech odolnosti pilotů vůči přetížení – a) časové průběhy posloupnosti délek trvání srdečních cyklů a systolických tlaků v případě úspěšného absolvování testu (vlevo) s odpovídajícími amplitudovými frekvenčními charakteristikami subsystémů modelu (vpravo); b) časové průběhy posloupnosti délek trvání srdečních cyklů a systolických tlaků v případě ztráty vědomí během testu (vlevo) a odpovídající amplitudové frekvenční charakteristiky.

zcela vymyká závěrům vyvozeným pro testy na sklápěcím stole. Předpokládané důvody pro tyto výsledky jsou:

- při přetížení i při jeho simulaci dochází k odkrvení mozku a tím k omezení funkčnosti struktur ve zpětné vazbě ošidického systému (plochá frekvenční charakteristika subsystému F_b na obr.4a). V důsledku omezení funkčnosti CNS se zvyšuje význam lokálních ošidických mechanismů KVS (výskyt ne příliš významného maxima frekvenčních složek v pásmu kolem 0,4 Hz u charakteristiky F_s na tomtéž obrázku - není splněn první z předpokladů zjednodušení). Ěinnost těchto lokálních mechanismů umožňuje osobám při přetížení po určité dobu překonávat nefunkčnost CNS.
- intenzita zavedené poruchy způsobuje neplatnost lineárních vazeb mezi stavovými proměnnými KVS.
- při ztrátě vidomí dochází k selhání i lokálních mechanismů řízení KVS a obě větve ošidického systému jsou proto nefunkční. Tvar vypočtených charakteristik proto odráží jen náhodné fluktuační, případně výpočetní nestabilitu.

4. ZÁVĚRY

Přestože navržené schéma výpočtu -

- zobecňuje analýzu založenou na výpočtu barorelexní senzitivity;
- umožňuje lokalizovat příčiny problémů pacienta – v hemodynamické, případně nervové soustavě i při významně zkrácené době vyšetření;
- pomocí zpětnovazební struktury logicky vysvětluje vliv zátěže při vyšetření -
 - systém v přímé větvi reprezentuje stav hemodynamického systému pacienta v klidu;
 - charakteristiky subsystému ve zpětné vazbě reprezentují odezvu nervové soustavy pacienta na manévr, který ovlivní proudění krve v cévách buď lokálně (mechanicky) nebo globálně prostřednictvím nervové soustavy;

je zcela nezbytné kontrolovat, zda jsou při každé specifické aplikaci splněny podmínky platnosti výchozího modelu.

5. LITERATURA

- [1] Holěík, J., Hédli, R.: *Linear Feedback Analysis of the Cardiovascular Control*, IFMBE Proc. 2nd European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC '02. Vienna, IFMBE 2002, Part I., s.632-633.
- [2] Hédli, R., Holěík, J.: *Analýza dynamiky kardiovaskulárního systému a jeho řízení pomocí lineární zpětnovazební soustavy*, Lékař a technika, 32, 2001, č.5, s.131-136.
- [3] Holěík, J., Hédli, R.: *Analysis of Linear Feedback Model of Cardiovascular System Control during Sleep*. In CD-ROM Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering CHICAGO 2000. Paper No. WE-FXH-96, 4s.
- [4] Hanousek, J. et al.: *Pilot's Physiological Measurement in Plus and Minus Gz Load Changes*, IFMBE Proc. 2nd European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC '02. Vienna, IFMBE 2002, Part.II., s.1298-1299.

PODĚKOVÁNÍ

Práce byla podporována finančními prostředky výzkumných záměrů ĚVUT v Praze ě MSM 210000012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínské inženýrství“ a FEKT UT v Brně ě MSM 262200011 „Výzkum elektronických komunikačních systémů a technologií“.

LECTURES ON ULTRASOUND BLOOD FLOW VELOCITY ESTIMATION SYSTEMS – A NOVEL CONCEPT

Martin Imramovský

Department of Measurement and Control
VSB - Technical University of Ostrava
Ostrava, Czech Republic
martin.imramovsky.fe@vsb.cz

Abstract

Blood flow velocity estimation is a common capability of nearly every modern ultrasound scanner. The basic principle of so-called Doppler systems can be easily introduced to students familiar with essential signal processing. Nevertheless the complex understanding of these techniques must be connected with good knowledge of real blood behavior within the bloodstream. The novel concept of the intensive course within the scope of undergraduate biomedical engineering education is presented here.

Keywords: biomedical engineering, education, blood flow, Doppler

1. INTRODUCTION

Blood flow estimation is a common capability of modern ultrasound scanner. It is usually available through many diagnostic modes, its contribution is indisputable and its possibilities are subject of intensive research. Such a subject of BME education, these techniques are usually presented as one of the topics within some medical imaging course. They are usually dedicated with a small attention in comparison with the one given to X-ray, CT, MRI and ultrasound imaging. Simplification of these techniques, although useful for demonstration of their most basic principle, is not suitable for generalization. Inappropriate generalizations are usually implicated by the lack of complex point of view, as lecturers familiar with signal processing and partially with medical imaging are usually not familiar with dynamics of blood flow and biorheology. This is due to the fact that interdisciplinary character of BME education is achieved by employing of lecturers from various branches (biomedicine, biomechanics, signal processing and microelectronics) rather than lecturers with multidisciplinary knowledge.

It is evident that lectures on blood flow estimation must establish connection between obtained diagnostic information and knowledge of the underlying physiologic phenomenon. Similarly as ECG lectures are focused on obtaining of electrocardiogram as well as on recognizing of the cardiac cycle phase from it. Students should be briefed about complexity of blood flow dynamics, since the dynamics of pulsatile flow is far away from steady laminar flow introduced in the introductory physics course. Contribution of the previous biophysics course is not significant, as these courses are usually not focused on those properties of blood flow important for its estimation by ultrasound.

The most basic principle of the discussed techniques can be briefly introduced to the students familiar with the essential signal processing. The Doppler Effect is usually introduced and ultrasound-blood interaction within CW and PW is shown on the example for a one scatterer (blood particle, red blood cell). As well as this approach is convenient for demonstration of signal processing (demodulation of the signal, creation of spectrogram etc.),

it is unsuitable for the generalization of such problems since the signal reflected from blood is not a simple superposition of components contributed by each red blood cell.

Above mentioned approximation of blood flow by one scatterer naturally asks for the use of infinitely thin ultrasound beam. This is another example of lack of complex point of view, as the real ultrasound beam doesn't cover the whole vessel profile as well as it doesn't interact with only one scatterer.

Our idea is to show students a complexity of problems connected with ultrasound blood flow estimation. Good understanding of how the things work should be provided by the number of examples and through the practical exercises closely following topics of the lectures.

2. PROPOSITION

With the final idea of the introduction in mind, proposal of intensive course on the given subject has been made. The whole course has been divided into three parts; each part is represented by one lecture.

First lecture focuses on the human blood properties; obtained knowledge is then utilized within the introduction to the nature of blood flow. First of all, composition of human blood is briefly recalled. Viscosity of fluids is then discussed and fact of viscosity dependence on shear rate (for non-Newtonian fluids) is revealed. Type of dependence for each range of shear rate is shown directly on the experimental data for the whole blood and comparison with other common fluids is given. Explanation of the apparent viscosity and the Fahraeus-Lindqvist effect follows. The above mentioned ideas are used to explain dependence of blood behavior on the artery diameter.

Next topic of the lecture is pulsatility of the blood flow. Navier-Stokes equation is shown and appropriate simplifications are made and explained (assuming horizontal rigid artery with symmetrical profile, pressure gradient dependent in the direction of flow and time, neglecting entrance effects). Pulsatile flow is then presented as a superposition of its harmonic components, since a linearity of the Navier-Stokes equation can be shown.

Experimentally obtained amplitude and phase of harmonic components were published by Evans in [1] for a flow in femoral and carotid artery. By the solving of the Navier-Stokes equation for one harmonic component, from the knowledge of spatial averaged velocity of every component, the whole velocity profile can be obtained, which means that time evolution of the flow across the whole diameter can be shown.

Examples of spectrograms for carotid and femoral arteries are shown in the end of the first lecture. This is useful for gaining better notion of how the previously explained blood flow is represented by the ultrasound system. Commonly known values and parameters are explained on the examples (important velocities and calculated indexes). It's important to briefly explain what the spectrogram really is.

First part of the second lecture focuses on the generation of backscattered signal. After reminding the Doppler Effect, concepts of continuous wave and pulsed wave Doppler are introduced. Types of ultrasound scattering are explained with focus on their dependence on the size of scatterer. Part of the lecture is dedicated to comparison of vessel cross-sectional area, insonicated area and the area of scatterers with hematocrit in mind. Influence of the aggregation of blood particles is discussed from a point of view of incoherent and coherent scattering.

Second half of the lecture is dedicated to the signal processing. Simplification of the flow to one blood particle with constant velocity is useful; the best way is to derive a model with two scatterers, each with opposite direction of movement. Resulting spectrum of the demodulated signal is calculated for both CW and PW Doppler; obtaining of the spectrogram is suggested. Finally, impact of the signal backscattered by stationary tissue, usage of the wall filter and frequency limitations of PW Doppler are shown.

Although the classical formulation of the Doppler Effect is suitable as underlying physical phenomenon for the mentioned models, reformulation by Jensen can be found in [2]. This is also called reformulation of the Doppler Effect in time domain. Simulation of more complex version of this model has also been provided by Jensen. Unfortunately it approximates scattering medium with equidistantly spaced scatterers and neglects that their dimensions are smaller than wavelength. Prove of validity of this model has not been published yet. Therefore inclusion of this model into the course is currently a subject of discussion.

Third lecture provides brief introduction into the color flow imaging and power Doppler imaging. Velocity estimation techniques using autocorrelation and cross-correlation are discussed. Various scanner modalities and their examples are shown. Final part of the lecture deals with integration of the blood flow estimation techniques into the concept of an ultrasound scanner.

Important part of the course should be a practical exercise on the ultrasound scanner. It should be introduced by the lecturer rather than physician.

3. CONCLUSIONS

Appropriate preliminary introduction into the nature of blood flow within discussed subject has significant effect. Students gain complex overview of these techniques; using practical examples and showing discussions of selected problems is very important for their suitable understanding.

Our current activities connected with this subject are aimed to the collecting of experimental data, suitable for usage within the practical exercises, including sampling of the signal from real medical devices and researching the new possibilities in the simulation of the selected problems connected with blood flow estimation.

4. REFERENCES

- [1] Evans, D.H. et al.: *Doppler ultrasound, physics, instrumentation and clinical applications*, John Wiley and Sons, New York, 1989
- [2] Jensen, J.A.: *Linear description of ultrasound imaging systems*, Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark, Lyngby, 1999
- [3] Imramovský, M.: *Blood flow estimation using ultrasound – intensive course (syllabus, lecture notes and exercises)*, VSB - Technical University of Ostrava, 2003. (available in both English and Czech upon e-mail request)

A COMPARISON OF FIVE APPROACHES TO THE COMPUTATIONAL PERSONALITY TYPE CLASSIFICATION PROBLEM

Ing. Ladislava Janků*, Ing. Milan Šorf PhD.** , Doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.**

*Czech Technical University
Center of Applied Cybernetics Faculty of Electrical Engineering
Technická 2,166 27, Praha 6, Czech Republic
Phone: +420-2-2435-7306, Fax: +420-2-2435-7224
jankul@lab.felk.cvut.cz

**Czech Technical University
Department of Cybernetics, Faculty of Electrical Engineering
Technická 2, Praha 6, 166 27
Czech Republic
Phone: +420-2-2435-7306, Fax: +420-2-2435-7224
sorf@lab.felk.cvut.cz, lhotska@feld.cvut.cz

Abstract

This paper deals with comparison of five approaches to computational personality type classification problem – expert system, machine learning, combination of expert system and machine learning, fuzzy clustering, and fuzzy preference expert systems complemented by an aggregation mechanism. The set of tested persons consisted of 60 persons in age between 18 and 30. This set embodies persons with a tendency to risk behaviour, persons with the tendency to neuroticism, and persons without any of the tendencies mentioned above.

Keywords: personality type classification, biological data processing, fuzzy logic, expert system, machine learning

1. INTRODUCTION

Computational personality type classification is based on assumption that it's possible to estimate a personality type from data acquired by monitoring the tested person's physiological responses (pulse frequency, systolic and diastolic blood pressures, skin resistance, muscular tonus) to the different psychical load. We selected two factors on which the personality type depends - neuroticism and tendency to risk behaviour [6]. A classification problem can be formulated by the following question: how we can estimate the monitored features on condition we have information about the relationships between measured data and estimated features on condition, that there is no exactly given mathematical formula expressing relationship between measured data and estimated features; only some vague rules are given.

2. APPLIED ARTIFICIAL INTELLIGENCE AND SOFT COMPUTING METHODS

EXPERT SYSTEM

The first approach consists in application of the expert system with knowledge base developed in a standard way. This knowledge base [1] uses as input information reaction of heart frequency, muscular activity, skin galvanic reaction, and systolic and diastolic blood pressures. The knowledge has been acquired from measured data, questionnaires and

theoretical knowledge. Assigning values to nodes has preceded assigning values to rules that have been done during the phase of tuning the knowledge base. At first prior probabilities of goal hypotheses have been determined. Then prior probabilities of all remaining nodes have been determined. The designed knowledge base contains 25 nodes out of which 10 are quantitative and 15 qualitative. The quantitative nodes are of 1-value type and are determined for input of physiological parameters values. Qualitative nodes are of Bayesian type – 13 are askable nodes and 2 are goal hypotheses. In leaf nodes there are questions about heart frequency reactivity, systolic and diastolic blood pressure, muscular tonus and skin resistance. Top nodes (goal hypotheses) characterize risk groups of persons (neurotics and persons with risk type of behaviour). The knowledge base contains 5 rules expressing relations between individual nodes that represent given statements on respondent's state.

MACHINE LEARNING

For generation of the decision tree, algorithm ID3 [2] has been used. This algorithm is of TDIDT type (Top-Down Induction of Decision Tree) that constructs the decision tree recursively from the root to leaves. Original training set is thus divided into smaller and smaller subsets. Application of learning algorithm has two phases: generation of the decision tree, and decision tree pruning. We have applied classification system [3] based on the ID3 algorithm.

COMBINATION OF MACHINE LEARNING AND EXPERT SYSTEM

Since the success rate of the knowledge base developed in the classical way is not high, we have developed new methodology of knowledge base development utilizing machine learning algorithms. The database is divided into two sets: training and testing. The knowledge base is developed using the training set and afterwards it is tested using data from the testing set. This approach is based on measured data and data acquired from the questionnaires in contrast to the classical approach where the knowledge is delivered by the expert. The rules for the knowledge base are acquired from a generated decision tree. The knowledge base contains 36 rules that express relations between individual nodes that represent given statements on respondent's state. Rules acquired by machine learning express relations between individual risk groups and average values of physiological parameters and case-history information.

FUZZY CLUSTERING

This approach requires several stages: data pre-processing & normalisation, data fuzzification, application of fuzzy clustering algorithm. The absolute normalisation has been used (the same value has been assigned to the specific value of the particular signal in each case, e.g. the value 0.6 is assigned to pulse frequency in each case). Information obtained from the case history questionnaire was included into normalised data. Data were recounted in accordance to the rules set by experts to be comparable with the other ones. The aim of this step is excluding of non-linear influence of medicaments etc. Then, normalised average values have been counted in periodic intervals of several seconds. These average values were fuzzified. Normalised average value of the particular normalised signal measured during the first rest time were set. Then we compute correlation between pairs of signals to exclude no longer valid signal from the further processing. A measured data fuzzification consists in the assignment of the one membership function grade or more ones to the each measured value. The universe set has been divided into five carriers. The universe set overlapping is not equal; the fuzzy set density is higher close to null. The membership function has been estimated from the measured data. Well-known Fuzzy ISODATA method was applied [6].

A SET OF FUZZY PREFERENCE EXPERT SYSTEMS AND FUZZY AGGREGATION MECHANISM

When the expert system is applied to the problem of computational personality type classification, the knowledge base inconsistency is inadmissible and has to be solved during knowledge base construction. The simplest approach could be missing that information, which is regarded as the least important. Then, the rate of successfulness of the designed expert system depends something on creator's intuition to exclude the least important information. The second great disadvantage of this quite simple approach to information inconsistency is that usually each expert is not able to give an expression to each measured physiological parameter. Standard approach involves a construction of one knowledge base consisting of rules concerning with information given by all experts. We decided not to design this well-known kind of knowledge base, but to use a few of preference expert systems [9, 10]. Standard diagnostic expert system gives an answer consisting of one alternative. Preference expert system is a special kind of diagnostic expert system, which gives the evaluation of some relation defined on the set of all possible alternatives. This relation can be fuzzy or non-fuzzy and depends mainly on structure of this preference expert system. In this case, the fuzzy relation 'Alternative (model, personality type) A is not worse than alternative (model, personality type) B for the given situation' was used. Knowledge base of each expert system was designed to provide evaluation of this fuzzy relation; it involves knowledge and information obtained by one of the experts. The rules each knowledge base consists of needn't be consistent with the ones included in the other knowledge bases. Input information of an individual expert system may differ from the input information of the other ones. As we said above, each preference expert system provides an evaluation of the specific – in this case fuzzy – relation. These evaluations are aggregated with respect to relation characterizing mutual relative importance of used preference expert systems. We implemented a non-dominance aggregation algorithm suggested by Orłowski [8]. For detail system structure see [7].

3. EXPERIMENTS AND RESULTS

MEASUREMENT METHODOLOGY

Psychical load has been presented to the operator both in the visual and acoustic forms. The first test consists of a set of the questions investigating verbal, numeric and perceptual logic, space perception and analytic and technical skills. For details, see [1]. To assure a possibility to compare and evaluate results obtained by application of the described approach, each tested person passed a psychological investigation to diagnose his/her personality type, tendency to psychotic disorder, and tendency to neurotic behaviour. This diagnosis was used as an absolute standard during the comparative evaluation. The success rate of each of designed algorithms for human operator's personality type classification refers to this diagnosis.

STRUCTURES OF THE TRAINING AND TESTING SETS

The set of tested persons consisted of 60 persons in age between 18 and 30. Each person could be tested several times (reason: to obtain more data). This set embodies persons with a tendency to risk behaviour, persons with the tendency to neuroticism, and persons without any of the tendencies mentioned above. 600 testing sets, each containing about 30 elements, were selected randomly from the measured data. The relative representations of neurotics, persons with the tendency to risk behaviour, and persons without any of the tendencies mentioned above were very similar in all training sets – 1% neurotics, 24% persons with the tendency to the risk behaviour, 15% neurotics with the tendency to the risk behaviour, 60% persons without any of the tendencies mentioned above. Methods, which don't required existence of the training set, e.g. expert system, were tested on the same test set as the other ones.

EXPERT SYSTEM

The knowledge base utilizing knowledge about changes and reactions of physiological parameters has reached the success rate of 70 per cent for neuroticism diagnosis and 68 per cent for diagnosis of risk persons according to Bortner's scale. The total success rate of the expert system with this knowledge base is 60 per cent.

MACHINE LEARNING

The success rate of generated decision trees has been between 67 and 72 per cent. The best decision tree has the success rate of 79 per cent. The classification results have confirmed our assumptions about possibility to use decision trees for respondents' classification into psychological groups with results similar to results of psychological questionnaires (Bortner scale, Eysenck questionnaire).

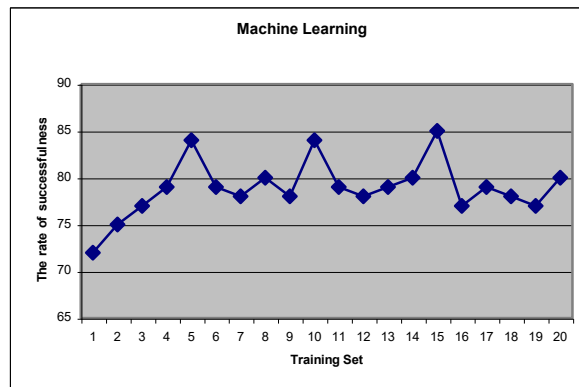


Figure 3: A rate of successfulness for the system trained on the particular training set (20 cases).

COMBINATION OF MACHINE LEARNING AND EXPERT SYSTEM

The success rate of the knowledge base developed by application of machine learning is for neuroticism diagnosis 94.9 per cent and 83 per cent for diagnosis of risk persons according to Bortner's scale. The total success rate of the expert system with this knowledge base is 81.4 per cent.

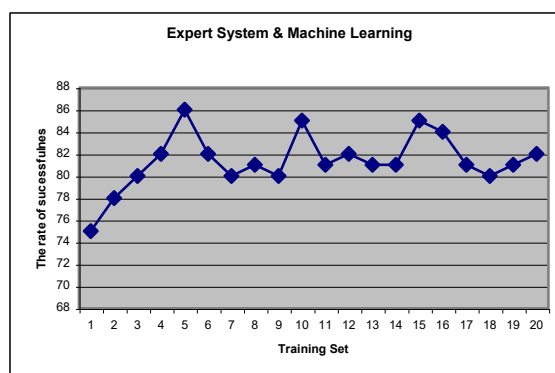


Figure 4: A rate of successfulness for the system trained on the particular training set (20 cases).

FUZZY CLUSTERING

The success rate of the model choice provided by the intelligent interface is about 48 % in a case of using average values of measured parameters and 55 % in a case of using values of an average difference. These values are relatively low in comparison with the

success rate of another approaches. We try to suggest several possible reasons for these results obtaining. The first one is a case history data normalisation. It's provided according to several rules obtained by experts, but there were no comparison study performed to prove validation of these rules. This step could be one of the possible error sources. The second possible error source consists in rates of the relevance of the measured signals. For example, skin-galvanic response is a better stress indicator than muscular tonus. We considered the same relevance of all measured parameters.

A SET OF FUZZY PREFERENCE EXPERT SYSTEMS AND FUZZY AGGREGATION MECHANISM

Firstly, three preference expert systems were applied to all selected testing sets. Table 1 gives an overview of inputs of these systems. In this example, we consider nine possible personality types characterized by the different grade of the neuroticism and by the different grade of tendency to risk behaviour.

Let's note, the used fuzzy relation is understood as "not less important than". The average success rate of this system was about 93 percent for neuroticism classification and about 90 percent for tendency to risk behaviour classification. The average success rate for the classification of personality type was about 90 percent. The successfulness of the presented approach depends mostly on the qualitative parameters of the preference expert system knowledge bases.

Input	ES1	ES2	ES3
Systolic blood pressure	YES	-	-
Diastolic blood pressure	YES	-	-
Pulse frequency	YES	YES	-
Skin-galvanic Response	-	YES	-
Muscular Tonus	-	-	YES

Table 1: An overview of the inputs of the applied preference expert systems

	ES1	ES2	ES3
ES1	1	0.8	0.9
ES2	0.9	1	0.9
ES3	0.4	0.5	1

Table 2: Our relative evaluation of the importance of the applied preference expert systems, the relation "expert system A is not less important than expert system B"

If some of the expert systems outputs of which are aggregated may not for any reason provide relation for any pair of alternatives, and other relations are evaluated as the two alternatives are the same, it can "blur" a result. Several alternatives can be evaluated as optimal.

4. CONCLUSION

Results acquired by individual methods do not differ very significantly. The differences are caused by application of different methods of knowledge and data processing. Combination of expert system and machine learning is applicable for both large and small data sets thanks to combination of advantages and properties of both methods. Fuzzy clustering appears as the least suitable among the compared approaches. The reason for the relative low rate of successfulness seems to be normalisation process or considering the same relevance of all measured parameters. Last approach is based on an application of the aggregation of the individual fuzzy preferences into one fuzzy relation with respect to information about relative importance of individual attributes characterizing each of the

alternatives. These attributes are obtained from the fuzzy preference expert systems that are able to provide independent comparative evaluation of all alternatives. There is also available relation describing importance of the expert systems and thus expressing significance of individual attributes. Input information of an individual expert system is different from the input information of the other ones. The rules each knowledge base consists of needn't be consistent with the ones included in the other knowledge bases. For each pair of models A and B, each expert system supplies evaluation of the relation "model A is not worse than model B for the given situation". These evaluations are aggregated with respect to relation characterizing mutual relative importance of used expert systems. This approach enables not only to perform choice for a set of alternatives but also to include views of several experts into decision making while incorporation of a new expert system into the current system can be done more or less without any problems.

5. ACKNOWLEDGEMENTS

Research work of Ladislava Janků has been supported by the Project "Center of Applied Cybernetics". Research work of Milan Šorf and Lenka Lhotská has been supported by the research program No. MSM 210000012 „Transdisciplinary Biomedical Engineering Research“.

6. REFERENCES

- [1] Janků, L., Šorf, M., Lhotská, L.: *A Comparison of Five Approaches to Computational Personality Type Classification*, Proc. of ICSC/NAISO Conference, CIMA 2001
- [2] Quinlan, J.R.: *Probabilistic Decision Trees*. Machine Learning: An Artificial Intelligence Approach, Volume III (San Mateo: Morgan-Kaufmann, 1990).
- [3] Mántaras, R.: *A Distance-Based Attribute Selection Measure for Decision Tree Induction* (Boston: Kluwer Academic Publishers, 1991).
- [4] Eysenck, H.J.: *The Structure of Human Personality*, 2nd edition, London 1960
- [5] Fodor, J., Ovchinnikov, S.: *On aggregation of t-transitive fuzzy binary relations*, in *Fuzzy Sets and Systems*, 72:135-145, 1995
- [6] Gath, I., Geva, A.: *Unsupervised fuzzy clustering*, IEEE Transactions PAMI, 11, 7, 1989, 773-781
- [7] Janků, L., Lhotská, L.: *Aggregation of Fuzzy Preferences as an Efficient Approach to the Computational Personality Type Classification Problem*, in Masorkais, N. (Ed.): *Problems in Applied Mathematics and Computational Intelligence*, ISBN 960-8052-30-0
- [8] Ovchinnikov, S.: *Means and social welfare functions in fuzzy binary relation spaces*. In Kacprzyk, J. and Fedrizzi, M.: *Multiperson Decision Making Using Fuzzy Sets and Possibility Theory*, 143/154, Kluwer
- [9] Orlovski, S.: *Calculus of decomposable properties, fuzzy sets and decisions*, Allerton Press, 1994
- [10] Šorf, M., Janků, L., Lhotská, L., Eck, V.: *Applications of Expert System and Machine Learning Approach to Intelligent Man-machine Interface*. In: *Intelligent Techniques and Soft Computing in Nuclear Science and Engineering*. Vol. 1. Singapore: World Scientific. p. 191-197. - ISBN 981-02-4356-1, 2000

SOFT ELECTRET TRANSDUCER FOR HUMAN BODY NATURAL RHYTHMS OBSERVATIONS

Dr Ryszard Kacprzyk, Ph.D.

Institute of Electrical Engineering Fundamentals (I-7), Wrocław University of Technology,
50-370 Wrocław, Wyb. Wyspińskiego 27. POLAND
kacprzyk@elektryk.ie.pwr.wroc.pl

Abstract

Principle of operation, construction and properties of the transducer converting natural rhythms of the human body into electrical signal were presented in the paper. The transducer operates on the base of dielectric sandwich including one or more elastic electret layer, exhibiting piezoelectric properties. Construction of the transducer makes possible relatively easy tailoring its dimensions as well as electrical properties according to the particular requirements or expected applications.

Key words: electrets, piezoelectricity, transducers.

1. INTRODUCTION

Investigations of piezoelectricity in different materials have shown, that this phenomenon may have a different nature. One of the mentioned mechanisms, leading to piezo-activity of a dielectric is non-uniformity of its mechanical properties (elasticity modulus) in the presence of a built-in space charge [1-7]. This implies the possibility of preparation of a piezo-sensitive multilayer dielectric structures (laminates) containing high elasticity layer(s) with distributed electrical charges. Piezoelectric properties of such laminates were experimentally confirmed, but the main problem was to obtain structures with high value of piezo-coefficient and its stability in time. The last requires introduction of a relatively “soft” layer, which should additionally exhibit good electret properties, into the structure of the laminate. One of solutions was associated with “dispersed” materials, such as foams or porous layers, prepared on the base of thermoplastics. Structures containing such layers exhibit relatively good electret properties, relatively low value of effective elasticity coefficient and finally, high value of piezoelectric coefficient [7,8]. The processing of the basic polymer into the form of cellular film, containing lenses-type gas voids, may be a serious technological challenge, especially in case of polymers, exhibiting good charge stability. An alternative solution of the problem of the “soft” layer could be application of non-woven fabrics. Such “dispersed” materials with built-in charge are commercially available and often used by manufacturers of electret-filters. The results obtained for two-layers structures, containing the soft layer prepared on the base of polypropylene non-woven fabric are presented in the following sections.

2. PIEZOELECTRICITY OF NONUNIFORM STRUCTURES

Piezoelectric properties of materials can be described by a piezo-coefficient d . In case of a double layer plan-parallel electret - Fig.1., with layers of depths x_1 i x_2 , made of dielectrics with relative electrical permittivities $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ respectively and elasticity moduli Y_1 and Y_2 , the value of the piezoelectric coefficient d_{33} , defined as a ratio of a change of an electret's surface charge density Δq_s and pressure increase Δp (on the electrets' surface), may be expressed by the relation:

$$d_{33} = \frac{\Delta q_s}{\Delta p} = \frac{q_s \varepsilon_1 \varepsilon_2 x_1 x_2}{(\varepsilon_1 x_2 + \varepsilon_2 x_1)^2} \left(\frac{1}{Y_2} - \frac{1}{Y_1} \right) \quad (1)$$

In the above equation it was assumed, that the charge with density q_s was introduced in the form of infinitely thin layer on the interface between the layers as it was shown in the Fig 1.

Assuming the optimal situation ($\varepsilon_1 x_2 = \varepsilon_2 x_1$) and essential differences in values for Young's moduli for both layers ($Y_2 \gg Y_1$) the equation (1) can be simplified to a form:

$$d_{33} \cong \frac{-q_s}{4Y_1} = K \frac{q_s}{Y_1} \quad (2)$$

where K is a constant, generally depending on dielectric permittivities of particular layers and their thicknesses.

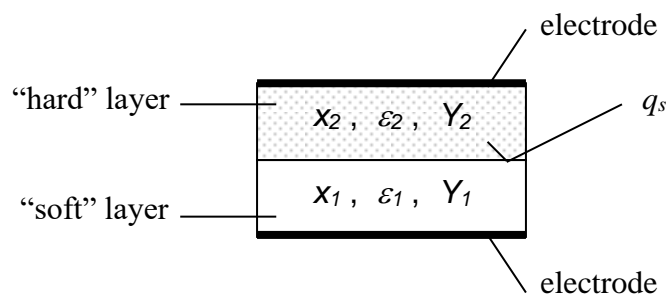


Fig.1. Double layer dielectric structure with piezoelectric properties.

The relation (2) shows, that the most important factors limiting value of the piezo-coefficient d_{33} for double and multilayer structures are charge density q_s of the charge deposited on the interface dividing the structure, and Young's modulus of the "soft" layer Y_1 . The problem of the maximum available value of a charge density which can be achieved by an electret, treated also from the point of view of its life-time, is a basic problem of physics and technology of electrets [10,11] and will not be discussed in the paper. The second factor influencing dramatically on the value of d_{33} coefficient is elasticity coefficient of the "soft" layer Y_1 . In summary, the achievement of a real structure with a high value of d_{33} coefficient requires processing of the electret material into a soft composite with a small value of elasticity coefficient Y_1 . The problem can be solved by processing the electret material into the cellular film [7-9], or by application of non woven fabrics as a soft layer of the structure - which was described below. Because the technology of non-woven fabrics is generally known, one can expect that the piezo-active structures prepared on their base should be relatively cheap.

3. STRUCTURE AND TRANSDUCER PREPARATION

Piezo-active structures with application of non-woven PP fabrics were prepared according to the scheme shown in the Fig.2. A commercial polypropylene, 25 μm thick HERCULES® foil was used as the "hard" layers. One side of the foil was metalized with 100 nm thick aluminium layer evaporated in a vacuum. Non-woven, pneumo-thermal fabric, made of polypropylene (PP) was used as the mentioned "soft" material for preparation of the piezo-active laminate. Thickness and G.S.M. (gram per square meter) of the applied non-woven fabric was on the level of 450 μm and 120.0 $\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$ respectively. The additional advantage of

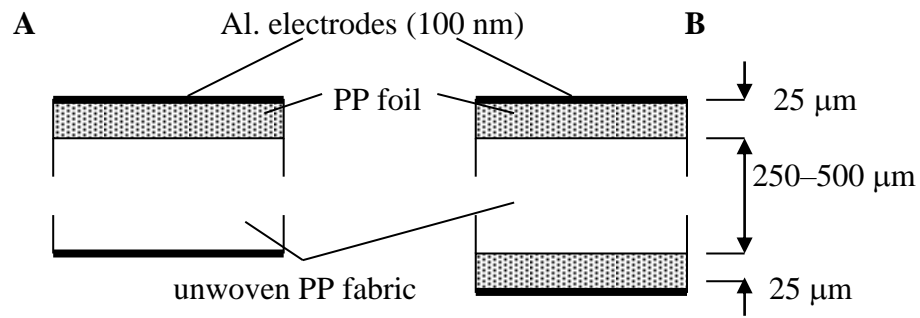


Fig. 2. Structures with unwoven PP layer. A - structure with one foil layer, B - structure with application of bipolar charges on the surfaces of unwoven fabric.

applied PP non-woven fabrics was associated with technical feasibility of their durable connections with PP foil by thermal welding. Prior to the welding of the structure, particular layers (foils and fabrics) were polarised by a corona discharge in air. The discharge was carried out in conditions: $U_P = (-) 8 \text{ kV}$, $t_P = 120 \text{ s}$, $T_P = 293 \pm 2 \text{ K}$. During polarisation a corona electrode (metal string with diameter of $30 \mu\text{m}$) scanned all the polarised surfaces from a distance of 30 mm . After polarisation particular layers were assembled in a manner enabling to contact surfaces (of polarised layers) of the same polarity and finally welded. Welding was carried out with a copper punch (2 mm diameter) heated to a temperature 393 K and pressed to the structures with a force of $20\text{-}30 \text{ N}$. The applied welds density was $1/\text{cm}^2$.

Cross-section of the transducer was shown in the Fig.3. A piece of the welded structure, bent in its half-length created the main part of the transducer. In such construction the inner electrode was in natural way shielded by the outer one. The structure was supplemented with additional foil electrodes (structure terminals) and high input impedance preamplifier. Finally, all the elements of the transducer were sealed in a $80 \mu\text{m}$ thick PVC envelope.

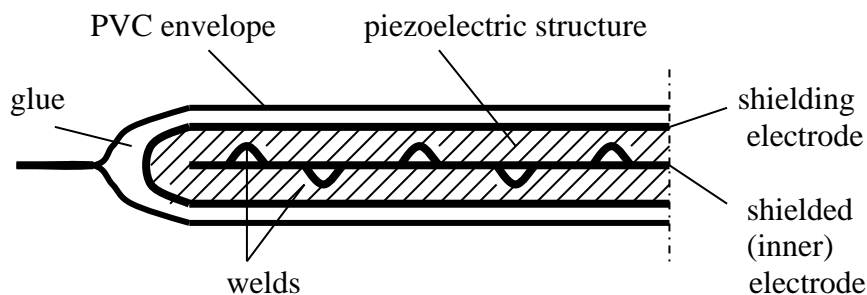


Fig.3. Cross-section of the main part of the transducer.

4. PROPERTIES OF STRUCTURES AND TRANSDUCER

Results of d_{33} investigations for different structures and storage time (storage conditions: $T = 295 \pm 2 \text{ K}$, $h = 56 \pm 5\%$) and for different polarization conditions were shown in the Fig.4. Structures with polarized layers exhibit higher d_{33} value in comparison with non-polarized. Structures with one foil layer (Fig.2A) offer 2 times lower d_{33} value in comparison to the structures with two layers of foil (Fig.2B). However non-polarized structures exhibit higher stability of d_{33} coefficient. There was no observed influence of the load on the structure stability for loads below 30 kPa . All of the structures exhibit relatively high influence of the load on d_{33} value without significant influence on structure lifetime.

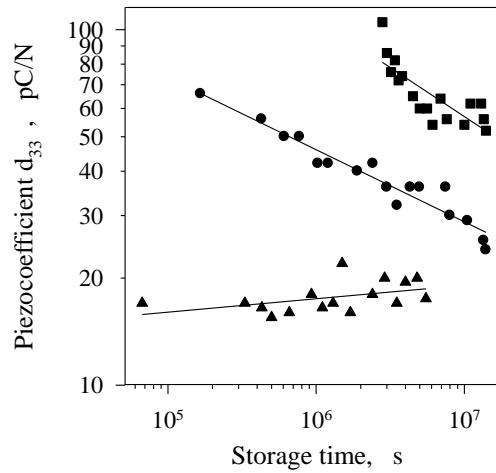


Fig. 4. Influence of storage time on d_{33} value for structures with single (o) and double (□) PP foil layers. Polarized foil(s) only. Without additional polarization – (Δ) (Electric field created by the unwoven eletret fabric only). Load 15 kPa. Structure LC.

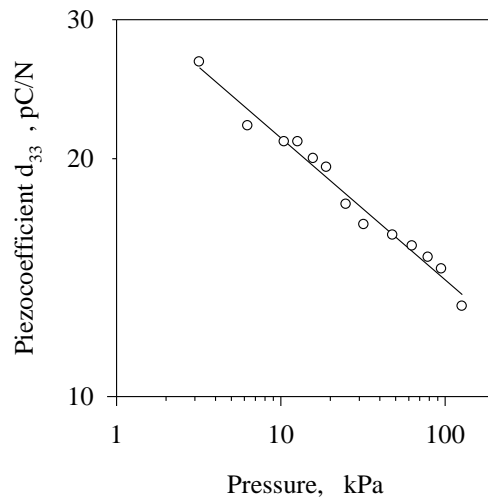


Fig. 5. Pressure influence on d_{33} value for structures with a single PP foil layer. Curve slope $n = - 0.17$. Structure LC.

An example was shown in the Fig.5. The results of d_{33} investigations presented above were obtained in static conditions (d_{33} was measured as an answer of the structure subjected to a practically steady stress). For application of the structures as the sensors it is necessary to know their response, estimated usually by sensitivity S (where $S=d_{33}/C_I$ and C_I – characteristic capacitance of the structure) for sinusoidal stresses applied with different frequencies. Typical frequency characteristics of sensitivity of the structures made with application of different unwoven fabric layers are shown in the Fig.6. The sensitivity fall observed for all of the structures below 10 Hz were probably due to the limited input impedance of the used preamplifier.

An exemple of signal obtained from the transducer pressed to the man chest (with the pressure approx. 0.2 kPa) and recorded with the typical X-Y recorder was shown in the Fig.7.

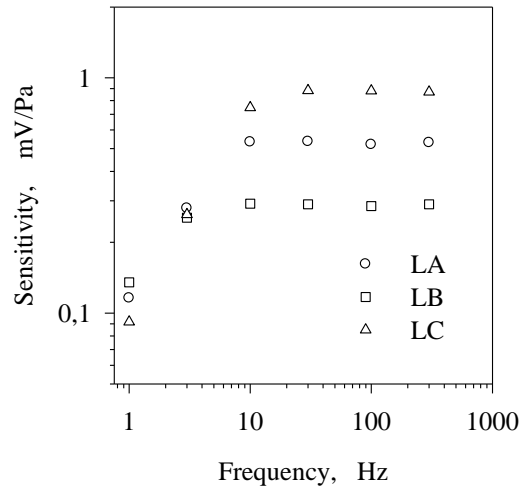


Fig. 6. Frequency characteristics for structures made of different types of unwoven fabrics. Structures with a single foil layer (Fig.2A.). LA, LB, LC – structures with different thicknesses (and G.S.M.) – 400, 250, 450 μm (63, 61, 120 gm^{-2}) respectively.

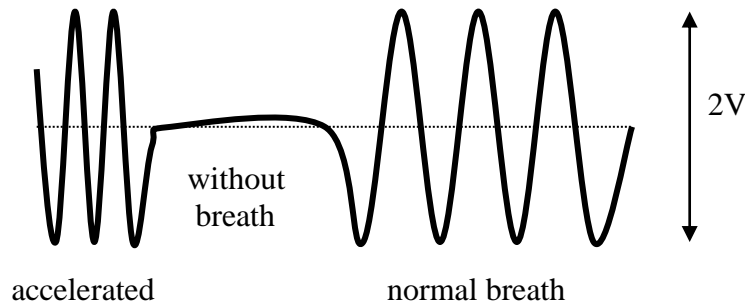


Fig.7. Signal from the transducer shown in the Fig.3. pressed directly to the man chest (0.2 kPa). Transducer made of LC structure.

5. CONCLUSION

Generally the described structures and transducer exhibit the following properties:

- piezoelectric coefficient $d_{33} \geq 20 \text{ pC/N}$ after storage time $t > 10^7 \text{ s}$;
- average value of the characteristic capacitance of unloaded structures was on the level of $C_I = 3 \times 10^{-8} \text{ Fm}^{-2}$ (1 kHz);
- piezoelectric coefficient d_{33} strongly depends on the stress intensity;
- dimensions of the structures can be shaped without any limits;
- the total thickness of the structure may be on the level of 300 - 600 μm and the transducer 600 – 1200 μm respectively;
- pneumothermal PP unwoven fabrics can be easily welded with PP foil, which allow to obtain relatively durable and soft structures as well as transducers [12].

It is worth to emphasise the relatively high softness and durability of obtained structures. This feature allows applying them in construction of low price large surface piezosensors used amongst other in medical treatment.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was carried out as a statutory project supported by the State Committee for Scientific Research (KBN), Warsaw, Poland.

REFERENCES

- [1] Y. Wada, R. Hayakawa, *Piezoelectricity and Pyroelectricity of Polymers*, Jap. Journ. of Appl. Phys, v.15, No.11, 1976, p.2041.
- [2] C. Hennion, J. Lewiner, *A new principle for the design of condenser electret transducers*, J. Acoust. Soc. Am., vol.63, 1979, p.1229.
- [3] R. Kacprzyk, E. Motyl, J. Gajewski, A. Pasternak, *Piezoelectric properties of nonuniform electrets*, J. of Electrostatics, v.35, 1995, p. 161-6.
- [4] R. Kacprzyk, J.B. Gajewski, A. Dobrucki, *Double-layer electret transducer*, J. Electrostatics, v.39, (1997), pp. 33-40.
- [5] J. Lewiner, C Hennion, US Pat. No. Re. 32180 (1986).
- [6] R. Kacprzyk, *Własności piezoelektryczne elektretów warstwowych*. Raport IPEiE (I-7) Politechniki Wrocławskiej nr I-7/S-361/1997.
- [7] Lekkala J., Paajanen M., *EMFi - New Electret Material for Sensors and Actuators*. Proc. 10th Int. Symp. on Electrets. 22-24 Sept. 1999, Delphi, Greece, pp.743-746.
- [8] Paajanen M., Valimaki H., Lekkala J., *Modelling the Sensor and Actuator Operations of the Electro-Mechanical Film EMFi*. Proc. 10th Int. Symp. on Electrets. 22-24 Sept. 1999, Delphi, Greece, pp.735-738.
- [9] Sessler G.M., Hillenbrand J. *Electromechanical Response of Cellular Electret Films*. Proc. 10th Int. Symp. on Electrets. 22-24 Sept. 1999, Delphi, Greece, pp.261-264.
- [10] G.M. Sessler, *Electrets*. Springer Verlag, Berlin, 1980.
- [11] B. Hilczer, J. Małecki, *Elektrety i piezopolimery*, PWN, Warszawa 1992.
- [12] R. Kacprzyk, B. Łowkis, *Elektretowy przetwornik drgań*. Pat. PL 181596 B1

ZÁKLADNÉ PRINCÍPY BIOMERANIA A BIORIADENIA

Prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.

ČVUT - Ústav biomedicínského inženýrství,
Sítňá 3105, 272 01 Kladno,
kneppo@ubmi.cvut.cz

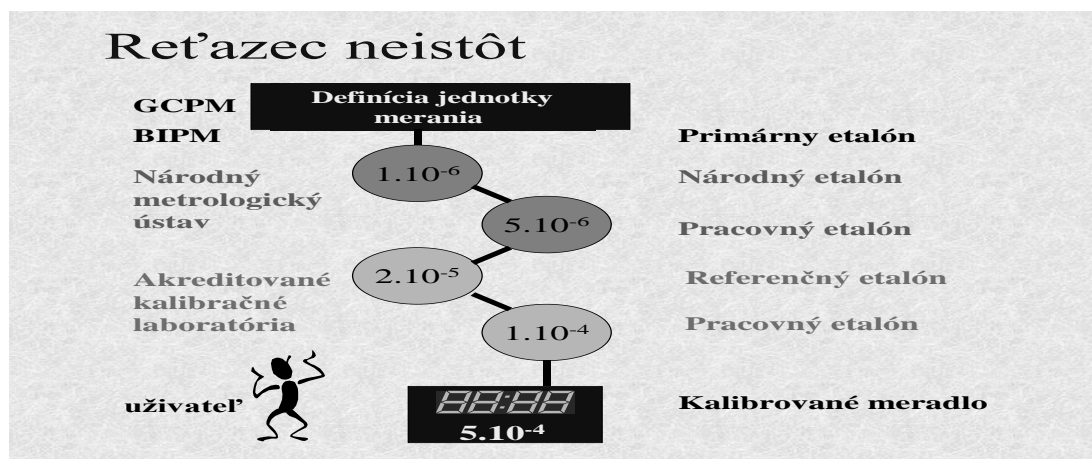
Basic Principles of Biomeasurements and Biocontrol

A basic question of needs of formation interdisciplinary sciences Biomeasurements and Biocontrol and their interaction with other technical and medical scientific disciplines are discussed in the work. Biomeasurements are peculiar in at least two ways: they deal with a terribly complex object – the patient – and are performed and managed by another terribly complex instrument – the physician. With increasing quantity and quality of knowledge in biological and medical sciences the importance of application of system theory in biology and medicine is growing. For the future, system conception even seems to be the most appropriate method of acquiring and processing new information in this field. Biomeasurements and Biocontrol were successfully incorporated into this structure in the last decade.

Keywords: biomeasurements, biocontrol, structure, biological system

1. ÚVOD

Proces merania nadobúda značný význam takmer vo všetkých oblastiach ľudskej činnosti a odhaduje sa, že v priemyselných vyspelých krajinách úkony spojené s meraním pokrývajú 4 až 6 % hrubého národného produktu. Všetky priemyselne vyspelé, ale aj ostatné krajiny, venujú rozvoju merania a budovaniu národných systémov správnosti a jednotnosti merania mimoriadnu pozornosť, vzhľadom na ich význam a vplyv na sociálny a hospodársky rozvoj krajiny. Zabezpečenie jednotnosti a správnosti meranie vyžaduje zabezpečiť nadväznosť všetkých rozhodujúcich meradiel. Nadväznosť etalónu alebo meradla je vzťah hodnoty etalónu alebo údajov meradla k národnému etalónu, medzinárodnému etalónu alebo inému etalónu najvyššej metrologickej kvality, preukázaný prostredníctvom neprerušeneho reťazca porovnaní s určenými neistotami (parameter priradený k výsledku merania, ktorý charakterizuje rozptyl hodnôt, ktoré sa môže odôvodnene priradiť k meranej veličine). Príklad reťazca nadväznosti v medzinárodnom metrologickom systéme je na obr. 1.

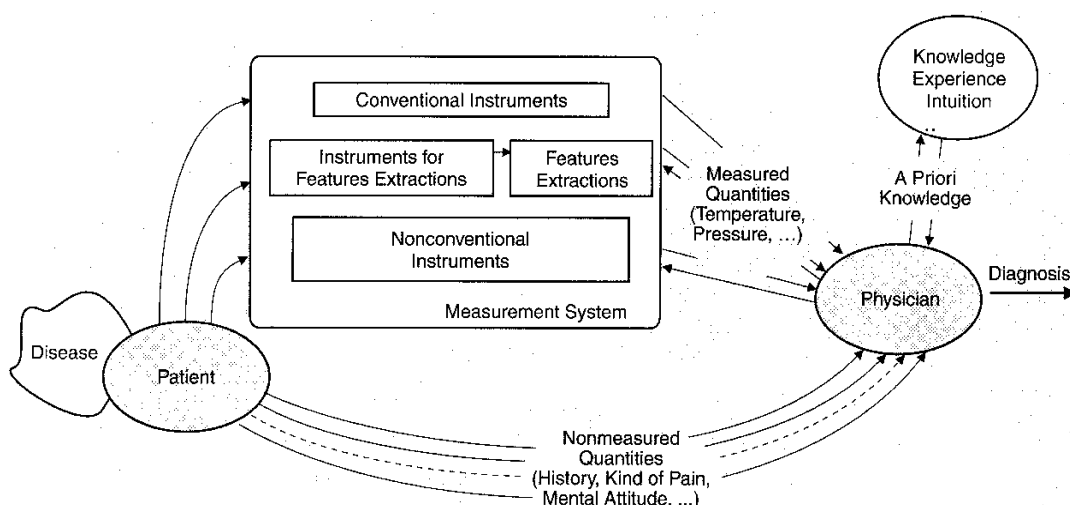


Obr. 1: Nadväznosť merania

V súčasnom období vystupuje do popredia význam správnosti a jednotnosti merania aj v oblasti starostlivosti o zdravie človeka. Zdravie a choroba, ako dve protikladné kategórie, sú v centre pozornosti štúdiá mnohých vedných odborov, v rámci ktorých následne vznikajú nové interdisciplinárne odbory. Od starej kultúry čínskej a egyptskej cez obdobia kultúr gréckych a rímskych až do dnešných dní boli a sú formulované názory na chorobu a zdravie, na ich vzájomné vzťahy, príčinnosti vzniku či ich vplyv na vývoj a rozvoj spoločnosti. Na druhej strane sa však tiež riešia otázky spätného vplyvu celkovej úrovne spoločnosti alebo chovania jedinca na vývoj chorôb a zdravie, na vývoj zdravotného stavu. Zdravie je nevyhnutnou podmienkou kvalitného a úspešného života a zohráva v ňom dôležitú a mnohostrannú úlohu. Má základný význam pre plynulý reprodukčný proces, pre rozvoj pracovného potenciálu a pre celkový ekonomický rast. Celospoločensky chápaná a zabezpečovaná zodpovedajúca úroveň starostlivosti o zdravie vytvára nevyhnutný predpoklad rozvoja a priamo sa odráža v tvorbe ekonomických zdrojov. Podľa poznatkov Svetovej zdravotníckej organizácie sa na úrovni zdravia podieľa spôsob života a výživy, prístup jedinca k otázkam zdravia a vplyv životného a pracovného prostredia zhruba 80 % a úroveň kvality zdravotníckej starostlivosti, vybavenosti zdravotníckych zariadení a použitia modernej biomedicínskej techniky zhruba 20 %.

2. BIOMERANIE A BIORIADENIE V ŠTRUKTÚRE VEDNÝCH DISCIPLÍN

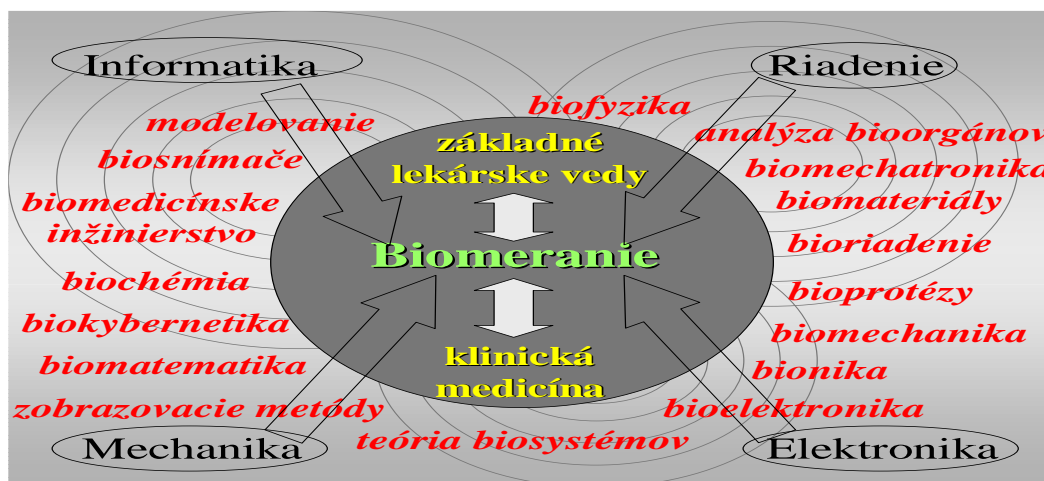
Zo vznikom klasického merania a riadenia sa začali rozvíjať aj interdisciplinárne odbory biomeranie a bioriadenia. Pri vzniku interdisciplinárneho odboru sa pred názov materského odboru, v ktorom vznikol hraničný odbor, sa pridá predpona *bio-*, ktorá označuje, že biológia vznik hraničného odboru vyvoláva a jeho výsledky využíva. Medzi dnes už klasické medziodborové disciplíny patrí biofyzika, biochémia, biokybernetika, biomatematika, biotechnika, biomechanika, bioelektronika, biomeranie a ďalšie. Špecifickými sú prípady, keď ide o aplikáciu biologických dejov, procesov a štruktúr v ďalšom odbore ako napr. bionika, biometalurgia, biotechnológia a pod.. Biomedicínske inžinierstvo, v rámci ktorého je zaradené aj biomeranie a bioriadenia, ako prudko sa rozvíjajúci vedný odbor za posledné desaťročie predstavuje interdisciplinárny odbor, integrujúci poznatky z oblasti technických a fyzikálnych vied s cieľom ich využitia pri riešení problémov základných lekárskejších vied, klinickej medicíny a biológie. Obr. 2 schematický znázorňuje interakciu medzi pacientom a lekárom pri použití technických prostriedkov merania a pri uvažovaní ďalších „nemerateľných“ veličín, ktoré tiež vstupujú do procesu určovania diagnózy.



Obr. 2: Hlavné procesy biomerania v klinickej medicíne

História vzniku odboru, ktorý sa zaoberá interakciou poznatkov, získaných meraním, o neživej a živej prírode, je datovaná viac ako 200 rokov dozadu. Ako prvú vedeckú publikáciu je možné považovať prácu profesora anatómie a medicíny univerzity v Bologne Luigi Galvani (1737 – 1798) z roku 1771 „De viribus electricitatis in motu musculari commentarius“ (Traktát o elektrických silách pri pohybe svalov), ktorú – aj keď v tom čase ešte nedokázala vyjadriť podstatu problému – je možné považovať za predchodcu vedy o bioelektrine, dnešnej elektrofyziológii. Elektrické signály, ktoré generuje živý organizmus - biologický objekt, predstavovali stály záujem bádateľov. Napr. v oblasti merania elektrickej aktivity srdca ako prvý „merací prístroj“ použil Kölliker a Müller v roku 1855 nervo-svalový preparát žabej nohy, následne v roku 1875 Waller ako prvý definoval predstavu o dipólovom charaktere elektrického poľa srdca, v roku 1876 Marey použil kapilárny elektromer na záznam bioelektrických signálov srdca na povrchu tela, následne Ader použil strunový galvanometer v roku 1897 a práce W. Einthovena s využitím strunového elektrokardiografu v roku 1903 položili základ dnes už štandardnej metódy elektrokardiografie (význam jeho prác bol potvrdený udelením v roku 1924 Nobelovej ceny).

Sledovaním vývoja za posledné desaťročie v biomeraní a bioriadení je zrejme celá šírka týchto interdisciplinárnych vedných odborov. Dokumentovaný je ich úzky vzťah k všeobecným problémom biofyziky, biochémie, biokybernetiky, bioniky, biomechaniky, biologických orgánov a tkanív, cez špecifické otázky dynamiky biologických tekutín, biooptiky, bioakustiky, biosimulácií, biomembrán, molekulárnej biofyziky, biotransportu, biosenzorov, biodifúzie, biomolekulárnej elektroniky, bioelektrických fenoménov, fyziologických modelov, ultrazvuku v medicíne, spracovania biosignálov až po konkrétne riešenia biomagnetizmu, magnetokardiografie, magnetoencefalografie, riešenia inverzných úloh, pletyzmografie, elektromyografie, elektroencefalografie, elektrokardiografie, merania pohybu a polohy, dopplerovských meraní, merania pH, merania prietoku a tlaku krvi, oximetrie, merania elektrickej vodivosti, merania sily, merania teploty, hypertermie, somatosenzorických meraní, neistôt merania, biomedicínskych elektród, prístrojov, materiálov, prevodníkov, biomedicínskej elektroniky, biotelemetrie, protéz a náhrad, biomechatronických systémov, laserových aplikácií v medicíne ako aj otázok biologických efektov interakcií s externými poliami, so žiarením laserovým a optickým, dozimetrie, problémov medicínskeho zobrazovania, počítačovej tomografie CT, tomografie MRI, PET, SPECT, zobrazovania elektrickej impedancie, rádioizotopického zobrazovania, spracovania medicínskych obrazov až po problémy biomedicínskeho inžinierstva, medicínskej robotiky, monitorovania pacienta, počítačom podporovaných analýz, počítačovej medicínskej diagnostiky a medicínskych expertných systémov (zjednodušene znázornené na obr. 3).



Obr. 3: Interakcia biomerania s vybranými vednými disciplínami

3. BIOLOGICKÝ A TECHNICKÝ SYSTÉM

S narastajúcou kvantitou a kvalitou poznatkov v biologických a lekárskejších vedách rastie aj význam aplikácie teórie systémov v biológii a medicíne. Systémová koncepcia sa dokonca pre budúcnosť javí ako najvhodnejšia metóda získavania a spracovania nových informácií v tejto oblasti. Pod pojmom systém rozumieme súbor určitým spôsobom organizovaných objektov, vzťahov, postupov a pod. Presnejšie a snád' aj najvšeobecnejšie môžeme systém definovať ako definovanú množinu systémov a definovanú množinu vzťahov medzi nimi.

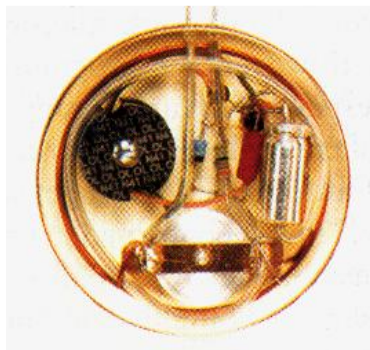
Je zrejme, že v biologických a lekárskejších vedách je koncepcia systému určitou formou abstrakcie. Ale táto abstrakcia je nevyhnutná pri vedeckom poznávaní, ktoré určitý úsek reality skúma vždy iba z určitého hľadiska. Takýto skúmaný úsek reality potom označíme ako reálny objekt, ktorý môže byť prvkom systému, alebo byť systémom samotným. Ostávajúcu časť reality potom nazveme okolím, resp. vonkajším prostredím objektu. Zvolený reálny objekt takisto nebýva nikdy študovaný komplexne, ale vždy pozorujeme, meriame a popisujeme iba určité vlastnosti objektu. Voľba študovaných veličín a tým aj voľba systému závisí od možností a cieľov výskumu. Väzbami medzi jednotlivými funkčnými prvkami vznikajú nové a zložitejšie systémy, čím sa dostávame k problému štruktúry systému. S pojmom štruktúry systému úzko súvisí aj pojem rozlišovacej úrovne zobrazenia danej štruktúry. Ak vyšetrujeme štruktúru študovaného systému, potom každý prvok daného systému chápeme ako ďalší systém, ktorý je vzhľadom k predošlému systémom nižšej úrovne, čiže je podsystémom daného systému. Tento potom ďalej uvažujeme už ako čiernu skrinku, ktorej štruktúru nepotrebujeme alebo nemôžeme ďalej študovať, alebo ho vyjadříme ako prvok (systém) tvorený prvkami (systémami) ešte nižšej úrovne. Takéto členenie štruktúry systémov do viacerých rozlišovacích úrovní je typické pre biologické systémy, kde si môžeme zvoliť organizmus ako systém relatívne najvyššej úrovne a môžeme postupne prechádzať na systémy nižších úrovní. Voľba rozlišovacej úrovne zobrazenia štruktúry systému je určená nielen úrovňou doterajších informácií o systéme, resp. možnosťou ich ďalšieho získavania, ale závisť aj od voľby cieľov výskumu.



Obr. 4: Rozlišovacia úroveň biologických systémov

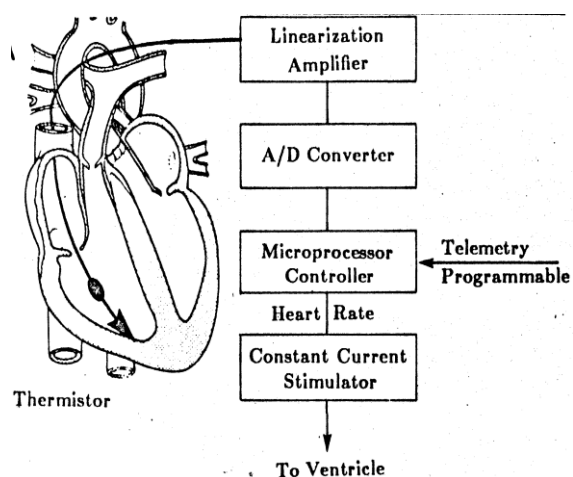
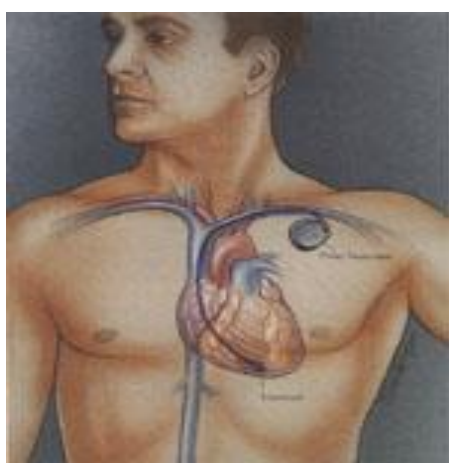
Srdce, ako jeden zo základných biologických systémov predstavuje pumpu, ktorá zabezpečuje prietok krvi v krvnom riečišti, privádza potrebnú výživu pre všetky bunky organizmu a odvádza nepotrebné látky. Jeho činnosť ako mechanickej pumpy je riadená za pomoci tzv. vodivostného systému, v ktorom sínusový uzlík predstavuje autonómny generátor elektrických impulzov. Porucha sínusového uzlíka ako generátora elektrických impulzov predstavovala nevyhnutné úmrtie pred pol storočím. Realizáciou technického systému je možné plne nahradiť funkciu sínusového uzlíka. Technický vývoj umožnil cez externú

stimuláciu postupný prechod na stimuláciu priamo vo vnútri srdca a nakoniec aj implantovanie celého technického zariadenia (riadeného generátora impulzov spolu s napájacím zdrojom) do organizmu. Pred niekoľkými rokmi zomrel vo veku 86 rokov prvý pacient (Arne Larsson), ktorému v roku 1958 voperovali prvý implantovateľný kardiostimulátor. Kardiostimulátor mal v tom čase veľkosť hokejového puku a hmotnosť cca 2 kg (obsahoval 2 tranzistory a jeho fotografia je na obr. 5).



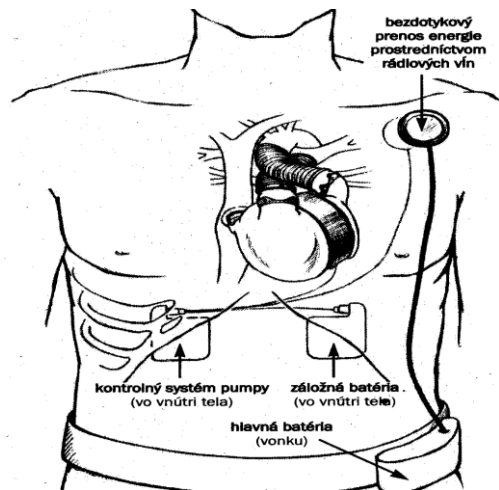
Obr. 5: Implantovateľný kardiostimulátor v roku 1958

Počas svojho života Arne Larsson absolvoval 26 operácií, pri ktorých mu bol postupne vymieňaný kardiostimulátor na dokonalejšie typy, pričom posledný vážil už necelých 200 g (príčinou jeho úmrtia nebolo zlyhanie kardiostimulátora ale pokročilý vek). Rozvoj napájacích zdrojov umožňuje v súčasnom období implantovať kardiostimulátor už na obdobie cca 10 rokov, pričom zmena parametrov stimulácie sa dosiahne telemetrickým preprogramovaním kardiostimulátora. Na obr. 6 je ľavej strane schematické znázornenie implantovaného kardiostimulátora v ľudskom organizme a vpravo je blokové schéma programovateľného kardiostimulátora so spätnou väzbou, ktorá umožňuje zmenu frekvencie srdca na základe zmeny fyzickej či duševnej aktivity ľudského organizmu (meranou veličinou pre spätnú väzbu je teplota krvi v ľavej komore, ktorá sa skoro lineárne mení pri zmene aktivity ľudského organizmu).



Obr. 6: Kardiostimulátor so spätnou väzbou

V súčasnosti vrcholom technického riešenia v oblasti biomechatronických systémov je plne autonómne implantované umelé srdce. Umelé srdce, ktoré vyrobila firma Abiomed z mesta Denver, USA má batériu vo vnútri implantátu, ktorá stačí na pol hodiny činnosti umelého srdca a dobíja sa cez kožu z inej batérie, ktorú pacient nosí na opasku. Umelé srdce s rozmermi prirodzeného srdca má hmotnosť spolu s vnútornou batériou cca 1,5 kg (na obr. 7 je uvedené schematické usporiadanie umelého srdca AbioCor v ľudskom organizme spolu s jeho fotografiou).



Obr. 7: Implantovateľné umelé srdce AbioCor

4. ZÁVER

Z hľadiska ďalšieho rozvoja odboru biomedicínskeho inžinierstva je mimoriadne dôležitý výber hlavných cieľov vo vzdelávacom procese. Rozhodujúcim kritériom je záujem študenta a hlavne jeho budúce uplatnenie v praxi. Výber hlavných oblastí výučby je potom determinované požiadavkami na profil biomedicínskeho inžiniera či technika, pričom je potrebné vychádzať z maticovej štruktúry prienikov lekárskeho a technického odborov. Nosnými piliermi sú základy inžinierstva (fyzikálne, strojárské a elektrotechnické disciplíny), ďalej biomedicínska technika (vrátane biomerania abioriadenia) a lekárska fyzika. Špecialista v oblasti biomedicínskeho inžinierstva potom nachádza uplatnenie v oblasti priemyselnej výroby biomedicínskej techniky či v nemocniciach a klinikách. Vhodným výberom predmetov profilácie biomedicínskeho inžiniera sa zvyšuje jeho konkurenčné schopnosť ďalšieho profesionálneho uplatnenia.

5. LITERATURA

- [1] Kern, S.E, Jaron, D.: *Health Technology, Economics and Policy: An Evolving Balance*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, January/February 2003, 16 – 19
- [2] Kneppo, P.: *Biomedicínske inžinierstvo na prahu tretieho tisícročia*. Acta Mechanica, ročník 2, č.2, 2002, 11 – 17
- [3] Finkelstein, L.: *Measurements and Instrumentation Science – An Analytical Review*, Measurement 14 (1994), 3 – 14
- [4] Nebeker, F.: *Golden Accomplishments in Biomedical Engineering. 50 Years of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and Emergence of a New Discipline*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 3, May/June 2002
- [5] Titomir, L. I., Kneppo, P.: *Bioelectric and Biomagnetic fields. Theory and Applications in Electrocardiology*. Boca Raton, CRC Press 1994, 346s.
- [6] Parvis, M., Vallan, A.: *Medical Measurements and Uncertainties*. IEEE Instrumentation and Measurement magazine, Vol. 5, No. 2, June 2002, 12 – 17
- [7] <http://www.abiomed.com>

MODEL OF THE GAS TRANSPORT DURING ARTIFICIAL LUNG VENTILATION

Ing. Vít Kopelent, Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Department of Radioelectronics, Faculty of Electrical Engineering,
Czech Technical University in Prague,
Technická 2, 166 27, Prague 6, Czech Republic
kopelev@fel.cvut.cz, roubik@feld.cvut.cz

ABSTRACT

The article deals with mathematical simulation of gas flow during artificial lung ventilation. Results of the mathematical modelling are compared with results of the animal ventilatory experiment. The model and algorithm are able to predict tracheal gas insufflation effect on conventional or high frequency ventilation.

Keywords: Artificial lung ventilation, Tracheal gas insufflation, High frequency ventilation, Conventional ventilation.

1. INTRODUCTION

There are many techniques of conventional artificial lung ventilation (CV) of patients with acute respiratory failure that are widely used in the clinical practice, but there are still some limiting factors of their usage, many of adverse effects and there are also frequent cases when the artificial lung ventilation fails. Therefore, new unconventional ventilatory techniques have been developed. Some of them, e.g. high frequency ventilation (HFV), have been introduced into the clinical use recently. Some ventilatory techniques are still examined by researchers and they are not yet used for ventilation of patients. Tracheal gas insufflation (TGI) is one of these ventilatory techniques providing additional ventilatory support to conventional or high frequency ventilation leading to improved oxygenation and CO₂ removal without increase in tidal volume or pressure amplitude in the respiratory system.

Understanding and exact evaluation of TGI effect are very important task for future clinical introduction of the method and they cannot be carried out without modelling of gas flow in the respiratory system. This is not easy task because of complex behaviour of gas during its movement and because of complexity of the respiratory system. The aim of the study is to model gas flow and its effects during both conventional and high frequency ventilation in the respiratory system. Furthermore, introduction of tracheal gas insufflation into the model is carried out so that final mathematical model could predict clinical outcomes of the conjugate applications of CV + TGI and HFV + TGI. Modelling the gas flow in both the CV and HFV is the first necessary step in TGI effect modelling.

2. TRACHEAL GAS INSUFFLATION

Tracheal gas insufflation is a method within the array of supporting unconventional ventilation techniques. TGI is based on fresh air delivery to the endotracheal tube or to the airways using a thin TGI catheter with a constant TGI flow of fresh air. The distal end of the TGI catheter ends several centimetres above carina (Fig. 1). TGI is used as a conjugate technique to conventional artificial lung ventilation [1]. Expired gas in the trachea, endotracheal tube and in some main bronchi is washed out and replaced by fresh air delivered from the TGI catheter. This principle partly protects lung from the re-inspiration of already expired gas. The effect is equivalent to the anatomic dead space reduction [2].

A new method of ventilation based on combination of TGI with HFV has been documented in one experimental study [3]. Considering the effect of V_D in HFV and effect of V_D reduction during TGI, the combination of HFV and TGI may offer a surprising result.

Description of TGI effects during CV and HFV is the main aim of this study. The mathematical model of gas flow during CV and HFV must be completed by TGI flow source and calculation algorithms must be accordingly adapted.

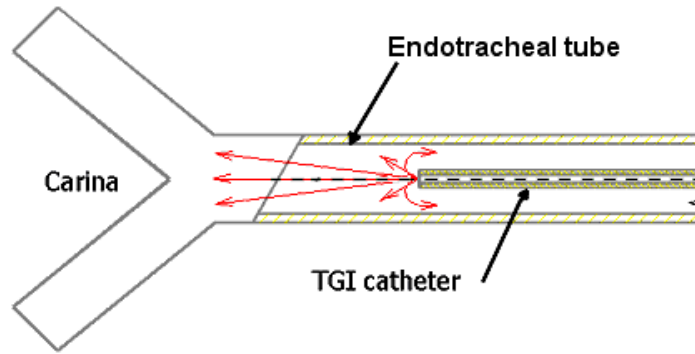


Figure 1: Principle of tracheal gas insufflation.

As mentioned above, the TGI catheter is a source of ventilation mixture with a constant flow. It can be described by relation:

$$Q_{insp} = Q_{vent} - Q_{TGI} ,$$

where Q_{insp} is inspiratory flow at the airway opening, Q_{vent} is ventilatory flow from ventilator and Q_{TGI} is a constant flow from TGI catheter. The equation says that the behaviour of the respiratory system behind the distal end of the catheter is the same as ventilation with Q_{vent} , i.e. $Q_{vent} = Q_{insp} + Q_{TGI}$. Expiratory flow is:

$$Q_{exp} = Q_{vent} + 2 \cdot Q_{TGI} .$$

At this expression Q_{TGI} appears two times, because TGI is a continuous source, one Q_{TGI} represents flow during inspiration and the second one represents Q_{TGI} during expiration.

3. MATHEMATICAL MODELLING OF GAS FLOW

Bases of the gas flow modelling during artificial ventilation have been described by Jongh [4] where a convection-diffusion equation is presented. Unfortunately many simplifications have been applied and several incorrect principles not respecting physiological processes have been introduced into the computation. Therefore it was necessary to make changes in the model and employ simulation of regional oxygen consumption, regional velocity calculation, etc. The convection-diffusion equation is:

$$\frac{\partial c}{\partial t} + v \frac{\partial c}{\partial x} - D \frac{a}{A} \frac{\partial^2 c}{\partial x^2} - \frac{D}{A} \frac{\partial a}{\partial x} \frac{\partial c}{\partial x} = Q ,$$

where: a is cross-sectional area of the bronchial tube(s) [cm^2], A is cross-sectional area of the bronchial tube(s) including alveoli [cm^2], Q is consumption of oxygen [cm^3/s], D is diffusion coefficient [cm^2/s], v is axial velocity [cm/s] and c is fractional oxygen concentration [-].

The first term on the left-hand side represents oxygen concentration $c(x,t)$ variation in time. The second term describes the convection, the third one represents the molecular diffusion and the last one involves the varying cross-sectional area into diffusion processes. The term on the right-hand side represents the oxygen consumption in the alveolar space. The consumption of oxygen per generation can be calculated proportionally to the alveolar volume of the generation. The summed consumption of oxygen over all generations equals to the total oxygen consumption. Geometry of the model follows morphometric lung data [5].

TGI catheter must be added into the model for description of tracheal gas insufflation effect. The TGI ventilation is modelled as an additional source of ventilation gas mixture. Clinical arrangement is described in the paragraph: "Tracheal gas insufflation".

The convection-diffusion equation is solved by numerical simulation. The respiratory system is divided into many nodes in x (axial) direction with a variable length of Δx . Each node is characterised by: length of Δx , cross-sectional area of the bronchial tubes per

generation, cross-sectional area of the bronchial tubes including alveoli per generation, radius of equivalent circular area to the total cross-sectional area of bronchial tubes with alveoli per generation, alveolar oxygen consumption per generation and cumulative volume of alveoli of all previous generations from the airway opening. The TGI flow source is situated to a node corresponding with the distal end of the TGI catheter. Corrections of axial velocity and oxygen concentrations must be conducted at this point. The correction depends on the ventilatory phase.

As it was mentioned above, Jongh's model had to be modified, because the regional gas consumption was not involved. A function was found, which simulates the oxygen consumption, in order to introduce the oxygen consumption into the model with a minimal change of Jongh's algorithm. The function represents the oxygen consumption at generations where alveoli are present only. Whole tidal volume is delivered to the first generation where alveoli are present. To the next generation, only a fraction of the whole tidal volume is derived, that is equal to the tidal volume minus volume of the first generation including the alveolar space. The final function is:

$$V(k+1) = (1 - \text{cumalv}(k) / \text{factot}) \cdot V_{tot},$$

where $V(k+1)$ stands for volume delivered into generation with index $k+1$, $\text{cumalv}(k)$ stands for the sum of alveolar volumes of a generation before generation $k+1$, factot is the total volume of all alveoli present at the respiratory system and V_{tot} stands for the total volume supplied by ventilator to the airways. The result can be seen in Fig. 2 and compared with another modelling approach (Fig. 3).

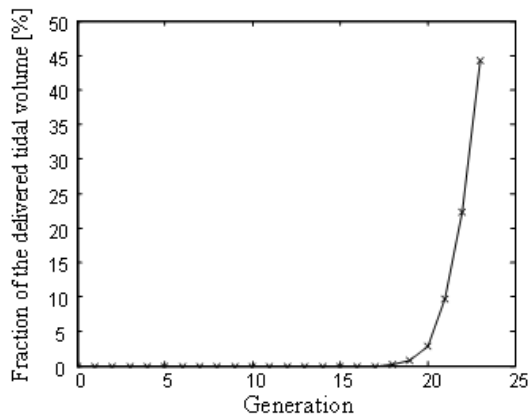


Figure 2: Fraction of the delivered tidal volume at ventilatory frequency 5 Hz [%].

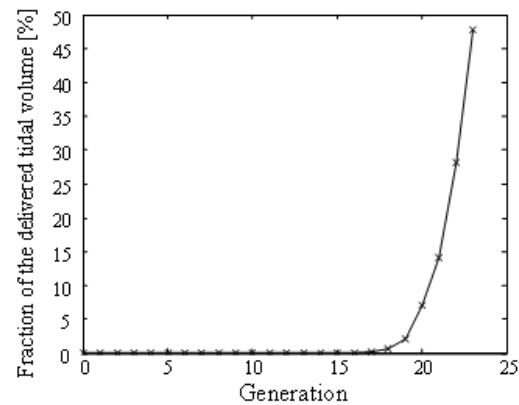


Figure 3: Fraction of the delivered tidal volume at ventilatory frequency 5 Hz [%] another modelling approach [7].

4. ANIMAL EXPERIMENT

Validity of the TGI gas flow model is tested by comparison of results predicted by the modelling with results of animal TGI experiment on a group of rabbits.

A special experimental set has been designed so that a proper and quantitative description of TGI effect on the blood gases could be carried out during both CV and HFV. An experimental volume controlled ventilator for HFV has been constructed in order to maintain constant tidal volumes during the entire experiment, independent on respiratory mechanics changes, continual distension pressure (*CDP*), TGI flow, relaxation level, etc. The ventilator is suitable for CV as well. The ventilator consists of two parts. During inspiration it works as a constant flow generator, where V_T can be adjusted by airflow level and inspiratory time adjustment. A negative expiratory pressure generator assures the expiratory period. *CDP* is determined by the pressure generator characteristics, which can be easily changed.

TGI flow is generated using a source of humidified gas at adjustable pressure (15 – 100 kPa) and TGI catheter (18 cm long, inner diameter of 0.7 mm) placed into the

endotracheal tube 3 cm above its distal end. A catheter for surfactant application, which is integrated into the endotracheal tube wall, is used for *CDP* monitoring.

Nine healthy rabbits (1.8 – 3.2 kg) under the ketamine – xylazine anaesthesia and vecuronium have been used for experiment (a. carotis has been cannulated for systemic pressure measurement and arterial blood sampling, vv. marginales for continuous infusion of ketamine for anaesthesia maintenance). Endotracheal tube Vygon No. 4.0 has been introduced after tracheostomia.

The protocol consists of three stages:

- 1) HFV without TGI flow. HFV parameters: ventilatory frequency $f = 10$ Hz, $CDP = 0.8$ kPa, inspiration ratio $Ti/T = 0.5$. V_T is experimentally set to reach normocapnia ($P_aCO_2 = 42 \pm 2$ Torr). This V_T ($V_T = 2.2 \pm 0.4$ ml/kg) is taken as the reference value during the next two experiment stages.
- 2) HFV with TGI flow. TGI flow is set to 0.5 l/min while the total tidal volume, comprising the tidal volume generated by ventilator V_T and the volume generated by TGI flow during inspiratory period, is maintained constant and at the same level as the tidal volume of normocapnic ventilation determined in the first stage of the experiment. Arterial P_aO_2 and P_aCO_2 are analysed 5 minutes after the change of TGI flow.
- 3) HFV without TGI. This is a final control stage, after which the whole sequence of stages is repeated stepwise for TGI flows 1 l/min and 2 l/min respectively. Statistical analyses of P_aO_2 and P_aCO_2 changes in stage 2 for each TGI flow are carried out and the relative contribution of TGI to the total minute ventilation is calculated. Analogical three-step design is used for evaluation of TGI effect during CV.

5. CORRECTNESS AND SUITABILITY EVALUATION OF THE MODEL

Two results are available for evaluation: 1. results of the mathematical simulation by the created model and algorithm, 2. results of the animal experiment. Unfortunately the results are obtained for different objects: simulation is carried out using the model of an adult (78 kg), but the experimental results come from animal experiment on a group of rabbits (2.5 kg). However different the examined objects are, the results still can be compared, because according to several large studies [6], some appropriate anatomical and ventilatory parameters are proportional to the body weight. The fact that they are measured in human being or in different animal species does not play a very significant role. Some essential ventilatory parameters are equal in both cases (ventilatory frequency, inspiratory time fraction), other parameters are proportionally recalculated (TGI flow during both cases are proportional,

i.e. TGI flow contributions to the both inspiratory flows are equal).

The last difference between the theoretical and experimental approaches is that the mathematical modelling produces values of alveolar partial oxygen pressure P_AO_2 whereas the animal experiment provides values of arterial partial oxygen pressure P_aO_2 . There is a small physiological difference between these two values in healthy objects. But when studying only changes of these values, there are always proportional and they have to be very similar. This statement is valid only in healthy objects where no alveolo-capillary oxygen transfer block is present, represented for example by interstitial lung edema, increased pulmonary arterio-venous shunt, etc.

6. RESULTS

Results of the animal experiment are presented in graphic form in Fig. 4. TGI is more efficient during HFV than during CV. The difference in increased oxygenation is $\Delta P_aO_2_{HFV+TGI} - \Delta P_aO_2_{CV+TGI} = 11.2 \pm 3.6$ % for the biggest TGI flow of 2 l/min.

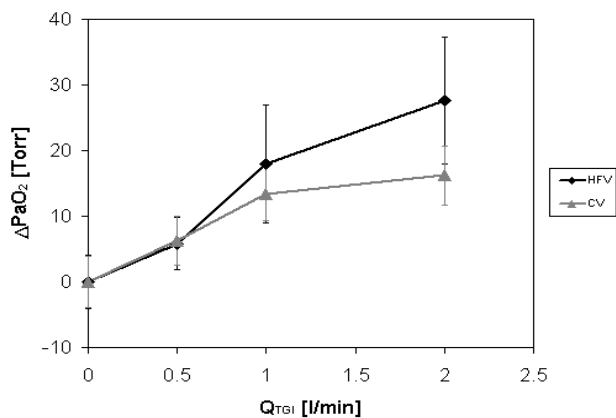


Figure 4: Results of the animal experiment.

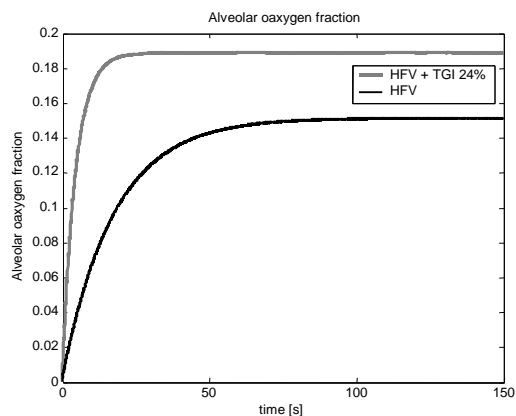
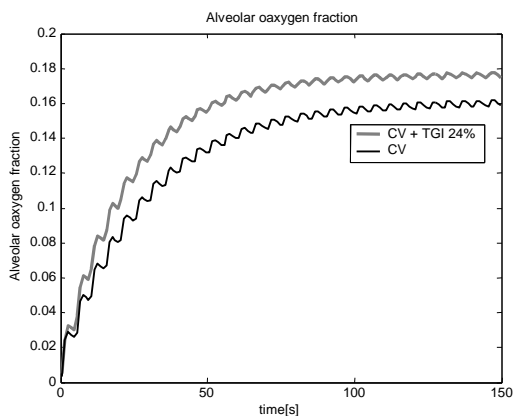
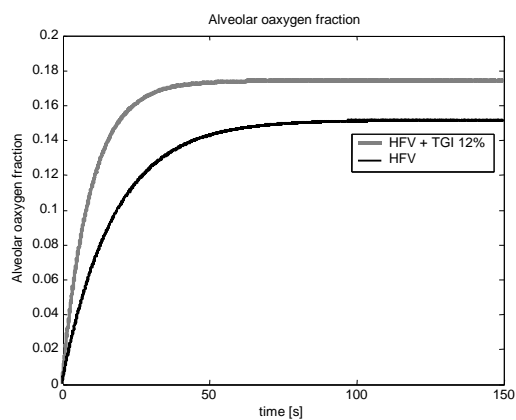
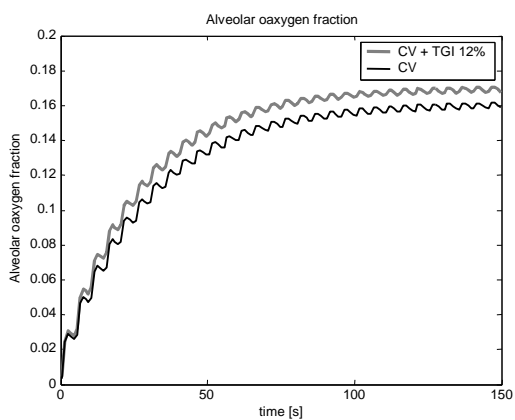
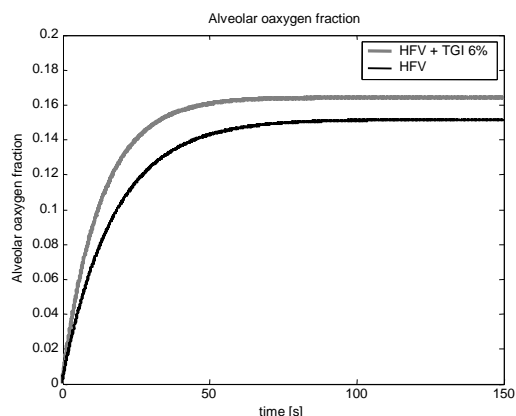
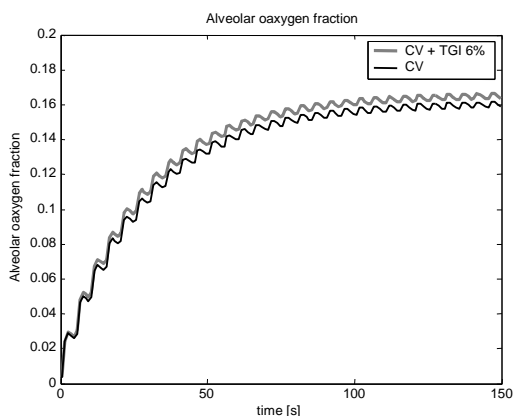


Figure 5: Improvement of alveolar oxygen fraction during CV and different TGI flow.

Figure 6: Improvement of alveolar oxygen fraction during HFV and different TGI flow.

Results of the mathematical simulations are presented in Fig. 5 for CV and in Fig. 6 for HFV. The TGI flow chosen for the simulations is equally proportional to the inspiratory flow 2 l/min during the animal experiment, i.e. the TGI flow represents 24 % of inspiratory flow in both animal and theoretical cases. TGI effect is also stronger during HFV than during CV. The difference in final alveolar partial pressures of oxygen is $\Delta P_{AO_2 \text{ HFV+TGI}} - \Delta P_{AO_2 \text{ CV+TGI}} = 14.4 \%$. Alveolar P_{AO_2} is calculated as a steady-state alveolar oxygen fraction multiplied by the atmospheric pressure.

Results from comparing models with different approaches were also good. The presented model solves convection-diffusion equation, another one is derived from the electro-acoustic analogy [7]. The electro-acoustic model can simulate impedance change and the respiratory system reactions on ventilatory parameters changes. The outputs of the models are different and they can not be compared, but one parameter can. This parameter is fraction of the delivered tidal volume. That outputs are presented on Fig. 2 and Fig. 3, maximal difference between the models is 4%.

7. DISCUSSION

The presented results show a good agreement of the theoretical simulation with the animal experiment and another modelling approach not only in trends, but very good agreement of measured and simulated differences in oxygenation confirms validity of the model. There are however some limitations of the model emerging from many simplifications. On the other hand behaviour of human or animal objects is not possible to describe exactly due to complexity of physiological processes varying in time. Therefore the chosen approach to the modelling and the final algorithm can be assessed as well corresponding one with reality.

8. ACKNOWLEDGEMENT

The work has been supported by MSMT CR research project No. MSM 210000012.

9. REFERENCES

- [1] Handman H. et al.: *Use of intratracheal pulmonary ventilation versus conventional ventilation in meconium aspiration syndrome in newborn pig model*. Crit. Care Med., 25, 1997, p. 2025-2030.
- [2] Kolobow T. et al.: *Intratracheal pulmonary ventilation (ITPV): Control of positive end-expiratory pressure at the level of the carina through the use of a novel ITPV catheter design*. Anaesth. Analg., 78, 1994, p. 455-461.
- [3] Dolan S. et al.: *Tracheal gas insufflation combined with high frequency ventilation*. Crit Care Med, 24 (3), 1996, p. 458-465.
- [4] Jongh, de F.H.C.: *Ventilation modelling of the human lung*. Delft: Delft University of Technology, 1995, ISBN 90-5623-014-X.
- [5] Burri P.H. et al.: *Ultra structure and Morphometry of the Human lung*. Ann. Thorac. Surg., 2000, p. 31-49.
- [6] Venegas J. et al.: *A general dimensionless equation of gas transport by high-frequency ventilation*. J. Appl. Physiol. 60 (3), 1986, p. 1025-1030.
- [7] Rožánek, M.: *Modelování vlivu mechanické ventilace na plicní perfúzi*. Prague: Czech Technilacl University in Prague, Faculty of Electrical Engineering, Department of Radioelectronics, 2002.

EFFICIENT APPROACH TO BIOMEDICAL DATA ACQUISITION IN COMPUTER-AIDED FETAL MONITORING SYSTEM

¹Tomasz Kupka, ¹Adam Matonia, ¹Janusz Jeżewski, ¹Janusz Wróbel,
¹Krzysztof Horoba, ²Waldemar Wierzba

¹Department of Biomedical Informatics, Institute of Medical Technology and Equipment
41-800 Roosevelta 118, Zabrze, Poland

²Clinic of Gynaecological Endocrinology, Medical University of Warsaw
00-315 Karowa 2, Warsaw, Poland
tomekk@itam.zabrze.pl, adamm@itam.zabrze.pl

Abstract

Computer-aided fetal monitoring system of a flexible structure is presented. It meets the typical requirements of modern fetal surveillance within obstetrical department. We have focused on software and hardware problems of connecting fetal monitors of a various types to the system. The data collection unit and dedicated microcontroller-based interface unit have been developed that accomplish connection of several bedside monitors to the system. Practical approach to adapting the new kind of fetal monitoring instrumentation has been also discussed.

Keywords: Fetal monitoring system, fetal monitor, biomedical instrumentation

1. INTRODUCTION

Central monitoring has become the standard approach to patient's monitoring in modern medicine. It is widely applied where longitudinal and simultaneous monitoring of many patients is required e.g in operating room, intensive care unit or obstetrical department. Central monitoring system can be define as a set of medical devices at the patient's bedside, which provide data to the central monitoring computer.

In this paper we would like to present our approach to development of fetal monitoring system which provides high quality of patient's care in obstetrical environment. Fetal monitoring is accomplished usually by means of cardiotocography (CTG) basing on analysis of following biophysical signals: fetal heart rate (FHR), uterine contraction activity (UC) and fetal movement activity. These signals are recorded by bedside monitors and provided in a form of cardiototocographic trace visually assessed by a clinical staff [5]. In an attempt to minimize subjectivity and poor reproducibility of visual evaluation of CTG traces fetal monitoring systems were developed and introduced into clinical practice. The tasks of computer-aided fetal monitoring system are: analysis of incoming data, dynamic presentation of traces along with analysis results as well as storing and printing the data. The system provides much more information than conventional fetal monitoring, easy and fast access to archive records and convenient observation of longitudinal changes in successive traces.

In the fetal monitoring system the fetal monitor is an input device which enables fetal heart rate, uterine contractions and fetal movement information to be accessed by a computer. However, connection of fetal monitors of various types to the system meets a few serious software and hardware problems. The efforts that have been taken to solve these problems will be discussed in this paper.

2. PROPOSITION

There are no standard communication protocols established between fetal monitor and computer. Leading manufacturers usually provide their own protocols which differ in regard to both transmission parameters and format of data being sent.

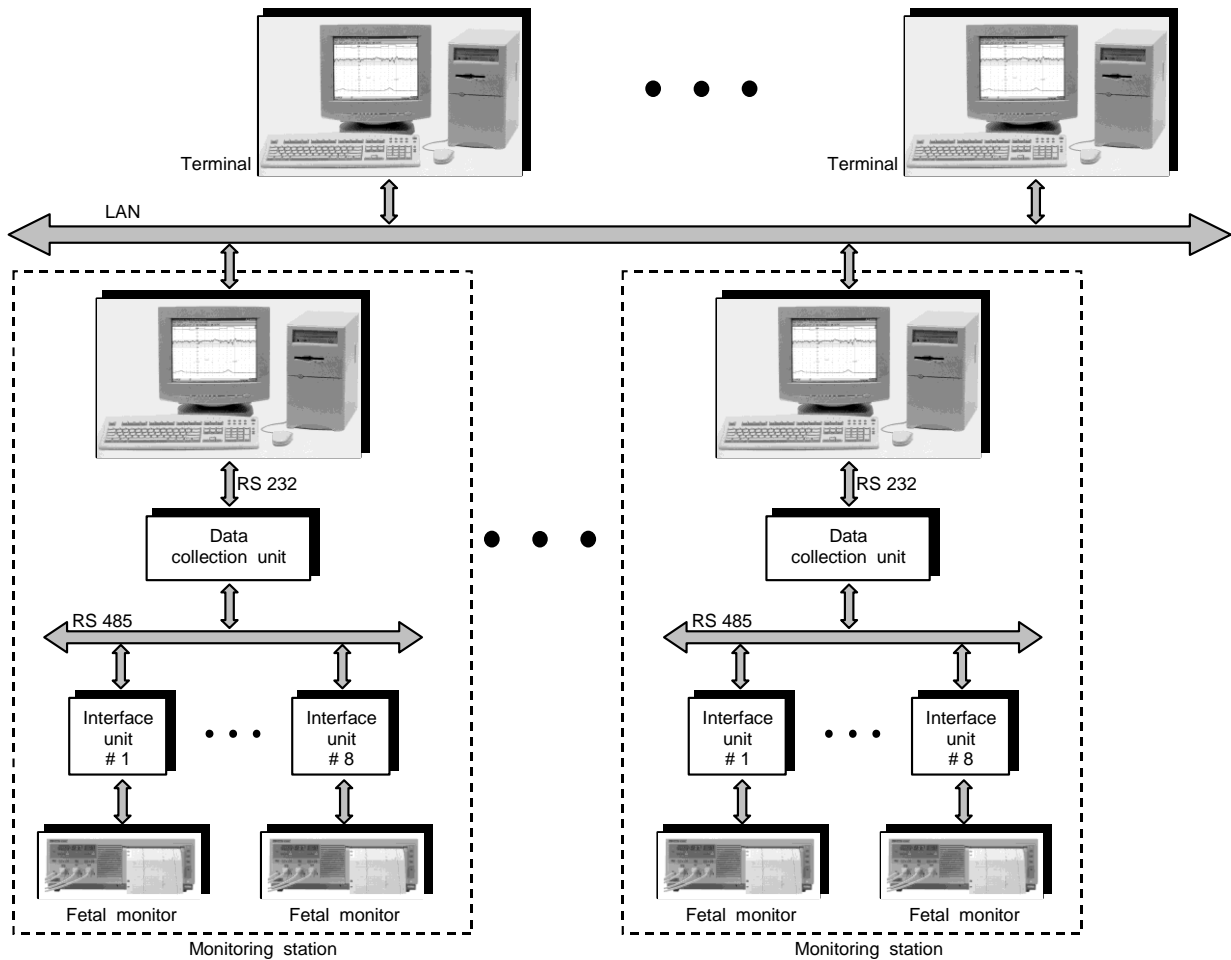
A simple request-answer protocol with software handshaking is applied in some monitors (Oxford). The transmission is serial and baud rate is 9600. Five single-byte requests are issued by the system to get different types of information from the monitor. Transmission starts from check request repeated till the monitor acknowledgement is reached. The monitor gives the following types of two-byte answers: I. FHR value, signal quality indicator and recorder pen status, and a new heart beat flag (from channel 1 or 2); II. UC value and a status of transducers; III. MARKER flag of fetal movements perceived by the mother. The system samples the FHR signal with 4Hz and the UC with 2 Hz. The sampling rate is high enough so as not to miss a beat.

Information from other monitors (HP series 50) is sent within 32-byte data blocks surrounded by the block-start and block-end. The speed is 1200 baud. The data block contains four sets of values each containing FHR and UC samples, as well as fetal movement profile, FHR quality indicator, and a status of transducers. These blocks are sent by monitor in automatic transmission mode in one-second intervals. This implies that the sampling frequency of both FHR and UC is 4Hz. The checksum appended to the data block is used to detect transmission errors. The system controls the monitor by issuing the commands: start or stop of transmission. Fetal movements are identified in two ways: by a patient-activated event marker or automatically by using the ultrasound channel – fetal movement profile (FMP) feature. Every time the event marker button is activated, the message marker data block is transmitted in asynchronous mode. The communication protocol developed by Analogic is, similarly to Oxford protocol, based on data blocks transmitted with a speed of 9600 baud. Four seven-byte blocks can comprise ASCII-coded values of FHR from channel 1 and 2, UC sample and information on fetal movement. However, these blocks are combined into a one packet, which is sent in automatic mode every 250 ms. Fetal monitor automatically detects connection with computer using RS232 control lines (DSR, DCD) and starts data transmission if the connection is established.

Lack of standard communication protocol requires a creation of dedicated device driver containing a set of functions that can control the new type of monitor, retrieve information, and transform data into established format. Device driver can be built in data acquisition software module in monitoring station or can be implemented inside microcontroller-based standalone interface unit. Considering the tasks of fetal monitoring system the second approach seems to be more efficient.

Several fetal monitors have to be connected to one computer working as a monitoring station. Very often monitors are placed in long distance from the monitoring station, which make the use of RS485 link the most relevant. Fetal monitors are usually equipped with RS232 serial interface, which is still the basic output of biomedical instrumentation mainly due to its simplicity and common availability. However, earlier models can be equipped with CMOS/TTL output, and the oldest monitors – with analog outputs – must be fitted with an interface circuit having analog-to-digital (A/D) conversion. Connection medical device to computer always requires a use of electrical barrier ensuring maximum safety for a patient.

Taking into account all requirements mentioned above we built the fetal monitoring system which structure is presented in Pic. 1. The system was developed as a result of our earlier implementations [4], [6].



Pic. 1: Computer-aided fetal monitoring system.

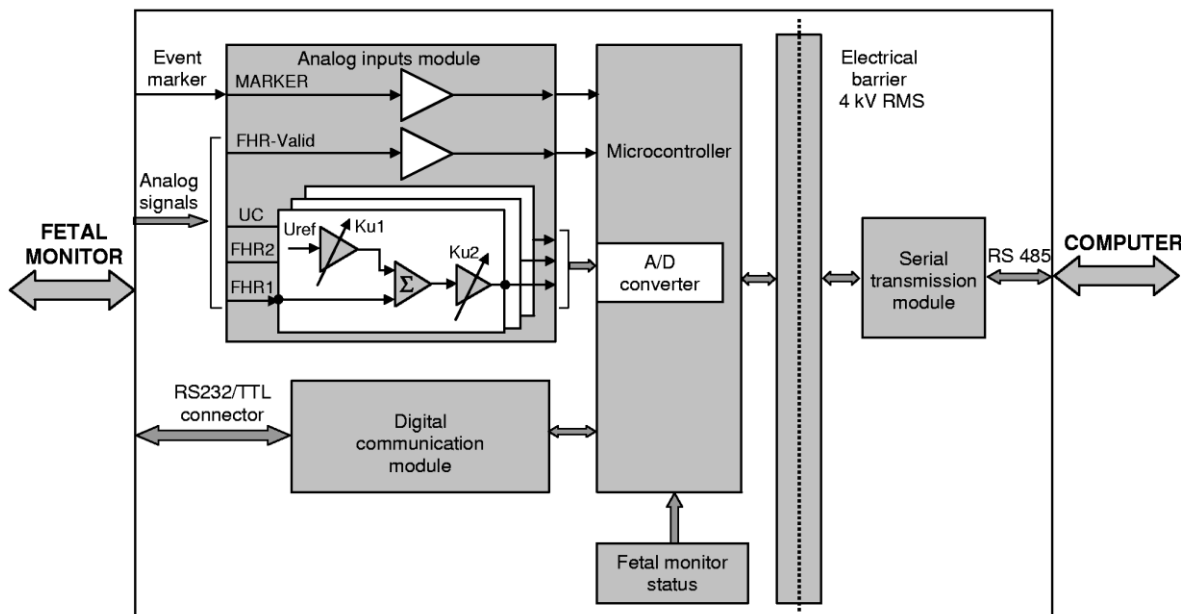
The system can work as a single central station for monitoring of up to eight patients. Several monitoring stations can be connected via network to common perinatal database. Optional terminals can be used to access the archive data at any time independently from monitoring. In practice the number of monitoring stations does not exceed three.

Each fetal monitor is connected to interface unit, which accepts different types of signal output connection including digital serial link and analog output. Interface unit assures the patient's safety complying with general international standards for medical equipment. Access of several monitors to one RS232 connector of the computer is enabled by the data collection unit, which multiplexes bedside monitors. Data collection unit is transparent for the data from monitors. Each interface unit with associated fetal monitor is identified by its exclusive number. This number is used by the data collection unit, which periodically sends permission for transmission to successive monitors. Wall-mounted sockets for monitor connection are located anywhere within an obstetrical department. Data transmission between interface unit and data collection unit takes place through the RS485 serial link whereas between data collection unit and computer via RS232 link. It ensures the reliable transmission on long distances and simplifies system wiring. In case of the single-bed version of the system the fetal monitor with interface unit is attached to the computer directly via RS232 link without using data collection unit. Incoming CTG data are dynamically presented on the screen and analysed on-line [3]. The results of quantitative analysis of cardiocotographic trace are presented both in numerical and graphical forms. Received data are stored in a system database. The database includes patient's personal data, monitoring logs, results of analysis, parameters of alerting events and of course the cardiocotographic traces [2].

In practical application, every model of fetal monitor needs its own dedicated interface unit. We have developed unit, which contains several modules (Pic. 2). Some of the modules are optional. Their application in the unit depends on the type of monitor connected. The interface unit is based on Fujitsu MB89P637 microcontroller which supports an internal 8-channel 10-bit A/D converter, interrupt controller, serial and parallel port. Internal RAM of 1kB capacity is enough for implementation of communication procedures.

The interface unit collects CTG data from a fetal monitor according to the data transmission protocol associated with particular monitor type. Inside the microcontroller the data obtained from every particular fetal monitor are transformed into uniform data blocks established by us. The length of data block is equal to 43 bytes. Its structure is based on HP series 50 data block and contains samples of all signals measured in 1 sec interval (Pic. 3). Therefore, from the computer side, every bedside monitor looks the same. Information of the monitor type is included in the data block. Data blocks from all monitors are transmitted to computer in 1 sec intervals. The number of monitors connected and established data block length define the minimum value of transmission baud rate. We established transmission speed at 19200 baud, which is enough to get data from up to 8 fetal monitors connected to the computer at the same time. Such speed lets to extend the data block with a new information which could be provided by future fetal monitoring instrumentation.

The fetal monitor status is defined by two-state switches, which are set manually during installation of the system. Status comprises the type of a monitor cooperated with a given interface unit, exclusive number of the unit and transmission mode. In case of single-bed version of the system the interface unit is switched to automatic transmission mode. It means that the CTG data are sent to the system in 1 sec intervals without need of control usually performed by data collection unit.



Pic. 2: Block diagram of interface unit between fetal monitor and computer in the monitoring station.

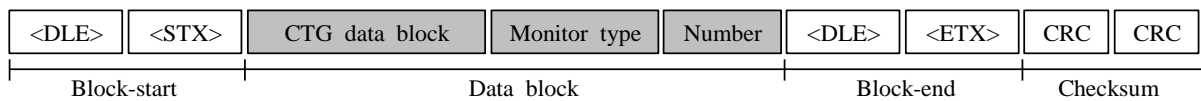
We developed an alternative approach to conventional cardiotocography. Its detailed description can be found in [1], a brief explanation is provided here. In conventional fetal monitor fetal heart rate is obtained by means of Doppler ultrasound technique and uterine activity is measured by using a tocodynamometric transducer. In proposed electrical approach FHR signal is determined basing on processing of abdominal fetal electrocardiogram and information on uterine contraction activity is extracted from electrical source signal of uterine muscle. The electrical approach is carried out by the new instrumentation which consists of

microcontroller-based recorder of bioelectric signals and external computer. Since it provides the same functionality as conventional fetal monitor it can be called “virtual fetal monitor” (VFM).

We decided to adopt VFM to our computerized fetal monitoring system. Since VFM is also a computer-based system it can be connected to the computer of the monitoring station directly via RS232 or RS485 serial link. The second type of connection is used in case of long distance to monitoring station and requires a simple RS232/485 converter to be applied. Among regular CTG data the VFM provides additional information in a form of averaged fetal QQRST complexes, which can be used to evaluate fetal ECG morphology.

The averaging process is performed over 30 consecutive QQRST complexes detected in FECG signal. Assuming the maximal heart rate at 225 bpm, which corresponds to the beat-to-beat interval of 266 ms, it means that every 8 sec the new averaged QQRST complex is determined. The length of averaged complex does not exceed 600 ms, and the required sampling frequency is 500 Hz. Therefore the complex is represented by 300 samples. The peak-to-peak complex amplitude is equal to 50 μ V, the required resolution is 0.2 μ V, so each sample can be represent by one byte. Since evaluation of FECG is based on analysis of QQRST shape and calculation of absolute amplitudes of a given waves the level of DC component does not matter.

Considering the above conditions the CTG data block has been extended with 38 bytes that ensures sending every averaged QQRST complex with a help of 8 consecutive data blocks. The additional information – number of valid QQRST used in averaging process is added to the data block. It lets to evaluate the quality of averaging process as a number of valid QQRST complexes related to assumed number – 30. To avoid error in case of data block loss or damage the number of QQRST fragment is also included. Bytes regarding to QQRST complex are inserted into CTG data block just after the monitor number.



Pic. 3: General structure of CTG data frame.

3. CONCLUSIONS

Computer-aided fetal monitoring systems have become a standard in present-day perinatology. However, implementation of the efficient system which cooperates with fetal monitors of various types is not a straightforward problem. We proposed a system in which bedside devices connection is accomplished in a hardware way i.e. by using the microcontroller-based interface unit. Such approach ensures a high flexibility of the system. Adapting fetal monitors usually requires development only interface unit with a new communication procedures. System software remains unchanged and thus the testing procedure is much simpler since it concerns only a new hardware. However, in case of new instrumentation which provides, except ordinary CTG data, some additional information, the modification in signal analysis and their dynamic presentation procedures have to be carried out.

Acknowledgment: This study was supported by the State Committee for Scientific Research, Warsaw, Poland (KBN Grant No. 4 T11E 006 22).

4. LITERATURE

- [1] Jezewski J., Horoba K., Matonia A., Gacek A., Bernys M.: *A new approach to cardiocographic fetal monitoring based on analysis of bioelectrical signals*, 25th Int. Conf. of the the IEEE EMBS, Cancun, 2003.

- [2] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Graczyk S.: *Computerized perinatal database for retrospective qualitative assessment of cardiotocographic traces*, Current Perspectives in Healthcare Computing, BJHC Limited, Ed. B. Richards, 1996, 187-196.
- [3] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Graczyk S.: *Implementation of graphical user interface in computer-aided fetal monitoring system*, Proc. of 5th Conf. of the European Society for Engineering and Medicine, Barcelona, 1999, 249-250.
- [4] Krajewski Z., Wrobel J., Horoba K., Jezewski J., Graczyk S.: *Reliable data communication in modular fetal monitoring system*, Proc. of the 18th Int. Conf. of the IEEE EMBS, Amsterdam, 1996, 800-801.
- [5] Matel R., Van Geijn H.P., Caron F.J.M., Swartjes J.M., Van Woerden E.E., Jongsmas H.W.: *Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 1. Baseline determination, 2. Detection of acceleration and decelerations*, Int. J. Biomed. Comput., 1990, vol. 25, 261-286.
- [6] Wrobel J., Jezewski J., Horoba K., Gacek A., Graczyk S.: *System for centralized fetal monitoring*, Proc. of the 2nd IMACS CESA, Tunisia, 1998, 772-775.

INTELIGENTNÍ A ADAPTIVNÍ SYSTÉMY V MEDICÍNĚ

doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.

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

Intelligent and Adaptive Systems in Medicine

In this paper, basic overview of current applications of intelligent and adaptive systems in medicine is presented. These systems can help us to cope with the enormous amount of information available in the networked world and the enormous amount of data collected daily with the modern medical equipment. These topics were discussed at the international workshop Intelligent and Adaptive Systems in Medicine held in Prague at the Department of Cybernetics CTU FEE, March 31 – April 1, 2003. The trends indicated from the presentations suggest that most modern artificial intelligence techniques are being gradually assimilated into biomedicine. However, most of the results have been achieved in isolated research teams working in many countries and not in coordinated international research.

Keywords: intelligent systems, hybrid intelligence, biomedicine, artificial intelligence

1. ÚVOD

V rámci Evropské sítě excelence pro inteligentní technologie (EUNITE) [1], která se zabývá problematikou inteligentních a adaptivních systémů, byla realizována podrobná studie, věnovaná dosavadnímu využití inteligentních a adaptivních systémů v různých aplikacích. Na úvod budeme charakterizovat adaptivní a inteligentní systémy. Adaptivita je velmi běžnou vlastností (rysem) každodenního života, nezbytná pro naši existenci, ale dá se velmi obtížně definovat, analyzovat a syntetizovat). Obecně řečeno se adaptivní systémy navrhuje tak, aby byly schopné se vypořádat s proměnlivými podmínkami prostředí a přitom směřovaly ke svému cíli. Během doby se teorie adaptivních systémů vyvinula od relativně jednoduchých a intuitivních konceptů ke komplexní teorii pracující se stochastickými a nelineárními systémy s nekonečnou dimenzí. Jako inteligentní systémy se kolektivně označují znalostní systémy, systémy využívající biologické principy (softcomputing) a jejich hybridy. Znalostní systémy zahrnují expertní a pravidlové systémy, objektově orientované systémy a systémy využívající rámce a inteligentní agenty. Softcomputing zahrnuje neuronové sítě, evoluční výpočetní techniky a další optimalizační algoritmy. Techniky pro práci s neurčitostí, jako např. fuzzy logika, patří do obou kategorií.

V oblasti medicíny, protože se zabývá lidským tělem, které představuje velmi složitý systém, se setkáváme s problémy nelinearity a nestacionarity. Navíc stupeň komplexity ve fyziologických systémech je velmi vysoký. Mnoho přirozených systémů (např. mozek, imunitní systém, ekologie, společenství) a mnoho umělých systémů (např. paralelní a distribuované výpočetní systémy, systémy umělé inteligence, umělé neuronové sítě, evoluční programy) jsou charakterizovány evidentně složitým chováním, které se objevuje jako výsledek nelineárních prostoro-časových interakcí mezi velkým počtem komponent systémů (subsystémů) na různých úrovních organizace. Vědci v celé řadě vymezených oblastí (např. počítačové vědy, umělá inteligence, neuronové sítě, kognitivní věda, výpočetní ekonomie, matematika, optimalizace, teorie složitosti, řídicí systémy, biologie, neurovědy, psychologie a

technika) se zabývají analýzou a syntézou takových systémů s využitím kombinací základních i aplikovaných technik. Za inteligentní systémy pak můžeme považovat takové systémy, které mají vlastnosti jako samoúdržba, adaptivita, uchování informací, nárůst složitosti, ale dosahují těchto cílů jinými prostředky než přirozené systémy.

Ve výzkumu a vývoji teoretických základů adaptivních systémů a praktických technických implementacích se v minulých desetiletích událo hodně. První aplikace směřovaly do řízení letadel a raket, později se výzkum soustředil na technologické procesy a výrobní průmysl. Tak, jak se rozvíjejí lékařské přístroje, zvětšuje objem získávaných dat a dostupných znalostí, rozvíjejí se i systémy pro vyhodnocování a podporu rozhodování v medicíně. V posledních letech je tento nárůst více než zřejmý.

2. HYBRIDNÍ INTELIGENTNÍ SYSTÉMY

V současné době již existuje celá řada systémů, které využívají efektivní kombinace dvou či více inteligentních metod pro řešení složitých úloh. Jednou z nejčastějších a také nejúspěšnějších kombinací je *kombinace neuronových sítí a fuzzy logiky*, často označovaná jako neuro-fuzzy systémy. Z pohledu odborníka na neuronové sítě lze základní princip této kombinace stručně popsat jako využití fuzzy funkcí v uzlech (nejčastěji třívrstvé) neuronové sítě. Z pohledu odborníka na fuzzy systémy lze princip popsat jako učení (typu učení neuronové sítě – např. zpětná propagace) funkce příslušnosti fuzzy systému. Vzájemných dalších kombinací existuje v konkrétních aplikacích celá řada.

Další hybridní systémy představují *kombinaci neuronových sítí a evolučních algoritmů*. Zde se využívají dva základní principy, a to využití evolučních algoritmů pro nastavení vah neuronové sítě nebo vytvoření architektury neuronové sítě pomocí evolučních algoritmů. Případně je možné oba principy kombinovat.

Genetické algoritmy a fuzzy logika byly využívány již dříve v celé řadě automatizačních úloh a ve složitých optimalizačních úlohách. I zde se využívají dva základní principy: genetický algoritmus řízený fuzzy logikou a fuzzy systém řízený genetickým algoritmem. Genetický algoritmus řízený fuzzy logikou využívá fuzzy logiku buď pro nastavování genetických parametrů, nebo pro fuzzy kódování chromozómů. Fuzzy systém řízený genetickým algoritmem se obvykle skládá z fuzzy pravidlových systémů a genetický algoritmus slouží pro určení báze pravidel.

Strojové učení a fuzzy logika. Fuzzy logika se využívá pro modelování nejednoznačnosti obsažené v rozhodovacích atribtech předtím, než jsou tyto atributy využity k dalšímu zpracování pomocí strojového učení v úlohách klasifikace a diagnostiky.

Strojové učení a evoluční algoritmy. Podobně jako u kombinace neuronových sítí a evolučních algoritmů lze i tady využít evoluční algoritmy pro vygenerování nejvhodnější architektury např. rozhodovacího stromu. Algoritmus strojového učení vytvoří ne jeden rozhodovací strom, ale celou řadu, a evoluční algoritmus řeší optimalizační úlohu, tj. najde nejvhodnější strom.

Případové usuzování (CBR) a evoluční algoritmy. Na rozdíl od dalších metod strojového učení umožňuje případové usuzování vytvářet různé aproximace cílové funkce pro každou instanci, která má být klasifikována/předikována. Další výhodou je, že metoda umožňuje přizpůsobuje výsledné řešení příslušné problémové oblasti tím, že je možné volit metriku, funkci jádra, skórovací funkci, váhování atributů a práci s databází případů (trénovacích instancí). Tyto volby však odpovídají nastavování mnoha parametrů. To je netriviální úloha, která ovlivňuje znalostní model vytvářený vlastním algoritmem CBR. Hodnoty parametrů se zpravidla nastavují přibližně podle vlastností řešené úlohy. Obvykle se

využijí znalosti o úloze (pokud jsou k dispozici) a provede se série testů. Proces nastavování parametrů je možné automatizovat a jako nástroj využít evoluční algoritmy, které naleznou optimální nastavení parametrů systému pro případové usuzování

3. PŘÍKLADY POUŽITÍ INTELIGENTNÍCH A ADAPTIVNÍCH SYSTÉMŮ V MEDICÍNĚ

Nejvýznamnější aplikace nalezneme v následujících širokých oblastech: pohotovost a jednotka intenzivní péče, všeobecná medicína, chirurgie a lékařské zobrazování.

Pohotovost a JIP. Aplikace v intenzivní péči se dají rozdělit na regulaci krevního tlaku a dýchání, monitorování EEG a tišení bolesti. Pro kriticky nemocné pacienty byl vyvinut systém s uzavřenou smyčkou pro monitorování krevního tlaku, využívající adaptivní řídicí strategii. Adaptuje dávkování léku podle pacientovy citlivosti na lék a zajišťuje, že při chronické hypertenzi je krevní tlak redukován na cílové hodnoty, které jsou fyziologicky bezpečné. V oblasti umělé plicní ventilace se adaptivní řídicí strategie používají pro programovatelné respirátory. Neuronové sítě s metodami adaptivního učení se mohou kombinovat s dalšími nástroji jako wavelety pro extrakci příznaků intrakraniálního tlaku na JIP. Dalšími typy hybridních inteligentních systémů jsou neuro-fuzzy adaptivní systémy, které se mohou skládat z adaptivního fuzzy regulátoru a neuronové sítě ve funkci prediktoru. Příkladem je systém pro řízení hlavního arteriálního tlaku u těžce nemocných pacientů. Systém je schopen se učit řídicí pravidla při off-line trénování a nastavovat parametry během řízení v reálném čase. Dalším příkladem je adaptivní systém dávkování léku při řízení intenzivní péče o pacienty, trpící selháním srdce. Adaptivní řídicí algoritmy byly kombinovány s technikou expertních systémů. Na JIP je k dispozici velké množství fyziologických dat z monitorovacích systémů. Mohou být však efektivně využita jen tehdy, když je lékařský personál osvobozen od úkolů na relativně nízké úrovni. To vyžaduje inteligentní interpretaci dat, konceptuální analýzu a znalostní podporu. Byl vyvinut adaptivní systém, který na základě zdravotního profilu pacienta automaticky vybírá ty proměnné, na jejichž zpracování musí být věnováno nejvíce času.

Všeobecná medicína. Tato část je věnována nejdůležitějším konzervativním disciplínám v medicíně, jako jsou neurologie, kardiologie, ORL, endokrinologie, interní medicína, plicní. Samozřejmě jsou i další disciplíny, ve kterých bychom našli aplikace inteligentních systémů, i když ne v takové míře jako v níže prezentovaných.

Neurologie. Většina aplikací adaptivních systémů se zabývá nervosvalovou stimulací. Příklady systémů: adaptivní řídicí systém pro generování cyklických pohybů s využitím nervosvalové stimulace; řídicí systém s adaptivní neuronovou sítí pro generování cyklických pohybů s využitím nervosvalové stimulace; neuro-fuzzy regulátory navržené pro selektivní stimulaci sciatického nervu pro generování požadovaného kroučícího momentu kloubu kotníku (integrace tří přístupů: neuronová síť, fuzzy logická adaptace a geometrické mapování); identifikace nelineárního modelu časových řad magnetoencefalogramu epileptických pacientů. V neposlední řadě byly vyšetřovány aktivity mozku s cílem určit pacientovy fáze spánku na základě analýzy EEG. Nejčastěji se používají neuronové sítě se zpětnou propagací. Dalším tématem v oblasti EEG je detekce nástupu epileptických záchvatů, kde se zpravidla využívá kombinace několika metod pro předzpracování a následně klasifikaci segmentů signálu.

Kardiologie. Nejvíce práce ve využití adaptivních systémů se soustředí na adaptivní kardiostimulátory. Část prací se zabývá i zpracováním signálů a umělým srdcem. Adaptivní zpětnovazební srdeční stimulace je obvykle založena na stavu srdce, který se odvozuje od měřených parametrů. Jedním z nich je unipolární intrakardiální impedance. Při testování

adaptivních kardiostimulátorů se používají numerické modely pro simulaci lidského kardiovaskulárního systému. Model simuluje krevní oběh, srdeční mechanismy a buňky myokardu. Adaptivní algoritmy kardiostimulátoru využívají jako vstupní veličinu měřenou unipolární intrakardiální impedanci. Další oblastí pro adaptivní modelování a identifikaci je umělé srdce (matematický model umělého srdce pro analýzu hemodynamického chování za normálního a patologických stavů, využitý při návrhu optimálního adaptivního řídicího systému). Další práce se soustředí na zpracování EKG signálu. V této oblasti byla vytvořena celá řada prací: mapování založené na fuzzy adaptivní rezonanční teorii pro klasifikaci srdečních arytmií z QRS komplexu; model pro rozpoznávání / klasifikaci EKG signálu v obecných případech a pro specifický akutní infarkt myokardu (kombinace fuzzy logického inferenčního systému s adaptivním učením neuronové sítě); adaptivní fuzzy klasifikátor pro rozlišení mezi intrakardiálními arytmiemi.

V ORL se většina prací soustředí na zpracování akustického signálu pro neslyšící, kteří používají kochleární implantáty nebo konvenční naslouchátka, s cílem redukovat či potlačit šum. V endokrinologii se využívá zejména podpora rozhodování při inzulinové léčbě diabetiků. Interní medicína je klasickou oblastí, ve které se využívá podpora rozhodování v diagnostice (např. zpracování EGG signálu, znalostní systémy pro diagnostiku). V oblasti respiračních chorob jde zejména o úlohy monitorování a řízení umělé plicní ventilace, diagnostiky plicní dysfunkce.

Chirurgie. Přímo v chirurgii nenalezneme využití adaptivních či inteligentních systémů, ale v oblastech souvisejících, jako je anestézie, je naopak celá řada aplikací. Nejvíce se jich soustředí na řízení krevního tlaku, analgézii, hloubku anestézie, relaxaci svalů. Využívají se systémy od nejjednodušších (adaptivní regulátory) až po inteligentní (neuronové sítě, genetické algoritmy).

Lékařské zobrazování a zpracování signálů představují velmi rozsáhlé oblasti pro aplikaci inteligentních metod. Obě dvě si dnes již nelze bez využití složitých softwarových systémů představit. Zpracování biomedicínských signálů (např. EEG, MEG, EKG, EMG, EGG, EOG) bylo implementováno s využitím neuronových sítí, neuro-fuzzy systémů, strojového učení. Zpracování obrazů využívá celou řadu inteligentních metod, nejčastěji najdeme aplikace neuronových sítí a fuzzy logiky.

4. MEZINÁRODNÍ WORKSHOP INTELIGENTNÍ A ADAPTIVNÍ SYSTÉMY V MEDICÍNĚ

V Praze na katedře kybernetiky ČVUT FEL se za podpory Centra excelence MIRACLE konal ve dnech 31.3. a 1.4.2003 mezinárodní workshop Inteligentní a adaptivní systémy v medicíně. Cílem workshopu bylo seznámit odbornou veřejnost s nejnovějšími trendy v oblasti využití inteligentních a adaptivních systémů v medicíně. Účast katedry kybernetiky v síti excelence EU Eunite (European Network on Intelligent Technologies for Smart Adaptive Systems) umožnila pozvat několik přednášejících ze zahraničních pracovišť, na kterých se dlouhodobě věnují problematice využití inteligentních systémů v lékařských aplikacích. Kromě zvaných referátů byly prezentovány příspěvky dokumentující jak teoretické, tak praktické výsledky některých českých pracovišť. Workshop byl rozdělen do šesti tematických bloků: Inteligentní a adaptivní systémy, Znalostní inženýrství, Strojové učení, Agentová technologie, Inteligentní metody v medicíně – případové studie, nové technologie. Byly prezentovány přehledové referáty z oblasti inteligentních systémů v medicíně, fuzzy systémů, dolování lékařských dat, využití multiagentní technologie. Vedle toho byla prezentována řada referátů, ve kterých byly uvedeny výsledky případových studií, využívajících výše zmíněné metody a technologie.

V bloku Inteligentní a adaptivní systémy byly předneseny 2 zvané referáty – Hybridní výpočetní inteligence v medicíně (G. Dounias, University of the Aegean, Řecko) a Inteligentní počítačové systémy pro řízení anestézie na operačním sále (D. A. Linkens, University of Sheffield, Velká Británie). První příspěvek (G. Dounias) byl zaměřen na problémy efektivit a významu návrhu hybridních inteligentních metodologií pro aplikace v rozličných oblastech medicíny. Hybridní inteligentní systémy získávají na popularitě zejména proto, že umožňují úspěšně řešit celou řadu složitých reálných úloh. Hlavním důvodem je využití synergického efektu. V hybridním systému jsou totiž zvýrazněny výhody každé metody a potlačeny její nevýhody. Druhý příspěvek (D. A. Linkens) se zabýval otázkou inteligentního řízení anestézie na operačním sále. Byl vyvinut inteligentní systém pro odhad hloubky anestézie u konkrétních pacientů, který využívá kombinaci neuronových sítí a fuzzy logiky. Pro analýzu měřených signálů je použita waveletová transformace. Systém je používán v on-line režimu na operačním sále.

V bloku Znalostní inženýrství byly předneseny tři referáty. První byl opět zvaný – Lékařské znalosti, fuzzy množiny a expertní systémy (R. Seising, lékařská fakulta, Universität Wien, Rakousko). Další dva referáty byly předneseny pracovníky Gerstnerovy laboratoře – Prediktivní dolování lékařských dat: případová studie (J. Kléma), Předzpracování dat s nástrojem SumatraTT (P. Aubrecht). R. Seising věnoval úvod svého příspěvku přehledu využití fuzzy množin a možnosti vyjádření lékařských znalostí jako fuzzy relací. Pak popsal dva systémy vyvinuté na vídeňské univerzitě, využívající fuzzy přístup (CADIAG a FuzzyKBWean). J. Kléma ve svém referátu přiblížil na konkrétní případové studii důležitost dolování dat v medicíně a možnost jeho využití pro predikci. Případová studie je věnována plánování a rozvrhování lázeňských procedur pro jednotlivé pacienty tak, aby rozvrh byl efektivní jak z pohledu pacienta, tak i z pohledu využití lázeňských zařízení a personálu. P. Aubrecht navázal svým příspěvkem, protože v něm představil nástroj SumatraTT pro předzpracování dat. Tento nástroj byl využit pro předzpracování dat i v uvedené případové studii. Byly předvedeny základní funkce nástroje a možnosti jeho využití.

V bloku Strojové učení byly předneseny následující příspěvky: Předzpracování biologických dat: případová studie (L. Lhotská, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha); Analýza nezávislých komponent a její aplikace (D. Novák, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha); Formování hypotéz o stresu s využitím metod strojového učení (L. Nováková, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha; R. Dunčko, Ústav experimentální endokrinologie, Bratislava); Eliminace pohybu a zkreslení v mamografických obrazech (M. Jiřina, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha). Všechny tyto příspěvky ukázaly na praktických příkladech důležitost vhodné volby metod pro předzpracování vstupních dat a metod pro následné vyhodnocování a klasifikaci.

Blok Agentová technologie byl zahájen příspěvkem Základy agentových systémů: stručný úvod do aliancí a formování koalic (M. Pěchouček, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha). Další příspěvky byly věnovány lékařským aplikacím: Lékařské aplikace multiagentních systémů (A. Moreno, Universitat Rovira i Virgili, Španělsko), Multiagentní architektura pro poskytování inteligentních telemedicínských služeb v managementu diabetu (E. Hernando, Universidad Polytechnica de Madrid, Španělsko). Multiagentní systémy jako společenství decentralizovaných, vzájemně spolupracujících a autonomně jednajících agentů představují velmi významný nástroj pro distribuované řešení úloh. Mají celou řadu výhod oproti monolitickému centralizovanému systému. Umožňují zpracovávat informace z různých typů zdrojů, do jejich struktury lze integrovat již existující programy, každý agent může pro řešení využívat jinou metodu, jinou reprezentaci znalostí a dat, může mít odlišnou vnitřní strukturu.

Další tématický blok byl věnován případovým studiím inteligentních metod v medicíně. Byly prezentovány následující příspěvky: Modelování imunitního systému s využitím přístupu zdola nahoru (P. Zvirinský, Technická univerzita Košice, Slovensko); Distribuované a automatické testování softwaru v lékařských aplikacích (T. Hazdra, CertiCon, a.s., Praha); Systém pro měření a vyhodnocování kardiopulmonárních dat (M. Štokr, Západočeská univerzita Plzeň).

Poslední blok druhého dne workshopu byl věnován některým příkladům praktického využití nových technologií. Bylo předneseno celkem pět příspěvků: Automatické generování fuzzy pravidlových klasifikátorů pomocí evolučních algoritmů (J. Kubalík, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha); Dolování asociačních pravidel v lékařských datech – dvě případové studie (J. Rauch, Vysoká škola ekonomická, Praha); Webový expertní systém: aplikace v onkopatologii (P. Mikšovský, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha); Měření vztahů amplituda-síla a čas-frekvence v kardiovaskulární dynamice (Z. M. Trefný, Kardiologická laboratoř Praha); Praktické aplikace telerobotiky (L. Přeučil, Gerstnerova laboratoř, ČVUT Praha).

Pro účastníky byly příspěvky vydány na CD a jsou k dispozici na následující webové stránce: <http://cyber.felk.cvut.cz/EUNITE03-BIO/>.

5. ZÁVĚR

Medicína je jednou z oblastí, ve které se metody umělé inteligence a strojového učení využívají stále častěji. Je to celkem přirozené, protože se zvětšil počet přístrojů, které jsou přímo propojeny s počítači, takže lze snáze získávat vstupní data a uchovávat je pro další zpracování. Snadno bychom se však mohli stát obětmi informačního přetížení. Proto je nutné tento velký objem dat efektivně vyhodnocovat. Navíc často nejsou známy explicitní relace mezi těmito daty a dají se pouze obtížně interpretovat. Při řešení těchto problémů mohou pomoci nástroje dolování dat a dobývání znalostí. Dolování dat a dobývání znalostí je relativně novou oblastí, která integruje zkušenosti získané v dříve volně spojených oblastech, jako jsou databáze, datové sklady, matematická statistika, strojové učení, extrakce znalostí. Tyto metody mohou zjednodušit a obvykle i urychlit zpracování velkých objemů dat. V medicíně můžeme najít celou řadu takových úloh. V některých je možné alespoň první fáze vyhodnocování dat zautomatizovat a lékařům tak usnadnit rutinní práci. Jde např. o vyhodnocování dlouhodobých EKG a EEG záznamů, kdy automatický systém může vyhledat zajímavé či "podezřelé" úseky, které předloží lékaři k posouzení.

6. PODĚKOVÁNÍ

Výzkum popisovaný v příspěvku vznikl za podpory Centra excellence MIRACLE, evropské sítě excellence EUNITE a výzkumného záměru MSM 2100000012.

7. LITERATURA

- [1] <http://www.eunite.org>
- [2] Abbod, M.F., Linkens, D.A., Mahfouf, M., Dounias, G.: *Survey on the use of Smart and Adaptive Engineering Systems in Medicine*, Artificial Intelligence in Medicine, Vol. 26, Iss. 3, Nov. 2002, 179-209

UPLATNENIE VIDEOANALÝZY POHYBU ČLOVEKA V REHABILITÁCI

Ing. Jaroslav Majerník, Ing. Alena Galajdová, prof. Ing. Dušan Šimšík, PhD.,
MUDr. Ľudovít Želinský

Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva, Strojnícka fakulta, TU Košice,
Letná 9, 042 00 Košice, Slovenská republika, Tel./Fax.: +421 55 602 2654
FRO VSŽ Nemocnica a.s.
Železiarenská 14, 040 15 Košice – Šaca, Slovenská republika, Tel./Fax.: +421 55 68 415 68
jaroslav.majernik@tuke.sk, alena.galajdova@tuke.sk, dusan.simsik@tuke.sk,
drzelinsky@post.sk

Videoanalysis of Human Motion in Rehabilitation

This paper presents few studies in rehabilitation diagnostics and therapy supported by the movement analysis. Motion capture system SMART, from Italian company e-Motion, was used for these studies. All the analyzed subjects were selected patients of the Rehabilitation clinic in Kosice – Saca. There were monitored and evaluated three subject's groups. The first one involved subjects with total hip endoprosthesis. The goal of this study is to evaluate the efficiency of pre-surgical rehabilitation process of the patients. The pelvic position and its symmetry analysis were performed on a second group of the patients. Analyzed patients were captured during walking and during trunk bending sideways before and after manual therapy. The subjects of the third group were patients after lumbar vertebrae operation. The study of this group was oriented on the analysis of functional blocks and hypermobility between vertebrae of lumbar vertebrae during trunk bending forward. All the studies are performed with cooperation of rehabilitation surgeon specialists.

Keywords: videoanalysis, pre-surgical rehabilitation, total hip endoprosthesis, manual therapy, spondylolisthesis

1. ÚVOD

V poslednej dobe sa stávame svedkami stúpajúceho výskytu ochorení, ktoré svojou závažnosťou a pomerne častou invalidizáciou postihnutého predstavujú významný medicínsky, spoločenský ale aj ekonomický problém. Avšak využitie kombinácie pokrokov dosiahnutých v oblastiach vedy, techniky a rehabilitácie umožňuje čiastočný či úplný návrat postihnutých osôb do normálneho života. Samotný spôsob a kvalita rehabilitačnej liečby sú dôležitými faktormi miery obnovenia činnosti rehabilitovaného kĺbu. Jednou z možností monitorovania a vyhodnocovania stavu pacientov je použiť stále viac a viac sa do popredia dostávajúce techniky pohybovej analýzy. V spolupráci s Rehabilitačným oddelením v Košiciach–Šaca sme analyzovali tri vybrané skupiny pacientov pomocou optického systému záznamu pohybu SMART. Prvá skupina obsahovala pacientov s totálnou náhradou bedrového kĺbu. Cieľom štúdie je vyhodnotiť úspešnosť procesu predoperačnej rehabilitácie týchto pacientov pomocou analýzy kinematických parametrov chôdze. Analýza postavenia panvy a jej symetrie bola vykonaná u druhej skupiny pacientov. Pacienti boli analyzovaní počas chôdze dopredu, dozadu a počas úklonov do strán pred a po manuálnej terapii. Pacienti tretej skupiny boli po operácii degeneratívnej spondylolistézy. Štúdium tejto skupiny pacientov bolo zamerané na analýzu funkčných blokov a hypermobility medzi stavcami driekovej chrbtice počas chôdze a počas predklonu. Všetky štúdie sú vykonávané v spolupráci so špecialistami v oblasti rehabilitácie a skupiny pacientov sú stále rozširované o nové prípady.

2. TECHNIKA A METODIKA

2.1 SMART SYSTÉM

Optický systém pohybovej analýzy SMART je jedným z prvých produktov talianskej firmy eMotion ponúkaných na trh. Využíva sa na lekársku diagnostiku a funkčné vyšetrenia pacientov, monitorovanie vývinu atlétov, vývoj interaktívnych atrakcií pre zábavné parky alebo telocvične, analýzu dynamických priemyselných procesov, testy dopravných nehôd, ergonomické návrhy a podobne. SMART pozostáva z osobného počítača, šiestich CCD kamier (možnosť pripojenia deviatich kamier) a napájacieho zdroja so synchronizačnými jednotkami. Charakterizuje ho vysoká presnosť, možnosť jednoduchého premiestnenia podľa potrieb a požiadaviek užívateľa a jednoduchosťou manipulácie, vyplývajúcej z originálneho a jednoduchého spôsobu kalibrácie (Obr.1).



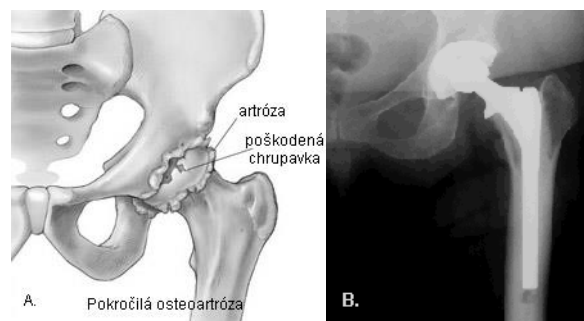
Obr. 1: Systém pohybovej analýzy – SMART

Na rozdiel od systémov používajúcich aktívne značky (napr. VICON, CODA), systém SMART detekuje a zaznamenáva polohu malých pasívnych značiek v trojrozmernom priestore. Značky sú umiestnené podľa vhodne navrhnutého modelu na telo pacienta a ich poloha je zaznamenávaná a prenášaná priamo do počítača štandardnými CCD kamerami s infračerveným filtrom. Záznam kamier je spracovávaný počítačom a výstupom je súbor trojrozmerných dát reprezentujúcich polohu, rýchlosť a zrýchlenie jednotlivých značiek v čase. V závislosti odpožiadaviek užívateľa je možné definovať a vypočítavať ďalšie parametre. Systém SMART umožňuje vykonávať porovnávacie analýzy pohybov získaných v rôznom čase a na rôznych subjektoch, integráciu zariadení umožňujúcich externú synchronizáciu, kde je možné napríklad kinematické parametre analyzovať spoločne s EMG, resp. signálmi zo silových platní. Užívateľ môže využiť schopnosť SMARTu exportovať dáta do MATLABu, väčšiny 3D dátových formátov, resp. balíkov pre počítačové animácie.

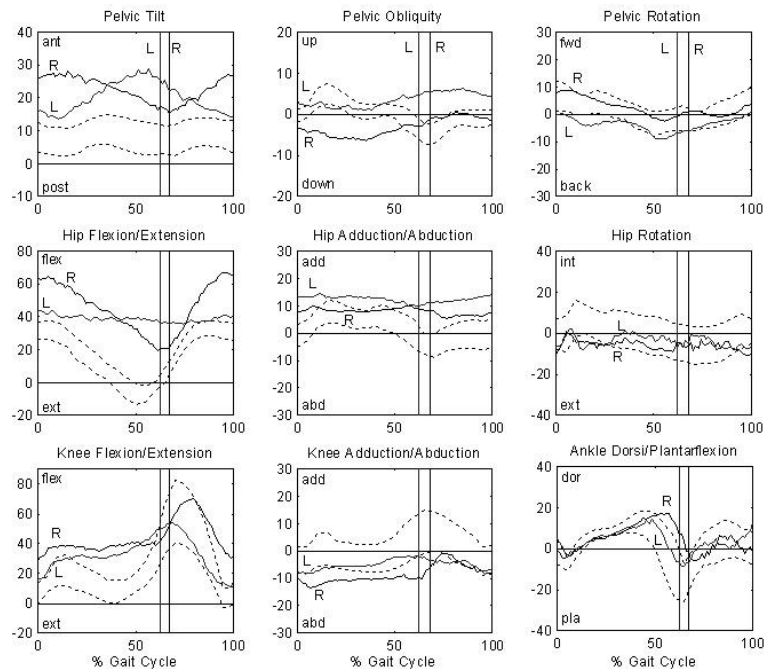
2.2 PREDCHIRURGICKÁ REHABILITÁCIA

Metóda intenzívnej predoperačnej rehabilitácie sa u pacientov pred implementáciou totálnej endoprotézy (TEP) bedrového kĺbu bežne nepoužíva. Je indikovaná iba v niektorých prípadoch, bez určenia klinických parametrov. V medicínskej literatúre je iba málo zdrojov, ktoré sa sústreďujú na význam predoperačnej rehabilitácie alebo na jej význam pre pooperačný výsledok a stav pacienta. TEP bedrového kĺbu je indikovaná pri bolestivých insuficienciách a deštrukciách bedrového kĺbu spôsobenými buď primárnou koxartrózou, sekundárnymi koxartrózami, zápalovými a pozápalovými stavmi, stavmi po rekonštrukčných a paliatívnych operáciách v oblasti bedrového kĺbu, poúrazových stavoch, artrodézou, ankylozou alebo kostnými nádormi. Samotná implantácia TEP je však vždy podmienená viacerými faktormi. Najrozšírenejšie chronické ochorenie podmieňujúce TEP bedrového kĺbu patrí osteoartróza (Obr.2a) a vrámci nej aj samotná koxartróza. Toto chronické multifaktoriálne ochorenie je charakterizované degeneratívnymi zmenami na kĺbovej chrupke, reaktívnymi zmenami na okrajoch kĺbov a subchondrálnej kosti, pričom neskôr dochádza aj k patologickým zmenám kĺbového puzdra a príľahlých mäkkých štruktúr.

Pri avaskulárnej nekróze dochádza k výraznému vnútrokĺbovému dráždeniu a vzniku akútneho zápalu výstelky puzdra kĺbu, čo vedie k výraznej bolestivosti kĺbu a následnému ťažkému obmedzeniu jeho hybnosti. V dôsledku toho postupne dochádza k sekundárnym degeneratívnym zmenám a okrem obmedzenia hybnosti z dochádza aj k ťažkej hypotrofii svalstva postihnutej dolnej končatiny. Pri primárnej artróze dochádza k obmedzeniu hybnosti jednak z dôvodov bolestivosti a jednak z dôvodov deštrukcie kĺbu a kĺbovej osteoprodukcie v podobe kostných výrastkov (osteofytov). Tiež je tam výrazná hypotrofia svalstva, kontraktúra kĺbov v dôsledku kontraktúr príľahlých svalov, kompenzačná hyperlordóza a popríklad lordoskoliotická fixovaná deformita. Preto je zrejmé, že ide väčšinou o výrazne bolestivé stavy, kde je akákoľvek rehabilitácia, či už v zmysle posilovania postihnutých svalov alebo pri pôsobení na rozsah hybnosti kĺbu bolestivá. Ale pri preukázaní výrazne lepších výsledkov dosiahnutých za pomoci predoperačnej rehabilitácie na pooperačný stav pacienta by sa táto mohla realizovať, pretože bolesť nie kontraindikáciou pre liečebný postup. Na Obr.2b je znázornená röntgenová snímka náhrady hlavy stehennej kosti.



Obr. 2: a.) príklad pokročilej osteoartrózy, b.) röntgenová snímka náhrady hlavy stehennej kosti



Obr. 3: Kinematické parametre chôdze pacientky pred TEP bedrového kĺbu

Táto skupina pacientov, ktorá sa priebežne rozširuje o nové prípady, je rozdelená na dve podskupiny. Prvú podskupinu tvoria pacienti s indikovanou predoperačnou rehabilitáciou, druhá skupina pacientov je bez tejto rehabilitácie. U skupiny, kde je aplikovaná predoperačná rehabilitácia sa vyhodnocuje stav pacienta pred rehabilitáciou, po rehabilitácii a následne po TEP. U druhej podskupiny sa vyhodnocuje stav iba pred operáciou a po nej. Pre

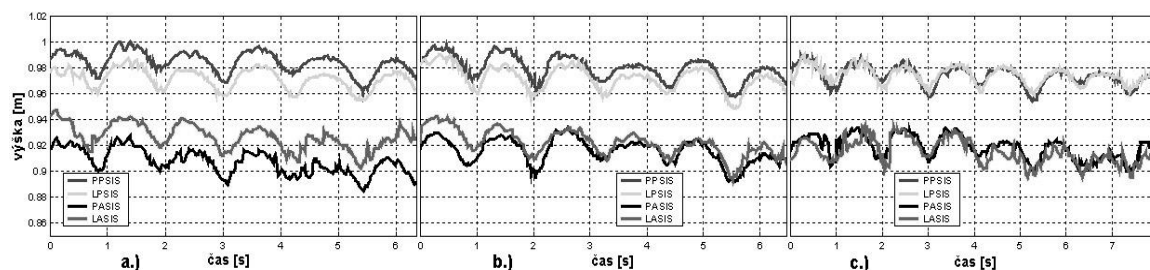
objektívizáciu výsledkov u oboch skupín sa podľa možností a spolupráce pacientov urobí analýza aj po uplynutí rovnakého časového obdobia od operácie. Na základe týchto nameraných parametrov a ich porovnaním bude možné kvantitatívne vyhodnotiť opodstatnenosť predoperačnej rehabilitácie. Pre sledovanie pohybu sme zvolili model so 17 značkami umiestnenými na S2, ASIS, veľké trochantery, vonkajšie a vnútorné epikondyly femuru, tuberozity tibie, členky, päty a hlavy metatarzalov. Navyše ak pacient používa či už francúzske alebo nemecké barly boli značky umiestnené aj na ne. Doposiaľ sme analyzovali chôdzu 13 pacientov po operácii, ktorí nepodstúpili predoperačnú rehabilitáciu a 6 pacientov pred operáciou a predoperačnou rehabilitáciou.

Na Obr.3. sú znázornené kinematické parametre 65 ročnej pacientky pred operáciou. Parametre na obrázku reprezentujú chôdzu bez použitia francúzskej barly, ktorú pacientka používala pred operáciou na pravej strane. Jednotlivé parametre pravej a ľavej dolnej končatiny sú znázornené pre jeden cyklus chôdze. Prerušovanou čiarou je znázornená štandardná odchýlka normálnych hodnôt. Zvislé čiary v oblasti 60% cyklu chôdze oddeľujú fázu opory pravej a ľavej nohy od švihovej fázy.

2.3 VPLYV MANUÁLNEJ LIEČBY FUNKČNÝCH PORÚCH NA STATIKU TEĽA

Vplyv funkčných porúch pohybového aparátu na poruchy statiky tela je v manuálnej medicíne všeobecne známy. Na troch pacientkách tejto skupiny boli pre bolestivý syndróm cervikokraniálneho (CC) prechodu a chronické lumbalgie špecialistom pre manuálnu terapiu diagnostikované funkčné poruchy CC prechodu, hrudnej (Th), driekovej (L) chrbtice a panvy. Uvedené poruchy viedli k dysfunkčnému postaveniu panvy, asymetriám postúry a poruchám dynamiky Th–L chrbtice. Tieto poruchy je možné hodnotiť vizuálne subjektívne len v statických polohách, nie však počas pohybu, ktorý vyžaduje objektívne sledovanie viacerých synkinéz pohybových stereotypov. Na ich objektívizáciu sa opäť použil systém SMART, ktorým sa sledovala asymetria výšky ASIS, PSIS v stoji, pri chôdzi dopredu a dozadu, rozsah lateroflexií Th–L chrbtice pred manuálnym zásahom, ihneď po manuálnom zásahu na CC prechode a potom po manuálnom zásahu na Th chrbtici a panve.

Značky boli umiestnené na C7, na vrcholoch pliec, vo výške L1, L3, L5, ASIS, PSIS, trochanteroch, hlavičkách fibúl, členkoch a na hlavičkách metatarzov nôh. Počítačovou analýzou záznamov referenčných bodov v troch rovinách sa zistil pozitívny vplyv manuálnych zásahov na zlepšenie rozsahu a symetrizáciu lateroflexií, zmenšenie asymetrie panvy vo frontálnej rovine, pričom v dvoch prípadoch došlo k úprave asymetrie panvy až po zásahu na panve. U všetkých pacientok došlo ku kaskádovému poklesu subjektívnych ťažkostí po oboch zásahoch.

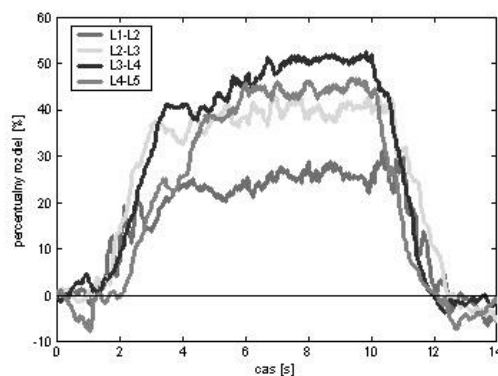


Obr. 4: Postavenie PSIS a ASIS pri chôdzi dozadu: a.) pred manuálnym zásahom, b.) po manuálnom zásahu na CC prechode, c.) po manuálnom zásahu na Th chrbtici a panve

Obr. 4 zobrazuje vertikálne postavenie štyroch referenčných bodov PSIS a ASIS počas chôdze dozadu, pacientky s funkčnými poruchami CC prechodu. Aj z týchto priebehov je vidieť symetrizovanie postavenia panvy a teda aj pozitívny vplyv manuálnych zásahov.

2.4. FUNKČNÉ PORUCHY PO OPERÁCIÁCH SPONDYLOLISTÉZY

Spondylolistéza predstavuje závažný problém, pri ktorom dochádza k sklznutiu niektorého stavca smerom dopredu. Pri malom sklznutí býva asymptotická, s náhodným rtg nálezom, naopak pri väčšom sklznutí býva sprevádzaná bolesťou a neurologickými príznakmi a často si vyžaduje aj operačné riešenie. Najčastejšie spondylolistézy nachádzame v dvoch distálnych segmentoch lumbálnej chrbtice. V patogenéze vzniku spondylolistéz zohrávajú úlohu tak konštitučné, ako aj získané faktory. Častý je familiárny výskyt a združenie s inými anomáliami. Sklon pánvy, lumbálna hyperlordóza alebo lumbosakrálna kyfóza, a segmentálna instabilita sú dôležitými biomechanickými faktormi, ktoré participujú na progresii olistézy. Jedným z mechanizmov vzniku olistézy je pôsobenie dlhotrvajúcej abnormálnej záťaže na segment, z ktorej rezultujú repetitívne mikrotraumatá v svaloch, následne dôjde k postupnému preťažovaniu ligamentov a chrupaviek až poškodeniu paraaxiálnych štruktúr. Cieľom chirurgickej liečby je stabilizovať, prípadne normalizovať progredujúcu instabilnú biomechanicky nepriaznivú poruchu spinálnych segmentov a odstrániť eventuálnu kompresiu alebo iné postihnutie nervových štruktúr. Do tejto skupiny pacientov boli zahrnutí 5-ti pacienti po operácii degeneratívnej spondylolistézy, ktorí boli hospitalizovaní na oddelení nemocnice v rokoch 1999-2000. Závažné klinické príznaky týchto pacientov indikovali chirurgické riešenie. Toto síce čiastočne zmiernilo ich subjektívne ťažkosti, ale napriek tomu zostali chronickými pacientami s poruchou funkcie chrbtice. V nasledujúcich rokoch absolvovali ambulantnú rehabilitačnú liečbu v priemere 3,5x ročne pre zvýraznenie algii v drierkovej chrbtici s iradiáciou do dolnej končatiny, parestezie a slabosť v dolných končatinách a bolesti v ďalších úsekoch chrbtice. Opakovane boli zistené recidivujúce dysfunkcie v dôležitých miestach chrbtice, poruchy segmentálnej dynamiky L chrbtice, strednej Th chrbtice a rebier, chýbania rotačnej synkinézy pánvy, ale i iritačne-zanikové radikulárne príznaky L4,5 a S1. Je známy fakt, že obmedzená pohyblivosť v jednom segmente spôsobuje hypermobilitu v inom a celkové následky bývajú najväčšie pri funkčnej poruche v dôležitej oblasti. V našom prípade sa jednalo o fúziu v dôležitom pohybovom segmente LS, ktorá spôsobila jednak hypermobilitu v segmentoch vyšších a ascendentné a descendentné recidivujúce funkčné poruchy. Neurologické rezidua pretrvávajúce i po operácii narušili pohybové stereotypy a viedli k ďalšiemu zreťazovaniu funkčných porúch. V snahe objektivizovať hypermobilitu v segmentoch nad fúziou sme vyšetrili dynamiku L chrbtice, flexiu a lateroflexie počas chôdze a predklonu. Značky sme umiestnili na C7, na vrcholoch pliec, vo výške L1, L2, L3, L4, L5, ASIS, PSIS, trochanteroch, a epikondyloch femuru. Príklad vyhodnotenia predklonu je na Obr. 5.



Obr. 5: Percentuálna zmena vzdialeností medzi stavcami L chrbtice počas predklonu

Graf na Obr. 5 dokumentuje hypermobilitu v segmentoch L4-L5 počas vykonávania predklonu u 46 ročnej pacientky, ktorá mala inštrumentálnu fúziu L5-S1. Ešte výraznejšia hypermobilita je v segmentoch L3-4, a je striedaná hypomobilitou vo vyšších segmentoch L chrbtice. K obdobným výsledkom sme dospeli aj u ostatných pacientov tejto skupiny.

3. ZÁVER

V súčasnosti vzrastá počet prípadov ochorení nielen bedrových ale aj ostatných kĺbov. Tieto ochorenia predstavujú pre svojou závažnosť, problematickú terapiu a relatívne častú imobilizáciu postihnutého závažný problém. Vyhodnotenie výsledkov predoperačnej rehabilitácie pomôže určiť význam a mieru použitia predoperačnej rehabilitácie pred TEP bedrového kĺbu pre zefektívnenie a urýchlenie procesu liečby. Hodnotením kliniky funkčnej patológie troch pacientok sa zistili blokády rôzneho rozsahu v CC prechode, prevažne poruchy predkyvu, lateroflexie segmentov C0, C1, C2, blokády v Th oblasti, prevažne do extenzie a dysfunkcia panvy s nutačným postavením vľavo, kontranutlačným postavením vpravo so zodpovedajúcou asymetrickou svalovou dybalanciou. Tomu zodpovedala i asymetria spín verifikovaná SMART systémom v sledovaných statických i dynamických záznamoch. Po manuálnom zásahu na CC prechode došlo k čiastočnej subjektívnej úľave bolestí, ľahkej symetrizácii panvy a symetrizácii lateroflexií trupu. Po zásahu aj na Th chrbtici a panve došlo v dvoch prípadoch k úplnej symetrii panvy, zlepšeniu lateroflexií, úľave bolestí. V jednom prípade po úprave dysfunkčného postavenia panvy sa manifestovala statická porucha dolných končatín. Monitorovaním segmentálnej mobility chrbtice, sa potvrdili poruchy statiky a dynamiky chrbtice dokumentujú hypermobilitu v segmentoch L4-L5 u pacientov, ktorí mali inštrumentálnu fúziu L5-S1, ale ešte výraznejšiu v segmentoch L3-4, ktorú strieda hypomobilita vo vyšších segmentoch L chrbtice. Samotná operácia síce zmiernila bolesti pacientov, čo hodnotili pozitívne, ale pre objektívizovanú poruchu statiky a dynamiky chrbtice s výraznou svv. dysbalanciou zostávajú chronickými pacientami Rehabilitačného oddelenia. Predstavujeme túto metodiku využívania videoanalýzy pohybu ako jednu z možností diagnostikovania a monitorovania rehabilitačných procesov. Nás konkrétne motivuje k ďalšiemu využívaniu u pacientov s rôznymi ochoreniami pohybového aparátu, keďže objektívizačných diagnostických metód v odbore rehabilitácie je málo.

Výsledky prezentované v tomto článku vznikli na základe grantu spoločnosti e-Motion z Padovy „Analýza efektívnosti predoperačnej rehabilitácie pomocou videozáznamov u pacientov s totálnou endoprotézou.“ a podpory grantu VEGA 1/9403/02.

4. LITERATÚRA

- [1] Wiltse, L., Newman, P., Macnab, I.: *Classification of spondylolysis and spondylolisthesis*, Clinical orthopaedics and related research 1976, june, 117: pp.23-29
- [2] Grobler, L., Novotny, J., Wilder, D., Frymoyer, J., Pope, M.: *A biomechanical analysis comparing stability in L4-5 and L5-S1 ischmic spondylolisthesis*, Spine 1994, 19, 2: pp.222-227
- [3] Panjabi, M.: *The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement*, J.Spin Disord. 1992, 5, 4: pp.383-389
- [4] Šimšík, D., Galajdová, A., Majerník, J.: *Pre-surgical Rehabilitation Evaluation by SMART System*, BioNet Event: Biomechanics in the Decade of the Bone & Joint, Brussels, 2002, IST-2000-28074
- [5] Galajdová, A., Šimšík, D., Majerník, J.: *Vyhodnocovanie významu predoperačnej rehabilitácie pred totálnou endoprotézou bedrového kĺbu*. Acta Mechanica Slovaca - Trendy rozvoja BMI, Košice, 2/2002, Ročník 6., ISSN 1335-2393, pp.154-156
- [6] Šimšík, D., Majerník, J.: *Gait Analysis of Free Moving Subjects*, 2nd European Medical & Biological Engineering Conference - EMBEC 2002, Volume 3, Viena, Austria, ISSN 1680-0737, pp. 1210-1211

Proudové charakteristiky v modelu cévy

Ing. Jan Matěcha, Ing. Jan Novotný, Doc. Ing. ADAMEC Josef, CSc.

Odbor mechaniky tekutin a termodynamiky, Ústav mechaniky tekutin a energetiky,
Fakulta strojní, České vysoké učení technické v Praze

Abstrakt:

Článek popisuje návrh, konstrukci a výrobu experimentální tratě pro simulaci proudění v částech srdečně cévního systému umožňující použití 3D PIV (Particle Image Velocimetry). Na zařízení byl zkoumán stylizovaný model cévy, ve kterém bylo provedeno podrobné měření 3D proudového pole metodou 3D PIV. Měřící model je proveden z plexiskla. Jako pracovní kapalina byla použita voda. Pro zlepšení optického přístupu byl model vložen do měřicího prostoru, ve kterém byl zatopen pracovní kapalinou. V článku jsou uvedeny výsledky měření včetně vyhodnocených údajů smykových napětí a turbulence v proudovém poli.

Klíčová slova:

Proudění krve, hemodynamika, 3D PIV, experimentální metody, proudové charakteristiky, smyková napětí, turbulence.

Abstract:

In this article, the design, construction and making of the experimental setup for flow simulation in parts of the cardiovascular circulation by means of 3D PIV (Particle Image Velocimetry) is described. A detailed measurement of 3D flow-field in a stylish vessel model by the method of 3D PIV was carried out. The test section was made of Plexiglas. Water was used as a working liquid. In order to improve the optical access, the model was put in the tank with water. In the article the measurement results of shear stress and turbulence in the flow field are presented.

Key words:

Blood flow, hemodynamics, 3D PIV, experimental methods, flow characteristics, shear stress, turbulence.

PROGRESS IN FETAL MONITORING – ABDOMINAL FETAL ELECTROCARDIOGRAM

¹Adam Matonia, ¹Tomasz Kupka, ¹Janusz Jezewski, ¹Krzysztof Horoba,
¹Janusz Wróbel, ²Waldemar Wierzba

¹Department of Biomedical Informatics, Institute of Medical Technology and Equipment
41-800 Roosevelta 118, Zabrze, Poland

²Department of Gynaecological Endocrinology, Medical University of Warsaw
00-315 Karowa 2, Warszawa, Poland

adam@itam.zabrze.pl, tomek@itam.zabrze.pl

Abstract

The paper describes two-years experience related to the clinical implementation of an indirect method of fetal electrocardiography. A computerized system with relevant software was designed for the acquisition and processing of bioelectrical signals. Methods of eliminating the maternal electrocardiogram and various techniques for the detection of fetal QRS complexes and analysis of fetal heart rate signals were tested. About hundred multichannel, thirty-minute traces of fetal cardiac activity were recorded between the 18th and 42nd week of pregnancy. There were some difficulties in obtaining proper quality signals between the 26th and 36th week which were caused by the insulating effect of the vernix caseosa observed in that period of pregnancy.

Keywords: fetal monitoring, abdominal electrocardiography, fetal heart rate.

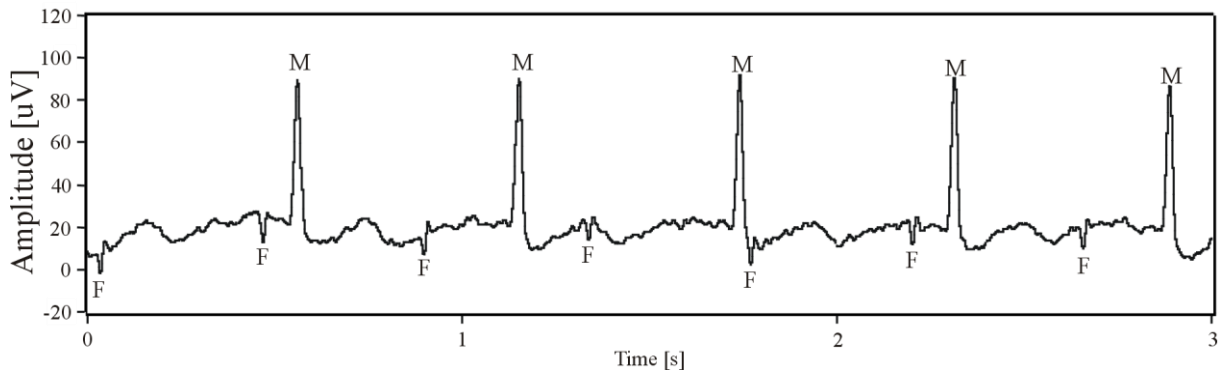
1. INTRODUCTION

Biophysical methods of fetal monitoring are among the key components of today's perinatal diagnostics. They enable an evaluation of the fetal condition, both during pregnancy and labour. Ideal diagnostic methods should enable the evaluation of correct functioning of the vital organs and systems of the fetus: the central nervous system, circulatory system or the urinary system. Unfortunately, modern technology does not allow for direct measurements of key metabolic functions of the individual organs of the fetus, their blood and oxygen supply. One possible solution of the problem is to monitor substitute values which should correlate with 'ideal' parameters. Cardiotocography is currently the most popular method of monitoring fetal condition. It consists in simultaneous recording of instantaneous fetal heart rate (FHR), uterine contractions and fetal movements [1].

It is intriguing why both in the monitoring of fetal heart activity and contractions during pregnancy and labour the mechanical methods [2] are still used exclusively, i.e. ultrasound Doppler method and external tocography. The undoubted advantage of these methods is their simplicity and noninvasiveness. At the same time, in the general feeling an awareness exists that these methods are very subjective, less accurate and do not provide a credible information on vital functions. These disadvantages result exactly from indirect measuring technique that measures only the effects of electric excitations – fetal heart movements and mechanical contractions of uterus. Considerably more comprehensive information for early recognition of disorders of central nervous system or for detection of premature labour risk can be obtained by recording primary bioelectric signals: fetal electrocardiogram (FECG) and electrohysterogram as an electrical activity of uterine muscle.

The FECG signal was first recorded by Cremer in 1906. Afterwards, the technical difficulties and various practical considerations impeded the progress of research in fetal

electrocardiography. Currently there are two basic methods applied in fetal electrocardiography: direct – the electrode is placed directly on the fetal body; and indirect – the electrodes are positioned on the maternal abdomen. Direct recording of the electrical signals of the fetus is invasive and is rarely used at present. The signal is obtained from an electrode located on the skin of the presenting part of the fetus. This is necessitated by the fact that measurements are only made during labour, when the uterine cervix is opened by at least 2 cm, and when the fetal membranes have been ruptured.

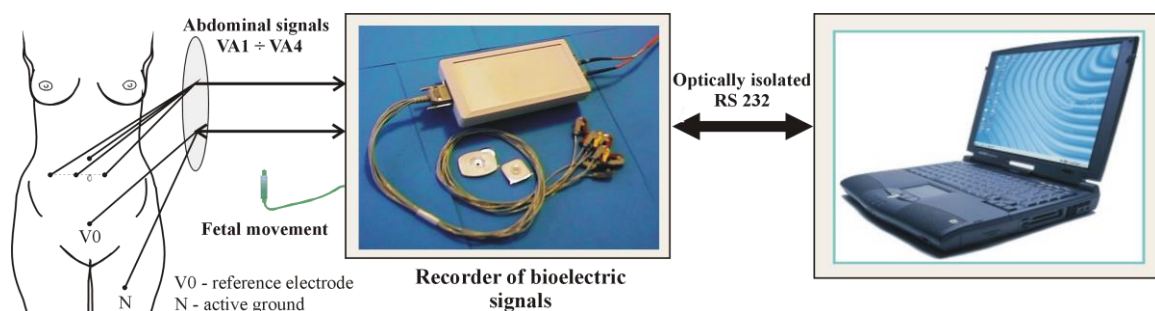


Pic. 1: Signal recorded on the surface of the maternal abdomen: F – fetal QRS complexes (amplitudes from 1 to 50 μV), M – maternal QRS complexes (amplitudes from 0,1 to 1 mV).

Recording of signals obtained from electrodes placed on the maternal abdomen is noninvasive and it may be applied from the 12th week of pregnancy onwards. However, the quality of the signal is usually low because of the interferences generated by the electric potentials of the maternal abdomen, abdominal or uterine muscles. The level of interferences may be substantially reduced by proper preparation of the skin where the electrodes are applied, and by performing the measurements during the patient's relaxation. Nevertheless, there is one more strong source of interferences, i.e. the maternal electrocardiogram (MECG), which is many times stronger than the useable component – the fetal electrocardiogram, as is shown in Pic. 1.

2. PROPOSITION

The goal of our research was to develop a computer-aided instrumentation for simultaneous recording and analysis of signals from pregnant maternal abdominal surface. The system (Pic. 2) consisting of an external, optically separated, signal recorder and a personal computer. It was designed to acquire fetal electrocardiogram and the signal of the electrical activity of the uterine. Monitoring of electrical activity of uterus is not a subject of this paper since it has been described in details elsewhere [3]. The recorder allows the acquisition of four abdominal signals. The basic merit of the presented recording unit is a very low level of its own noise which does not exceed 0.5 μV (peak-to-peak) measured with reference to input, and a high value of CMRR coefficient (120 dB).

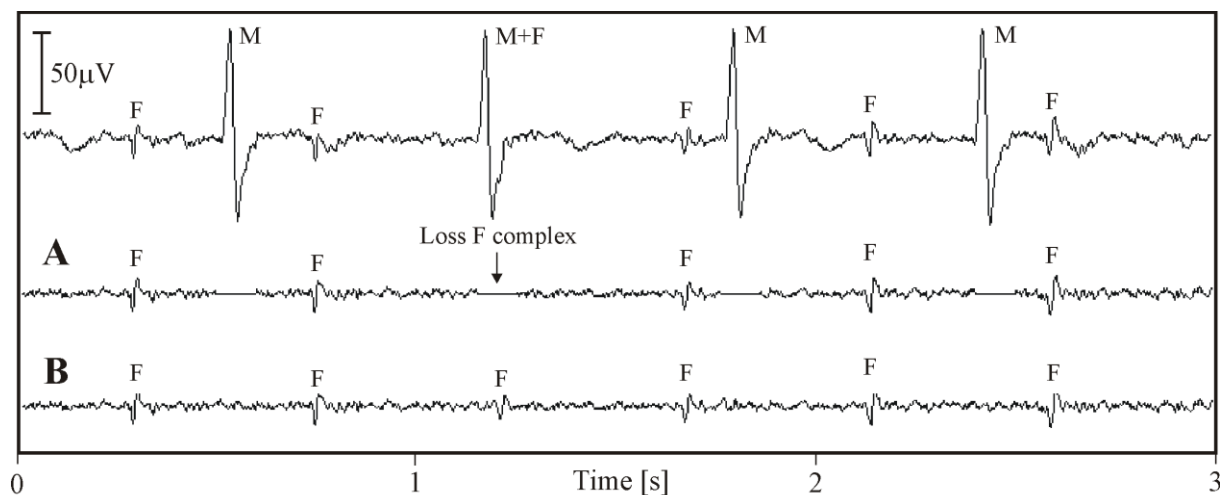


Pic. 2: Instrumentation for recording and analysis of bioelectric signals from the surface of maternal abdomen.

These parameters have been obtained thanks to novel recorder structure including complete separation of analog part from a digital part. Each channel is equipped with an amplifier with gain control, that allows the amplification of recorded signals from the tens of microvolts up to level of a few volts. The band-pass filter is for matching the frequency characteristics of the circuit to the ECG signals. There is an additional input for recording a fetal movement activity being signalized by mother. The microcontroller transmits all the acquired signals to computer where they are displayed dynamically on a screen.

The software for the system was developed in the graphic applications environment LabView 6.0 (National Instruments). Analysis of abdominal signals comprises the initial filtration of low-frequency and/or main interferences, suppression of interfering maternal electrocardiogram (during this process additionally, the signal of maternal heart rate is determined), detection of the fetal QRS complexes and thus calculation of the FHR signal and its analysis.

Suppression of maternal electrocardiogram: The first, and at the same time, the decisive step in noninvasive fetal electrocardiography is the suppression of the dominating signal of maternal electrocardiogram [4]. The main difficulty is that traditional frequency filtration cannot be applied as the MECG frequency band overlaps with the FECG band.

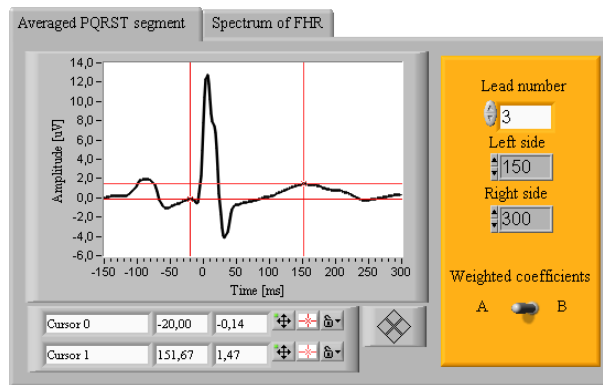


Pic. 3: Example of signal with suppression of maternal electrocardiogram via simple blanking of maternal QRS complexes (A) in comparison with subtraction of averaged maternal QRS complex (B).

The simple solution of this problem could be the so called blanking of interfering maternal QRS complexes. Unfortunately, in case of superposition of maternal and fetal QRS complexes, this solution leads to a partial loss of information in FECG signal (Pic. 3A). Other methods for suppression of MECG signal are: adaptive filtration, weighted summation of signals as well as methods based on orthogonal transformations (e.g. SVD) [5]. Their basic shortcoming is the necessity of recording of relatively large number of abdominal signals and sometimes also signals from chest leads. They frequently require also application of strictly determined configuration of electrodes on maternal body that is usually difficult to accomplish during the labour. The method proposed which is based on precise subtraction of averaged maternal QRS complex has not the above mentioned shortcomings. Reference QRS complexes, of maternal electrocardiogram are created from each abdominal signal, and then their scaling and subtraction within the fragments of presence of successive maternal heart beats are performed. This leads to full suppression of MECG and does not influence FECG component (Pic. 3B).

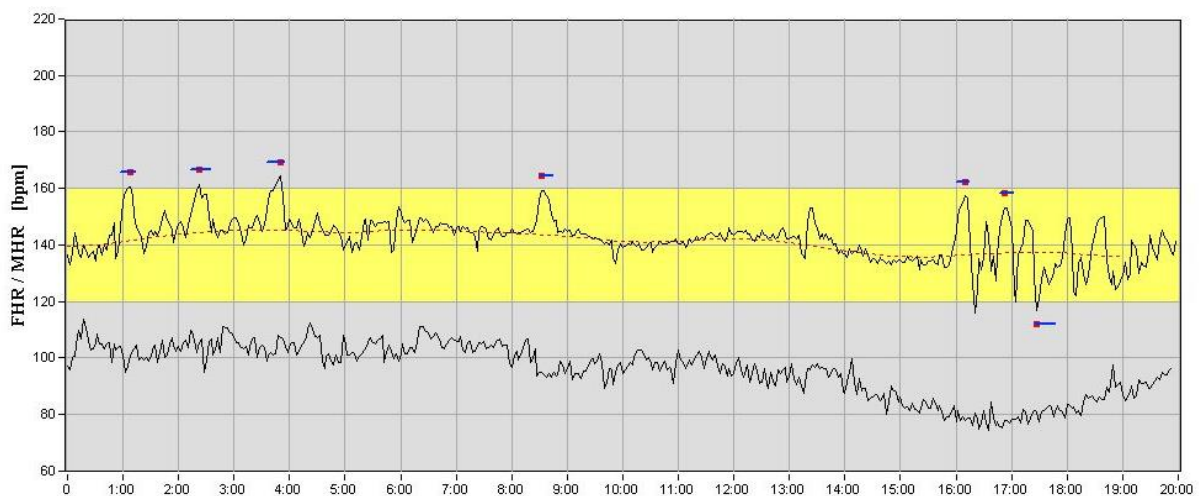
Detection of fetal QRS complexes: Detection and exact localisation of the QRS complexes (R wave) is the main task of the automated analysis of abdominal fetal electrocardiogram, especially for heart rate variability assessment. The input signal is subjected to various operations in order to determine the detection function. This function is used by the decision

making algorithm whose task is to detect the peaks of the detection function which are responses to the occurrences of the QRS complexes. When the locations of the consecutive occurrences of the QRS complexes are known, it is possible to determine the duration of individual cardiac intervals and to calculate the corresponding instantaneous values of the FHR signal. Moreover, localization of particular QRS complexes allows to apply the method of their averaging in time domain. In noninvasive fetal electrocardiography, this technique enables the analysis of FECG signal morphology and then carrying out the quantitative evaluation of amplitude-time relationships among determined waves. The user can choose the FECG lead, select the width of averaged PQRST segment (the left and right side calculated from the point of R wave appearance) and establish the way of averaging. On averaged PQRST segment, with aid of graphic cursors, one can perform the relevant measurements of the amplitude of given waves expressed in microvolts, and their duration expressed in milliseconds (Pic. 4).



Pic. 4: Averaged PQRST segment of fetal electrocardiographic signal from a selected lead. Averaging by weight has been selected, which means that the last few PQRST complexes have assigned the largest weights.

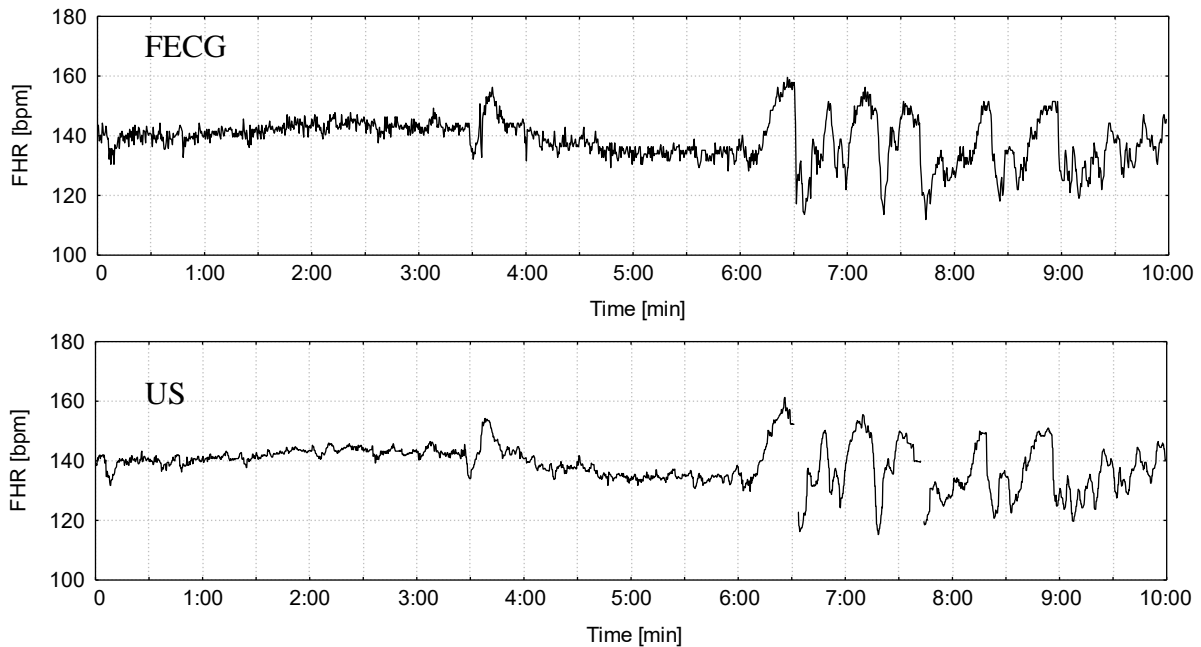
Analysis of FHR: The system automatically performs the analysis of FHR signals. In the first step, the signal loss analysis is carried out as well as averaging and interpolation of FHR values take place. The estimated FHR baseline is drawn on a screen in a form of dashed line at the background of FHR trace, whereas accelerations and decelerations patterns are marked by means of graphical signs illustrating their beginning and duration (Pic. 5). Simultaneously, the indices are being calculated that describe the short-term and long-term variability of FHR signal and which are accessible in separate graphical window.



Pic. 5: Graphical representation of FHR signal together with results of its analysis (upper plot) and maternal heart rate – MHR (lower plot). Both waveforms have been determined from the bioelectrical signals recorded from maternal abdomen.

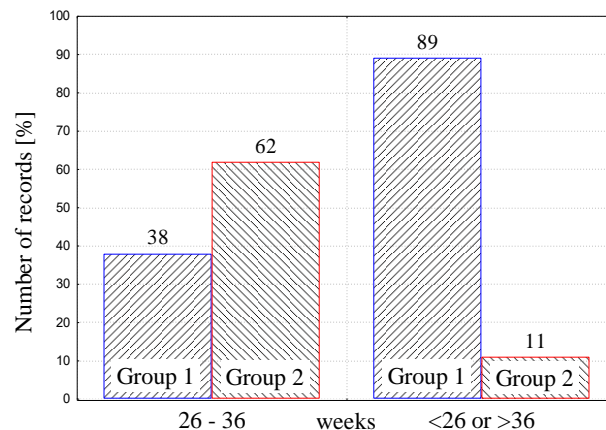
3. RESULTS

The archive of acquired abdominal signals includes 98 four-channel records, obtained in various weeks of pregnancy. Average recording time was 30 minutes, which corresponded to a routine cardiotocographic monitoring performed simultaneously. The FHR traces from the traditional fetal monitor were used for comparative purposes. The general shapes (Pic. 6) of both waveforms were very similar but the FHR signal estimated from the electrocardiogram was characterized by much higher beat-to-beat (short-term) variability.



Pic. 6: Ten-minute traces of the fetal heart rate obtained simultaneously from abdominal electrodes (FECG) and from Doppler ultrasound (US).

Limited short-term variability of the FHR signal provided by the fetal monitor is connected with fact that the analysis of the Doppler signal envelope is performed using the autocorrelation technique. This technique causes the averaging of the FHR value within a few heart beats.



Pic. 7: Relationship between a quality of recorded abdominal signal and gestational age. Group 1 represents recordings with FECG present in at least one lead while Group2 comprises recordings with FECG absent in any lead.

The gestational age of the patients was between 18 and 42 weeks (average – 34.8). The largest group of recordings was collected between 37th and 42nd week. The recorded signals were divided in two groups: records where the FECG was present – Group 1 (if at least one lead had a readable FECG), and records where FECG was absent – Group 2. Diagrams showing the distribution of the recordings in relation to pregnancy weeks were

made for both groups (Pic.7). The gestational age at which the recording was performed had a significant importance for the guarantee of detection of the fetal electrocardiogram. It turns out that between the 26th and 36th week of pregnancy the vernix caseosa strongly attenuate the useful signals. Recording fetal ECG during this period may be difficult or even impossible.

4. CONCLUSION

The proposed system for the diagnostics of a fetal condition, based on bioelectric signals recorded from the surface of maternal abdomen, initiates a new technique in fetal monitoring. During its development, novel methods of signal processing have been accomplished. The most important ones are as follows: suppression of maternal electrocardiogram dominating in abdominal signals, precise detection of fetal QRS complexes, reliable algorithm of baseline estimation, and analysis of FHR signal loss episodes and artefacts within accelerations and decelerations patterns. The methods specified have enabled the considerable improvement of signal processing in relation to previously used methods.

During our work, the universal low-noise recorder of bioelectric signals has been designed. Together with a personal computer and dedicated software, they allow the replacement of classical ultrasound-based fetal monitor. Owing to the new algorithms for analysis of FHR signal as well as the new parameters obtained from FEKG morphology assessment – the high diagnostic quality of fetal condition has been reached.

Without doubt, the insulating properties of the vernix caseosa observed between the 26th and 36th week of pregnancy impose a significant limitation on the clinical usefulness of this diagnostic method. It seems, however, that good quality signals which can be obtained below 26th week of pregnancy may provide valuable information. On the other hand, the period between the 37th week of pregnancy and the delivery may be much more useful, and the monitoring may significantly contribute to improved perinatal care.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by the State Committee for Scientific Research, Warsaw, Poland (KBN Grant No. 4 T11E 006 22).

5. LITERATURE

- [1] Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Cholewa D., Gacek A., Kupka T., Matonia A.: *Monitoring of mechanical and electrical activity of fetal heart: The nature of signals.* Arch. of Perinat. Med., 2002, 8, 40-46.
- [2] Jeżewski J., Horoba K., Wróbel J., Sikora J., Gacek A., Matonia A., Kupka T.: *Monitoring of mechanical and electrical activity of fetal heart: Determination of the FHR.* Arch. of Perinat. Med., 2002, 8, 33-39.
- [3] Horoba K., Jeżewski J., Graczyk S., Wróbel J.: *Electrohysterography – an alternative method of uterine activity monitoring.* In: IFMBE Proc. of the IX Conf. Med. Biolog. Eng., Croatia, 2001, 320-323.
- [4] Jeżewski J., Matonia A., Kupka T., Gacek A., Horoba K.: *Suppression of maternal ECG interference in abdominal fetal electrocardiogram.* In: IFMBE Proc. of 12th Eng. Med. Physics, Iceland, 2002, 162-163.
- [5] Matonia A., Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Kupka T.: *Application of spatial filtration in noninvasive fetal electrocardiography.* In: VI Int. Conf. SYMBIOSIS, Szczyrk, 2001, 45-51.

MODELLING OF POPULATION GROWTH USING BRANCHING PROCESS WITH DEPENDENCIES

M.Sc. Eng. Michał Momot

Institute of Medical Technology and Equipment,
118 Roosevelta St., 41-800 Zabrze, POLAND
michalm@itam.zabrze.pl

Abstract

This paper presents the model of discrete-time branching process with dependencies between successive generations. The process is described using the sums of independent identically distributed random values. Such process is the generalization of classical Galton-Watson branching process and may be useful for modelling of population growth. The recursive formulas for generating functions of conditional probability distributions of process are given.

Keywords: branching process, generating function, population growth, dependencies.

1. INTRODUCTION

Branching processes are well-known probabilistic models of population growth [3] constructed in an infinitesimal way. Apart from the classical Galton-Watson model [1], there are numerous generalizations, which take into consideration dependencies between numbers of descendants for different individuals [2]. Olofsson [5] presented the model of branching process with dependencies between numbers of descendants for the sister individuals by their joint probability distribution. The whole family tree may be treated as the structure of levels, corresponding to consecutive generations. In this case the dependencies are of ‘horizontal’ nature.

In [4] the class of models of branching process was introduced, which is the generalization of classical Galton-Watson process and assumes dependencies between numbers of descendants of individuals in successive generations. Such models may then be named ‘vertical’. It also induces dependencies within sister groups. Such dependencies arise naturally in biological populations, where genetic factor introduces dependencies in numbers of descendants among related individuals. This paper presents basic results concerning this family of models.

2. MODEL DESCRIPTION

This section presents precise description of structure of branching process. Let G_n denote the population in the n -th generation starting from G_0 . Each generation consists of individuals. Each individual may be identified with natural valued vector, which describes its (and all of its ancestors) locations in the family tree, so $G_n \in N^{n+1}$ for $n \geq 1$ and $G_0 = \{(1)\}$. The descendants of any individual are indexed starting from 1. The number of individuals in n -th generation is denoted by Z_n . The next part of model is the family of offspring (number of children) random values X_i indexed in the same way as individuals, but infinite:

$$\bigcup_{n=1}^{\infty} \{X_I : I \in N^{n+1}\}.$$

The process Z_n is defined as follows:

$$\begin{aligned} G_0 &= \{(1)\}, \\ G_{n+1} &= \bigcup_{I \in G_n} \bigcup_{k=1}^{X_I} \{(I, k)\}, \\ Z_n &= \#G_n, \end{aligned}$$

where (\dots) denotes concatenation of vector indices, i.e.

$$((a_1, a_2, \dots, a_n), a_{n+1}) = (a_1, a_2, \dots, a_n, a_{n+1}).$$

The sequence of indices given by recursive formulas:

$$\begin{aligned} I_0 &= (1), \\ I_{n+1} &= (I_0, a_{n+1}) \end{aligned}$$

represents the path leading through the consecutive generations, from parent to child. For such sequence of indices the sequence of random variables X_{I_n} represents children numbers of consecutive generations members. The classical Galton-Watson model assumes the sequence X_{I_n} to be independent identically distributed. The model described here is the simple generalization of Galton-Watson model, where the independence assumption is omitted. In this model the sequence X_{I_n} is assumed to be stationary sequence of random variables.

Note that the possible correlation structure of offspring variables in entire family tree depends on the correlations in X_I . In the classical Galton-Watson process the variables X_I and X_J are independent from each other for $I \neq J$. On the other hand, the generalized model described above introduces the correlations between individuals, which are “closely related” (in the meaning of location in family tree).

In later part of article the sequence X_{I_n} is assumed to be the sums of independent identically distributed random values. The components of these sums, Y_I are indexed in the same way as X_I . In addition, the finite sequence of random values, independent and distributed identically to Y_I is needed:

$$Y_{-1}, Y_{-1}, \dots, Y_{-r},$$

where $r \in N$ is fixed model parameter. The variables X_I are now defined as follows:

$$\begin{aligned} X_{(I, a_1, \dots, a_r)} &= Y_I + \sum_{j=1}^r Y_{(I, a_1, \dots, a_j)}, \\ X_{(1, a_1, \dots, a_n)} &= \sum_{j=1}^{r-n} Y_{-j} + Y_{(1)} + \sum_{j=1}^n Y_{(1, a_1, \dots, a_j)} \text{ for } n \leq r. \end{aligned}$$

Note that for $r = 0$ the model described above is equivalent to the classical Galton-Watson process. For $r > 0$ it generates the family of processes with dependencies between numbers of descendants in successive generations. As a direct generalization of classical Galton-Watson process, it may be useful in modelling the population growth of real phenomena.

3. FORMULAS FOR GENERATING FUNCTIONS

The useful tool for analysing properties of branching processes is probability generating function. For classical Galton-Watson process there are recursive formulas for generating function of probability distribution of Z_n [1]. The process generated by model described in the previous section requires using the generating functions of conditional probability distributions:

$$\Pr\{Z_n = i \mid Y_{-1} = k_{-1}, \dots, Y_{-r} = k_{-r}\}.$$

Such conditional generating functions are defined as follows:

$$f_n^{(k_{-1}, \dots, k_{-r})}(s) = \sum_{i=0}^{\infty} s^i \Pr\{Z_n = i \mid Y_{-1} = k_{-1}, \dots, Y_{-r} = k_{-r}\}.$$

Now the complete generating function of probability distribution of Z_n may be computed using $f_n^{(k_{-1}, \dots, k_{-r})}(s)$:

$$f_n(s) = \sum_{(k_{-1}, \dots, k_{-r})} p_{k_{-1}} \cdots p_{k_{-r}} f_n^{(k_{-1}, \dots, k_{-r})}(s)$$

where $\{p_k\}_{k=0}^{\infty}$ denotes probability distribution of random variable Y_I (identical for each I). Using similar computations as for the classical Galton-Watson process, the recursive formulas for conditional generating functions of Z_n may be easily obtained in the following form:

$$f_{n+1}^{(k_{-1}, \dots, k_{-r})}(s) = \sum_{k=0}^{\infty} p_k (f_n^{(k, k_{-1}, \dots, k_{-r+1})})^{k+k_{-1}+\dots+k_{-r}}.$$

Using the formula above allows for analysing the asymptotic behaviour of branching process, which is the important part of population growth modelling, for example determining the probability of population extinction.

4. FINAL REMARKS

In this work the generalization of classical model of branching process was presented, in which dependencies between numbers of descendants occur not only inside generation but also between individuals from different generations. This family of branching process may be useful in research concerning population growth. As the simple generalization of classical Galton-Watson process, presented model needs further research and development.

5. LITERATURE

- [1] Athreya, K.B., Ney, P.E.: *Branching processes*, Berlin, Springer, 1972.

- [2] Crump, K.S., Mode, C.J.: *An age-dependent branching process with correlations among sister cells*. J.Appl.Prob. 6, 1969, 205-210.
- [3] Jagers, P.: *Branching processes with biological applications*, London 1975.
- [4] Momot, M., Łobos, E.: *On the properties of branching processes with dependencies between generations*, VI Nat. Conf. on Application of Mathematics in Biology and Medicine, Zawoja, 2000, 94-99.
- [5] Olofsson, P.: *Branching processes with local dependencies*. Ann.Appl.Prob. 6, 1996, 238-268.

CLASSIFICATION OF ECG SIGNALS BASED ON WAVELET TRANSFORM

M.Sc. Eng. Michał Momot¹, M.Sc. Eng. Alina Momot², M.Sc. Eng. Aleksander Owczarek¹

¹Institute of Medical Technology and Equipment,
118 Roosevelta St., 41-800 Zabrze, POLAND,

²Silesian University of Technology, Institute of Computer Science,
16 Akademicka St., 44-101 Gliwice, POLAND,

michalm@itam.zabrze.pl, alamomot@polsl.gliwice.pl, aleck@itam.zabrze.pl

Abstract

The article describes application of wavelet transformation to ECG signals classification into physiological and pathological cycles. The paper contains comparison of results of classifications, taken on the same samples using different wavelet functions as well as different classifiers.

Keywords: wavelet transformation, classification, ECG signal.

1. INTRODUCTION

The pattern recognition task often involves time or memory optimisation problem. This is connected with classification of an object described by a vector containing a great deal of coordinates. The problem appears sharp when there is a distance in time or space between data acquisition and analysis, because much data should be sent or stored. Additionally, reduction of data size is profitable to accelerate the transfer and the classification process. Such situation arises among other things in the systems of continuous remote monitoring of patients to detect pathological cycles in ECG signals [3] where the reduction of transmission and classification time plays an important role. The wavelet transform gives a possibility of reduction of data size and simultaneously preserving essential information which is contained in the data. That is the reason why the wavelet transform is used to accelerate the transfer and the classification process.

The article discusses the use of discrete wavelet transformation for classification of ECG signals into two kind of cycles: physiological and pathological PVC - Premature Ventricular Contraction [1]. The paper describes a numerical experiment aimed to reduce the size of ECG signals data vector, which is the subject of classification, with the highest possible simultaneously obtained probabilities of correct classification. Results of classifications, taken on the same samples (from MIT-BIH database) using different wavelet functions as well as different classifiers will be given in tables showing the probabilities of correct classification into physiological and pathological cycles for all cases.

2. CLASSIFICATION OF ECG SIGNALS

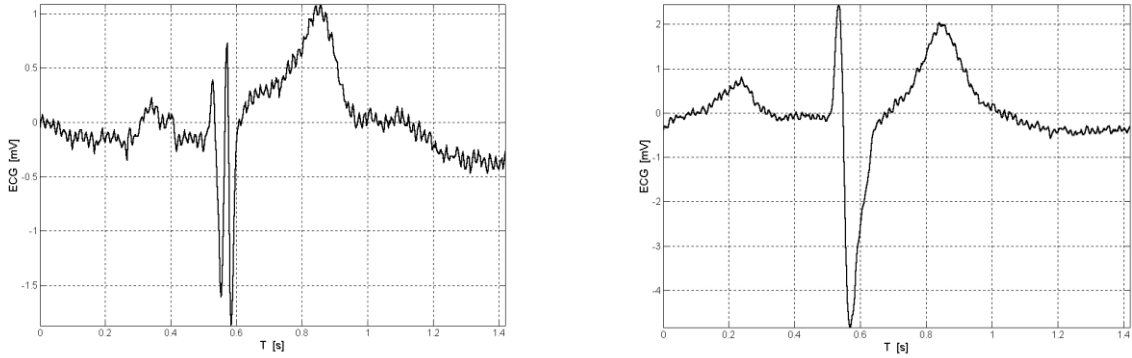
There are systems of ECG signals analysis which perform automatic detection of pathological beats. For example, during stress test [2] the systems should detect PVC (premature ventricular contraction) beat, indicate it and activate an alarm [6].

The experiment was performed using the computer program developed by authors. The program allows for the wavelet transformation of data vectors with various wavelets of Daubechies family as well as the classification of object based on vectors of its features. In the experiment three types of wavelets functions (Daubechies 1 – Daubechies 3) [8] and four kinds of classifiers were applied:

1. bayesian classifier for multivariate normal distribution [4],

2. bayesian classifier for the nonparametric estimate of a multivariate density function using method from Loftsgaarden and Quesenberry [5],
 3. kNN classifier (k - Nearest Neighbour) for k=5 and k=7 [9].
- All the classifiers were tested using Leave-One-Out method [4].

In the first stage of the experiment the data from MIT-BIH (Boston's Beth Israel Hospital – Massachusetts Institute of Technology) were taken. 50 physiological and 50 pathological (PVC) beats were randomly taken from series 114 and 119. Each of the beats was represented by vector of 512 samples, centered around the fiducial point. The sampling rate was 360Hz. Picture 1 presents example of physiological beat as well as PVC beat.



Pic. 1: Two of ECG beats used in experiment, physiological on the left, PVC on the right

In the second stage of the experiment each of the vectors of data represented by series $\{c_{M,0}, c_{M,1}, \dots, c_{M,511}\}$ was transformed using j consecutive steps of the discrete wavelet transform with Daubechies wavelet functions indexed 1, 2 and 3. This transformation converts the original vector to a new one given by formula:

$$\{c_{M,0}, c_{M,1}, \dots, c_{M,511}\} \rightarrow \{c_{M-j,0}, \dots, c_{M-j,k}, d_{M-j,0}, \dots, d_{M-j,k}, \dots, d_{M-1,0}, \dots, d_{M-1,255}\}$$

From the transformed vector it was taken subvector, which describes the ECG signal in space of lower resolution [7]:

$$\{c_{M-j,0}, \dots, c_{M-j,k}, d_{M-j,0}, \dots, d_{M-j,k}\}.$$

In this stage the original 100 vectors (representing 50 pathological and 50 pathological beats) of size 512 were transformed into new 100 vectors of size 32, 16, 8 and 4 respectively for each of three wavelet function. As a result of this stage 1200 new data vectors were obtained.

In the third stage of the experiment there were prepared and tested the four kind of classifiers based on transformed data: two bayesian classifiers and two kNN classifiers mentioned earlier in this paper.

3. RESULTS

The results of the experiment are collected in tables Tab.1 – Tab.4. Each table contains results obtained using the data vector of constant size: 32, 16, 8 and 4 respectively. Tables present estimated probabilities of correct classification of physiological beats (denoted by P(1|1)) and pathological PVC beats (denoted by P(0|0)) for each kind of classifier:

1. bayesian classifier for multivariate normal distribution (denoted by Bayes N),
2. bayesian classifier for the nonparametric estimate of a multivariate density function using method from Loftsgaarden and Quesenberry (denoted by Bayes LQ),
3. kNN classifier (k - Nearest Neighbour) for k=5 (denoted by kNN 5) and k=7 (denoted by kNN 7).

The data vectors subject to classification were results from the wavelet transformation with wavelet function of Dabeuchies family indexed 1, 2 and 3 (denoted by Daubechies1,

Daubechies2, Daubechies3 respectively). The estimated probabilities were obtained using Leave-One-Out method for each of described classifiers.

	Daubechies1		Daubechies2		Daubechies3	
	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)
Bayes N	0,94	0,96	0,98	1	0,98	1
Bayes LQ	1	0,98	1	1	1	1
kNN 5	1	1	0,98	1	0,98	1
kNN 7	1	1	0,98	1	0,98	1

Tab. 1: Results of classification for the data vector of size 32

	Daubechies1		Daubechies2		Daubechies3	
	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)
Bayes N	0,98	1	0,98	1	0,94	1
Bayes LQ	1	0,92	1	1	1	0,96
kNN 5	0,98	1	1	1	1	1
kNN 7	1	1	1	1	1	1

Tab. 2: Results of classification for the data vector of size 16

	Daubechies1		Daubechies2		Daubechies3	
	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)
Bayes N	0,84	0,72	1	0,78	0,94	0,84
Bayes LQ	1	0,92	1	0,88	1	0,8
kNN 5	1	0,98	1	0,98	1	0,92
kNN 7	1	0,94	1	0,94	1	0,86

Tab. 3: Results of classification for the data vector of size 8

	Daubechies1		Daubechies2		Daubechies3	
	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)	P(1 1)	P(0 0)
Bayes N	0,94	0,96	0,96	0,96	0,9	0,88
Bayes LQ	0,98	0,9	1	0,84	0,92	0,72
kNN 5	0,98	0,92	0,96	0,92	0,86	0,78
kNN 7	0,98	0,92	0,98	0,86	0,92	0,74

Tab. 4: Results of classification for the data vector of size 4

The results given in tables Tab.1 – Tab.4 allow to draw following conclusions:

1. Estimated probabilities of correct classification decrease with decreasing size of data vectors. Optimal size of vector seems to be 16, because increasing the size to 32 does not lead to relevant improvement of results.
2. It could be seen that the kind of wavelet function influences efficiency of classification procedure. Optimal wavelet function seems to be the one from Daubechies family with index 2.
3. Among used classifiers for data vectors of size 16 and wavelet function Daubechies with index 2, only bayesian classifier for multivariate normal distribution does not give 100% of correct classifications both in cases of classification of physiological and pathological beats. On the contrary for the other classifiers, i.e. bayesian classifier for the nonparametric estimate of a multivariate density function using method from Loftsgaarden and Quesenberry and the k-Nearest Neighbour classifiers (for k=5 as well as k=7), the estimated probabilities of correct classification is equal to 1.

4. CONCLUSION

Presented results of experiment confirm the right usage of wavelet transform to reduce size of data vectors subject to classification of heart beats. It is possible to decrease significantly the length of the feature vector from 512 to 16 using wavelet transformation (Daubechies wavelet function with index 2) with the highest possible simultaneously obtained probabilities of correct classification of reduced vectors both in cases of classification physiological and pathological PVC beats. The estimated probabilities of correct classification equal 1 were obtained independently for three different classifiers: bayesian classifier for the nonparametric estimate of a multivariate density function using method from Loftsgaarden and Quesenberry and the k-Nearest Neighbour classifiers for k=5 as well as k=7.

The numerical results show that applying wavelet transform allows to reduce significantly size of vector describing ECG cycle. Therefore, it is possible to accelerate the transfer and the classification process which seem to be useful in development of the systems of continuous remote monitoring of patients where it is needed to detect pathological cycles in ECG signals.

5. LITERATURE

- [1] Dąbrowska B., Dąbrowski A.: *Podręcznik elektrokardiografii*. Wyd. Lekarskie PZWL, Warszawa 1999.
- [2] Froelicher V. F.: *Podręcznik testów wysiłkowych*. Bel Corp, Warszawa 1999.
- [3] Klinge, R.: *The electrocardiogram*, Thieme Medical Publishers, New York, 1988
- [4] Kurzyński M.: *Rozpoznawanie obiektów: metody statystyczne*. Wyd. Pol. Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [5] Loftsgaarden D. O., Quesenberry C. P.: *A nonparametric estimate of a multivariate density function*. Annals of Mathem. Statistics, 1965, Vol. 36, 1049-1051.
- [6] Łęski J.: *Nowe możliwości nieinwazyjnej diagnostyki elektrokardiologicznej*. Zeszyty Naukowe Elektronika, Nr 1233, Gliwice 1994.
- [7] Mallat S.: *Multiresolution approximation and wavelet orthonormal bases of $L_2(\mathbb{R})$* . Trans. Am. Math. Soc., 1989, Vol. 315, No 1, 69-87.
- [8] Nason G. P., Silverman B. W.: *The Discrete Wavelet Transform in S*. Journal of Computational and Graphical Statistics, 1994, Vol. 3, 163-191.
- [9] Tadeusiewicz R., Flasiński M.: *Rozpoznawanie obrazów*. PWN, Warszawa 1991.

ST-SEGMENT MEASUREMENTS AND ECG RECORDER'S LOW FREQUENCY CUT OFF

M.Sc. Eng. Aleksander Owczarek, M. Sc. Eng. Paweł Gibiński

Institute of Medical Technology and Equipment,
118 Roosevelta St., 41-800 Zabrze, POLAND,
aleck@itam.zabrze.pl, pawelg@itam.zabrze.pl

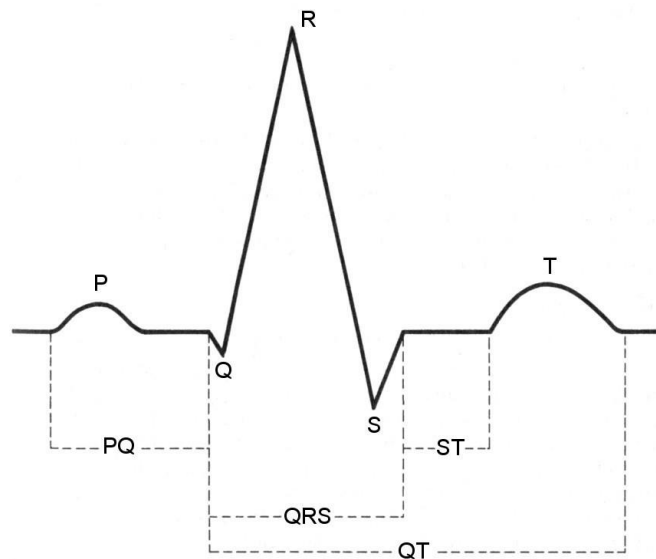
Abstract

Multichannel ECG is an important instrumentation for experimental and clinical electrophysiology. The modern electrocardiographs apply various methods of analogue and digital signal processing to recorded ECG signals. However, accurate reproduction of the ECG is required especially for diagnosis making process supported by the automatic measurements and their interpretation. In this paper the influence of some filter types on the ST segment measurements is shown. The method of assessment of the ECG recorder low frequency response according to international requirements is described.

Keywords: ECG analysis, the ST segment, the low frequency impulse response, international requirements.

1. INTRODUCTION

Electrocardiography is a non-invasive and low cost method of recording of the electric current generated by the heart muscle during a heartbeat. A specialised electrical conducting system in the heart ensures an orderly contraction so that the heart can act as an efficient pump. As the heart undergoes depolarisation and repolarisation, the electrical currents that are generated by cardiac muscle fibres spread within the heart as well as throughout the body. Such electrical activity is measured by an array of electrodes placed on the body surface (limbs and chest) and the resulting tracing is called an electrocardiogram (ECG). Picture 1 presents the ECG features and various measurements [1].



Pic. 1: Typical complete cycle of cardiac excitation

The different waves that comprise the ECG represent the sequence of depolarisation and repolarisation of the atria and ventricles.

The electrical activation of the atria results in the low amplitude P wave. The high amplitude QRS complex represents ventricular contraction. The T wave corresponds to ventricular repolarisation. The QT interval represents the time for both ventricular depolarisation and repolarisation and therefore roughly estimates the duration of an average ventricular action potential. The flat lines before the P wave, between the P wave and the QRS complex and after the T wave are said to be at the baseline of the ECG tracing. The isoelectric period (ST segment) following the QRS is the time at which the both ventricles are depolarised.

The morphology of the ST segment, which is normally isoelectric or on the same level as the baseline, is very significant in some ECG diagnoses. Depression of the ST segment below the baseline or inversion of the normal T wave deflection can indicate myocardial ischemia - a decrease of blood flow and oxygen that is not that severe to permanently damage the muscle. Elevation of the ST segment above the baseline is the earliest ECG sign of a heart attack (myocardial infarction) where the blood flow and oxygen supply are so low or absent that the heart muscle is dying [2].

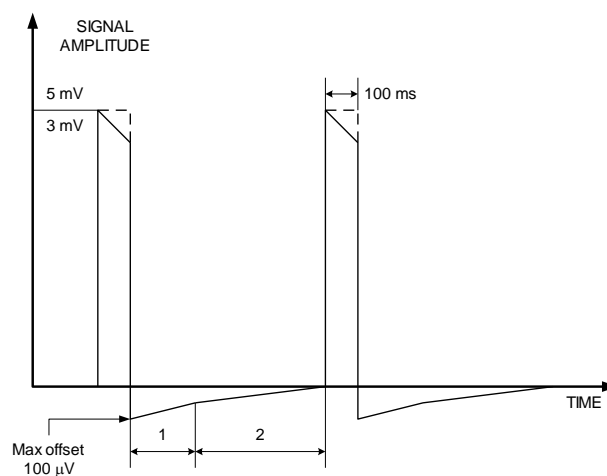
Correct representation of the ECG signal needs attenuation of the DC component of measured voltage that may be many times larger than amplitude of the ECG signal. Thus, the contradictory requirements should be reconciled:

- the exact reproduction of the ST interval,
- the limiting of the electrocardiogram drift in the recording field (drift is caused mainly by the change of contact potential at the skin-electrode interface).

The aim of this work is to present assessment of the influence of some filter types on the ST segment measurements according to international requirements.

2. LOW FREQUENCY RESPONSE OF ECG RECORDER

Accurate reproduction of the ST segment (both level and slope) requires sufficient bandwidth, especially good low frequency response. This response was previously stated in terms of a 0.05 Hz low frequency cut off, that was sufficient to achieve the correct ST segment reproduction even for a first-order filter with unspecified phase response. However, more sophisticated analogue and digital filters are now commonly used. Those filters often have a higher cut off frequency to enable faster baseline recovery (antidrift filters – ADF) but yet they are also causing a few seconds delay in ECG presentation.



Pic. 2: The input impulse signal (dashed) and the worst expected electrocardiograph response (continuous);

1 – max. slope $250 \mu\text{V}/\text{s}$ in 200 ms, 2 – max. slope $100 \mu\text{V}/\text{s}$

Hence, low frequency response requirements are now stated in terms of impulse response requirements and are incorporated in draft 62D: 60601-2-51/Ed.1, sub-clause 51.107.1.1.2. These requirements are sufficient to ensure adequate ST segment reproduction and are also equivalent to the calibration ECG requirements specified in sub-clause 51.107.1.2, as they should be [3].

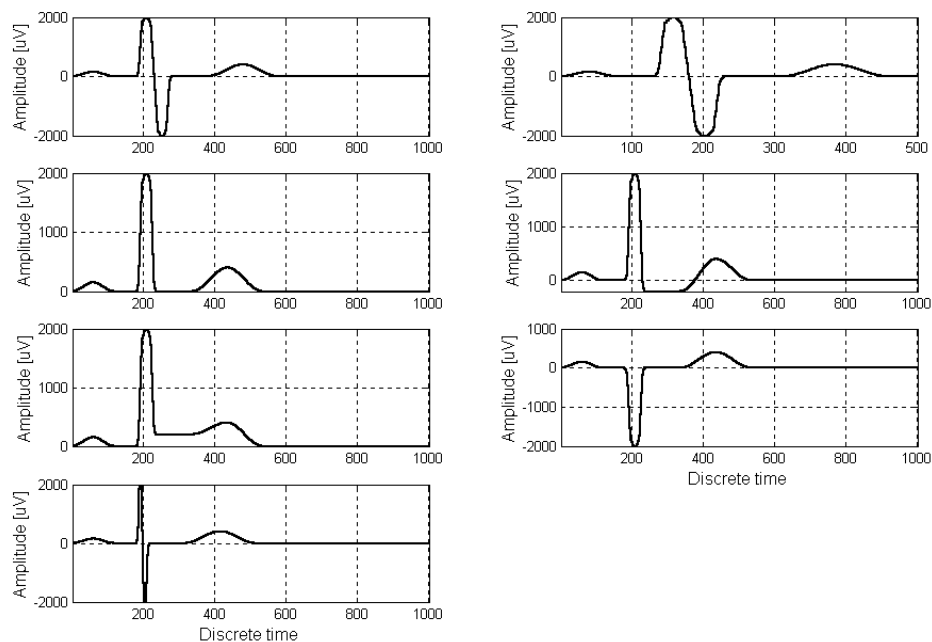
According to sub-clause 51.107.1.1.2, an electrocardiograph shall exhibit a frequency response conforming to the specifications of the following test at normal sensitivity.

A $300 \mu\text{V} \cdot \text{s}$ impulse shall not produce an offset on the ECG trace from the isoelectric line greater than $100 \mu\text{V}$, and shall not produce a slope greater than $250 \mu\text{V}/\text{s}$ in a 200 ms region following the impulse and a slope of $100 \mu\text{V}/\text{s}$ anywhere outside this region [4].

For the electrocardiograph with digital input, it is allowable to use the $500 \mu\text{V} \cdot \text{s}$ test impulse. The displacement and slope permitted are the same as previously. Picture 2 presents the input impulse signal and the worst expected electrocardiograph response.

According to sub-clause 51.107.1.2, the specified calibration traces (presented on picture 3) from the CTS Database shall be fed into electrocardiograph under test [4].

At normal sensitivity, the output peak amplitudes for R- and S-waves of recorded calibration ECGs shall not deviate by more than 5% from the original values. ST amplitude measurements taken on the ECG record between 20 ms and 80 ms after QRS-offset shall not deviate more than $\pm 25 \mu\text{V}$ from reference amplitude of the calibration signal (in the CTS Test Atlas). Ringing noise on the ECG record before and after the main deflection (QS, R, RS) shall be smaller than $25 \mu\text{V}$ peak. The slope of the ST segment on the ECG record shall not exceed $50 \mu\text{V}/\text{s}$.



Pic. 3: Calibration traces from the CTS Database.

3. RESULTS

In our work we tested a certain ECG recorder using PC computer with the CTS Database and function generator. The ECG traces from the base were acquired and measured digitally.

3.1. IMPULSE RESPONSES

The ECG recorder had an active notch filter and an antidrift filter during the recording. Pictures 4 ÷ 7 present obtained low frequency impulse responses in various bandwidths [5]. Acquired the $300 \mu V \cdot s$ and the $500 \mu V \cdot s$ impulse response characteristics are presented in Table 1. The following notations have been assumed:

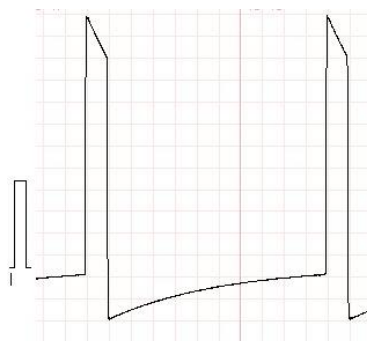
- Offset – offset from the isoelectric line,
- Slope1 – slope in a 200 ms region following the impulse,
- Slope2 – slope beyond 200 ms.



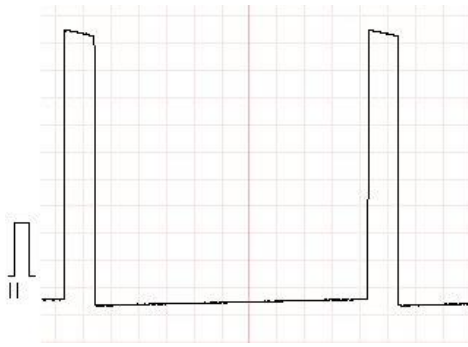
Pic. 4: The $300 \mu V$ response of ECG recorder, lead I, low frequency cut off: < 0.01 Hz, 20 mm/mV, good fulfilment of requirements



Pic. 5: The $300 \mu V$ response of ECG recorder, lead I, low frequency cut off: 0.05 Hz, 20 mm/mV, good fulfilment of requirements



Pic. 6: The $300 \mu V$ response of ECG recorder, lead I, low frequency cut off: 0.32 Hz, 20 mm/mV, bad settings for the ST segment measurements



Pic. 7: The 500 μV response of ECG recorder, lead II, low frequency cut off: 0.05 Hz, 10 mm/mV, good fulfilment of requirements

Impulse response	Picture	Bandwidth	Offset	Slope1	Slope2
			μV	$\mu\text{V/s}$	$\mu\text{V/s}$
300 μV	Pic. 4	less than 0.01÷150 Hz	0	0	0
	Pic. 5	0.05÷150 Hz	60	75	50
	Pic. 6	0.32÷150 Hz	520	~ 1100	~ 1000
500 μV	Pic. 7	0.05÷150 Hz	100	130	100

Tab. 1: Obtained parameters of the ECG impulse responses

3.2. CALIBRATION TRACES

All the measurements obtained from the paper printouts with a scaled magnifier (10 \times magnification) and reading accuracy better than of 0.1 mm to gain measurement absolute error (for 20 mm/mV scale) less than 5 μV .

In Table 3 obtained results for traces from the CTS Database are presented. Bold numbers denote measurements which do not fulfil the requirements. Grey cells denote measurements with non-zero error that is allowed by the requirements. Table 2 presents the ST segment reference amplitudes (lead I÷III) for calibration traces (in μV) from the CTS Database [5].

Calibration traces	ST20	ST40	ST60	ST80
20000, 20002, 20100	0	0	0	0
20110	-200	-200	-200	-200
20160	200	200	200	200
20200, 20500	0	0	0	0

Tab. 2: The ST segment reference amplitudes for calibration traces from the CTS Database

Bandwidth	0.01 Hz ÷ 150 Hz				0.05 Hz ÷ 150 Hz				0.32 Hz ÷ 150 Hz			
	ST20	ST40	ST60	ST80	ST20	ST40	ST60	ST80	ST20	ST40	ST60	ST80
ECG												
CAL20000	0	0	0	0	0	0	0	0	+20	+20	+20	+20
CAL20002	0	0	0	0	0	0	0	0	+40	+40	+40	+40
CAL20100	0	0	0	0	0	0	0	0	-100	-95	-85	-80
CAL20110	-200	-200	-200	-200	-210	-210	-210	-200	-310	-290	-270	-250
CAL20160	+200	+200	+200	+200	+180	+180	+180	+180	+80	+80	+80	+80
CAL20200	0	0	0	0	+20	+20	+20	+20	+130	+120	+110	+105
CAL20500	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. 3: Acquired ST segment amplitudes in μV

4. CONCLUSION

The paper presents the influence of some filters on the ST segment measurement accuracy and the method of assessment of the ECG recorder low frequency response in relation to international requirements.

Testing with calibration ECGs shows how the value of measurement error of the ST segment varies in different types of QRS complexes, depending on a low frequency cut off, measurement site and features of the device.

For tested ECG recorder, as it can be seen impulse responses for various bandwidth differ in size of overshoot and slope values. The parameters of the frequency response correspond to the measured ST segment levels for calibration traces.

Application of the 0.01 Hz bandwidth is obvious considering the minimal measurement error of the ST segment, although in practice application of an ADF filter is necessary, whereas the low frequency cut off higher than 0.05 Hz produces measurement error of the ST segment which exceeds permissible value of 25 μV . For the low frequency cut off equal to 0.05 Hz measured errors are permissible, however we have to point them out.

5. LITERATURE

- [1] Klinge, R.: *The electrocardiogram*, Thieme Medical Publishers, New York, 1988
- [2] Dąbrowska, B., Dąbrowski, A.: *Podręcznik elektrokardiografii*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1999
- [3] CDV – Committee Draft for Voting, Draft IEC 62D: 60601-2-51/Ed.1. Medical electrical equipment, Part 2-51: *Particular requirements for the safety, including essential performance, of recording and analysing single channel and multi-channel electrocardiographs*, 15 March 2001.
- [4] European Conformance Testing Services For Computerized Electrocardiography, *CTS ECG Test Atlas*, DRAFT, Version 1.2-1/500, Hannover, March 1999.
- [5] Gibiński, P., Owczarek, A.: *Assessment of low frequency response of ECG recorders in relation to international requirements*, Szczyrk, Poland:, Journal of Medical Informatics & Technologies, Vol. 4, November, 2002, MT-63, ISSN 1642-6037

FUZZY DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM A PETRIHO SIETE

Doc. Pavel Piš, PhD., Ing. Marek Kukučka, Ing. Fedor Lehocki.

Diagnostické laboratórium, Katedra rádioelektroniky, Fakulta elektrotechniky
a informatiky STU Bratislava , Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava

e-mail: pis@elf.stuba.sk, tel.: +421 2 60291394

Fuzzy diagnostic system and Petri nets

Abstrakt

A fuzzy diagnostic system is a system that uses a collection of fuzzy membership functions and rules, instead of Boolean logic, to reason about data. The set of rules in a fuzzy diagnostic system is known as the rulebase or knowledge base. Petri nets are tool for describing and studying systems that are characterized as being concurrent, asynchronous, distributed, parallel. As a graphical tool, Petri nets can be used as a visual-communication aid similar to flow charts, block diagrams, and networks. In addition, tokens are used in these nets to simulate the dynamic and concurrent activities of systems.

Keywords: diagnostic system, Petri nets, fuzzy model

1. ÚVOD

Od 50 tich rokov minulého storočia existuje snaha o určitú formalizáciu diagnostického procesu, to znamená použitie nejakej vhodnej formalizovanej techniky na dosiahnutie diagnostického rozhodnutia. Formalizovaný prístup sa v kladnom zmysle zvyčajne hodnotí ako operatívny, objektívny, racionálny a overiteľný. Záporne sa hodnotí ako atomistický, pedantický, umelý, statický a pseudovedecký. Neformalizovaný prístup naproti tomu sa kladne hodnotí ako dynamický, hlboký, adekvátny, sofistikovaný. Záporne sa hodnotí ako subjektívny, neurčitý, hmlistý, nevedecký, verbalistický. Psychologické a iné výskumy ukázali, že rozhodnutia vykonávané ľuďmi v pravdepodobnostnom prostredí sú často neoptimálne. Niekedy sú nekonzistentné s celkovým správaním sa rozhodovateľa. Nepoužívajú sa tiež všetky informácie, ktoré sú k dispozícii, a pritom ich je možné uložiť do určitých pravidiel. Naproti tomu formalizovaným prístupom je možné lepšie kombinovať pravdepodobnostné údaje vhodným formálnym explicitným systémom, ako intuíciou, pričom sa dosiahne účinnejšieho a konzistentnejšieho spracovania údajov.

2. FORMALIZÁCIA DIAGNOSTICKÉHO PROCESU

O formalizovanie diagnostického procesu sa pokúsil rad autorov. V súčasnosti sa za najprogressívnejší postup v tejto oblasti považuje aplikácia metód umelej inteligencie. Autori sa pritom opierajú o skutočnosť, že dôležitou charakteristikou v rozhodovacom medicínskom procese je používanie vhodného súboru rutín alebo pravidiel, na ktoré je možné aplikovať veľkú väčšinu klinických situácií. V súčasnosti sa v praktickom medicínskom prostredí používa viacero formálnych schém pre zvažovanie dôkazov napr. pravdepodobnostné, založené na faktore istoty, využívajúce fuzzy množiny. V príspevku stručne opíšeme model fuzzy diagnostický systém, ktorý je možno realizovať ako fuzzy Petriho sieť. Podrobnejšie je opísaný v [4]. Súčasný vývoj diagnostických systémov sa nezaobera len zlepšením výkonnosti v rozhodovaní, ale zlepšením vlastností, ktoré rozhodujú pre prijatie v danom prostredí, kde hlavnou inšpiráciou je aplikácia modelov ľudského poznávania.

3. FORMALIZOVANÝ MODEL DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU

V ďalšom formalizovanom spôsobe opíšeme veľmi stručne systém, ktorý podľa klasifikácie napr. v [3], možno zaradiť medzi cieľovo orientované expertné systémy, založené na pravidlách s použitím váh. Nakoľko pravdivostné hodnoty uvažovaných výrokov nemusia byť vždy úplne známe, vyjadrujeme túto neúplnú znalosť formou váhových koeficientov. Činnosť takéhoto systému potom spočíva v šírení neúplných znalostí sieťou pravidiel, pričom k výpočtu príslušných váh používa tzv. kombinačné funkcie, opísané napr. v [1].

STATICKÝ MODEL

Statický model *SDS* definujeme ako dvojicu

$$SDS = (SP, KF) \quad (1)$$

Kde *SP* je znalostná báza pozostávajúca z množiny pravidiel *PR*. Výroky v pravidlách sú ohodnotené svojou váhou. Váhu kombinácií jednotlivých výrokov v pravidlách aj medzi pravidlami počítame tzv. kombinačnými funkciami, *KF* je množina kombinačných funkcií. Bližšie sa treba zastaviť pri definícii kombinačných funkcií. Vychádzame z ich obecnej definície [1]. Podľa voľby vlastností týchto funkcií môžeme vytvoriť rôzne diagnostické modely, ako napríklad logický model, model neexaktného zdôvodňovania, pravdepodobnostný model, alebo model založený na fuzzy prístupe.

DYNAMICKÝ MODEL

Obecný diagnostický systém *ODS* definujeme ako dvojicu

$$ODS = (SDS, IM). \quad (2)$$

Kde *SDS* je statický diagnostický systém a *IM* je inferenčný mechanizmus pozostávajúci z dopredného *DP* a spätného *ZP* mechanizmu.

FUZZY DIAGNOSTICKÝ MODEL

Fuzzy diagnostický systém je špecifickým prípadom *ODS* a definujeme ho nasledovne:

$$FDS = (SDS, IM) \quad (3)$$

Kde *SDS* je statický diagnostický systém v ktorom *KF* definujeme na báze teórie fuzzy množín a *IM* je inferenčný mechanizmus

LOGICKÝ DIAGNOSTICKÝ MODEL

Logický diagnostický systém je vlastne špecifickým prípadom *FDS* a definujeme ho podobne

$$LDS = (SDS, IM) \quad (4)$$

Kde *SDS* je statický diagnostický systém v ktorom *KF* definujeme na báze teórie klasických množín a *IM* je inferenčný mechanizmus.

4. DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM AKO PETRIHO SIETĚ

Aby sa zvýšila účinnosť diagnostických systémov, ktoré majú formy neexaktností v znalostných bázach, vyžaduje sa ich paralelná štruktúra. Petriho sieť, ktorá je vlastne bipartitný graf s vysokým stupňom paralelizmu, je ideálnym prostriedkom pre reprezentáciu

znalostí v diagnostických systémoch. Vstupné a výstupné pozície každej zmeny v Petriho sieti sa môžu použiť ako pár predpoklad – tvrdenie, ktoré reprezentuje časť znalostí systému pravidiel.

DEFINÍCIA PETRIHO SIETE A JEJ ZNÁZORNENIE

Pre náš účel definujeme statickú a dynamickú Petriho sieť.

STATICKÁ PETRIHO SIEŤ

$$SPS = (MP, Z, D, h) \quad (5)$$

Kde $MP = \{p_1, p_2, \dots, p_m\}$ je množina tzv. pozícií, $Z = \{z_1, z_2, \dots, z_k\}$ je množina tzv. zmien, D je trieda usporiadaných dvojíc tvaru (p_i, z_j) - vstupné pozície, alebo (z_j, p_i) - výstupné pozície. h je funkcia $h : MP \rightarrow N$, $N \in \{1, 2, \dots, \}$, ktorá je kľúčovým pojmom viažucim sa k Petriho sieti, teda funkcia, ktorá priradí každej pozícii z MP prirodzené číslo, čím dostaneme tzv. ohodnotenú Petriho sieť. Petriho sieť takto definovaná je statickým modelom, ktorý môže postihnúť iba nemennú situáciu.

DYNAMICKÁ PETRIHO SIEŤ DPS

Dynamickú Petriho sieť DPS definujem nasledovne

$$DPS = (SPS, ZO) \quad (6)$$

Kde SPS je definovaná ako predtým, ZO je výpočet zmeny ohodnotenia Petriho siete. Výpočtom zmeny ohodnotenia Petriho siete môžeme modelovať dynamické situácie v sieti.

LOGICKÝ DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM AKO PETRIHO SIEŤ

Definujme logickú Petriho sieť LPS podľa nasledovného vzťahu (8):

$$LPS = (SPS, PZ, ZO) \quad (8)$$

Kde $SPS = (MP, Z, D, h)$ je statická Petriho sieť, pričom $MP = \{e_i\}$ je elementárny výrok v niektorom z pravidiel $pr \in PR$, $Z = \{pr; pr \text{ je pravidlo } pr \in PR\}$, $D = \{(e_i, pr); e_i \text{ je elementárny výrok v predpoklade pravidla } pr\} \cup \{(pr, e_i); e_i \text{ je elementárny výrok v tvrdení pravidla } pr\}$, $h: P \rightarrow N$, kde $N \in \{0, 1\}$, pričom $h(e_i) = 1$ ak výrok e_i je pravdivý a $h(e_i) = 0$ ak výrok e_i nie je pravdivý.

V práci [4] sme ukázali, že takto definovanou Petriho sieťou je možné realizovať logický diagnostický systém definovaný vzťahom (4). Podobne sme ukázali, že vhodne definovanou fuzzy Petriho sieťou je možné realizovať fuzzy diagnostický systém definovaný vzťahom (3).

5. PRÍKLAD MODELU DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU AKO PETRIHO SIETE

V nasledujúcom príklade využijeme poznatky z tvorby modelov, ako Petriho sietí a ich maticového vyjadrenia [2]. Pre naše potreby definujme vzťahy (9) a (10).

$$C = A \text{ OR } B = (a_1 \text{ OR } b_1, a_2 \text{ OR } b_2, \dots, a_n \text{ OR } b_n) \quad (9)$$

kde A a B sú vektory, $A = (a_1, a_2, \dots, a_n)$, $B = (b_1, b_2, \dots, b_n)$.

$$d = A \text{ AND } B = (a_1 \text{ AND } b_1) \text{ OR } (a_2 \text{ AND } b_2), \dots, \text{ OR } (a_n \text{ AND } b_n) \quad (10)$$

Aplikovaním teda dostaneme skalár d .

AND a OR budeme definovať v ďalšom pre fuzzy diagnostický systém.

Definujme ďalej nasledovné matice a vektory:

F je matica $n \times m$ (n riadkov, m stĺpcov), kde m je počet pravidiel a n je počet elementárnych výrokov. Každé f_{ij} , je rovné 1, ak pravidlo i má vstup z elementárneho výroku j , a 0 inak.

G^T je matica $m \times n$ (m riadkov, n stĺpcov), kde m je počet pravidiel a n je počet elementárnych výrokov. Každé g_{ij} , je rovné váhe pravidla, ak pravidlo i má výstup do elementárneho výroku j , a 0 inak.

$W_0 = (w(e_1), \dots, w(e_k))$ je vektor počiatočného ohodnotenia Petriho siete, alebo inak povedané, váh elementárnych výrokov.

W_k je vektor ohodnotenia Petriho siete v kroku k .

A^T je značenie transponovaných matic.

Pre výpočet ohodnotenia Petriho siete ďalej definujeme nasledovné matice a vektory:

$$B = G^T OR F$$

$$V_k = F^T \underline{AND} (neg X_k)^T$$

$$U_k = neg V_k = 1 - V_k = neg (F^T \underline{AND} (neg W_k)^T)$$

$$W_{k+1} = W_k \underline{OR} (B \underline{AND} U_k^T)$$

Algoritmus výpočtu ohodnotenia Petriho siete môžeme popísať nasledovne:

1. Zostaviť matice F a G^T
2. Vypočítať maticu B .
3. Vypočítať vektor V_k .
4. Vypočítať vektor U_k .
5. Vypočítať vektor W_{k+1} .

FUZZY DIAGNOSTICKÝ SYSTÉM AKO PETRIHO SIEŤ S VÁHAMI A PRAHMI PRAVIDIEL

Definujme teraz funkcie OR a AND na báze teórie fuzzy množín a to na báze noriem S_3 a T_3 , [4].

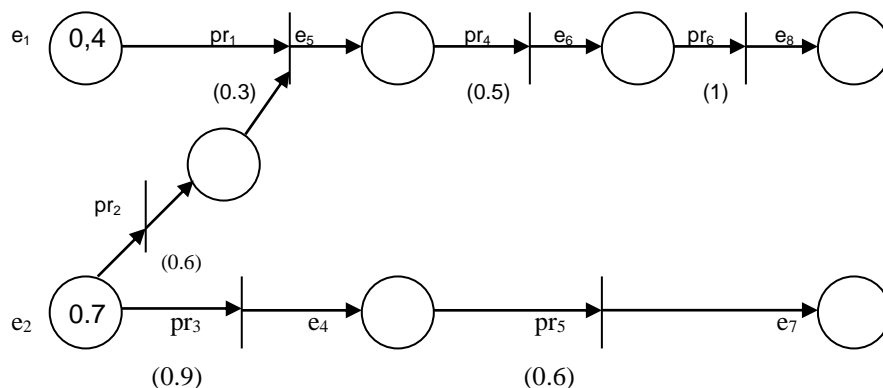
$$c_n = a_n \underline{OR} b_n = \max(a_n, b_n)$$

$$a_n \underline{AND} b_n = \min(a_n, b_n)$$

Majme zadanú fuzzy Petriho sieť podľa obr.1, kde uvažujeme aj s váhami a prahmi pravidiel. Preto definujeme ďalšie vektory :

$PP = (pp(pr_1), pp(pr_2), \dots, pp(pr_n))$, ktorého zložky sú prahy pravidiel, kde n je počet pravidiel, $pp(pr_i) \in \langle 0, 1 \rangle$.

$WP = (w(pr_1), w(pr_2), \dots, w(pr_n))$, ktorého zložky sú váhy pravidiel, kde n je počet pravidiel a $w(pr_i) \in \langle 0, 1 \rangle$.



Obr. 1 Fuzzy Petriho sieť pre W_0

Vektor váh pravidiel je $WP = (0.6, 0.3, 0.9, 0.5, 0.6, 1)$

Vektor prahov pravidiel je $PP = (0, 0.8, 0.2, 0, 0, 0)$

Počiatočný stav je daný vektorom $W_0 = (0.4, 0.7, 0, 0, 0, 0, 0, 0)$, potom

$neg W_0 = (0.6, 0.3, 1, 1, 1, 1, 1, 1)$

Krok 1.

$$F = \begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{matrix} \quad \underline{G}^T = \begin{matrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.6 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.9 & 0 & 0 & 0 \\ 0.3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix}$$

Krok 2.

Výsledná matica B :

$$B = \underline{G}^T \underline{OR} F = \begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0.6 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.9 & 0 & 1 & 0 \\ 0.3 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.5 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix}$$

Krok 3. a 4.

$V_0 = F^T \underline{AND} (neg W_0)^T = (1, 0.3, 0.3, 1, 1, 1)$, $U_0 = neg V_0 = 1 - V_0 = neg (F^T \underline{AND} (neg W_0)) = (0, 0.7, 0.7, 0, 0, 0)$

Zložky vektora U_k sú vypočítané váhy predpokladov pravidiel v kroku k .

Zavedieme nový vektor s označením $\underline{U}_k = (\underline{u}_1, \underline{u}_2, \dots, \underline{u}_n)$, kde n je počet pravidiel

Pre jeho zložky platí:

$$\underline{u}_i = \begin{cases} u_i & \text{ak } u_i \geq pp_i \\ 0 & \text{inak} \end{cases}$$

Pretože v našom prípade $PP = (0, 0.8, 0.2, 0, 0, 0)$, potom $\underline{U}_0 = (0, 0, 0.7, 0, 0, 0)$

Krok 5.

$W_1 = W_0 \underline{OR} B \underline{AND} \underline{U}_0^T$

$$W_1 = (0.4, 0.7, 0, 0, 0, 0, 0, 0) \quad \underline{OR} \quad \begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0.6 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.9 & 0 & 1 & 0 \\ 0.3 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.5 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix} \quad \underline{AND} \quad \begin{matrix} 0 \\ 0 \\ 0.7 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{matrix}$$

Nové ohodnotenie siete je teda:

$$W_1 = (0.4, 0.7, 0, 0.7, 0, 0, 0, 0)$$

Opakovaním krokov 3. až 5. dostaneme: $W_2 = (0.4, 0.7, 0, 0.7, 0, 0, 0.6, 0)$

$$W_3 = (0.4, 0.7, 0, 0.7, 0, 0, 0.6, 0)$$

Algoritmus končí v prípade, že $W_{k+1} = W_k$, t.j pre $k=3$.

6. ZÁVER

V príspevku sme sa pokúsili zjednodušenou formou podať formalizovaný model diagnostického systému, založeného na pravidlách a formálne definovať jednotlivé jeho časti. Ukázali sme, že Petriho siete je možné vyjadriť vo forme matic, ktoré nám slúžia na vypočítanie zmeny ich ohodnotenia, čo pre diagnostický systém znamená vlastne vyhodnotenie znalostnej bázy. Pre rozsiahle znalostné bázy je tento spôsob nepružný, lebo, ako sme ukázali v príkladoch, je potrebné v každom kroku výpočtu manipulovať s celými maticami. Toto v konečnom dôsledku vedie k pomalému vyhodnocovaniu znalostných báz. Pri návrhu systému, ktorý by mal inteligentné chovanie kritickým problémom je prijímanie a integrovanie veľkého množstva znalostí a skúseností. Snaha už v minulom storočí, napr. v [3], viedla k návrhu a realizácii cieľovo orientovaného systému založeného na pravidlách, ktorý bol schopný prijímať znalosti nielen priamo od experta, ale i z problémovo orientovaných údajových základní prostredníctvom tzv. klasifikačného podsystému. Systém v interakcii s užívateľom formálnejším spôsobom overuje intuitívne znalosti experta na problémovo orientovanej údajovej základni, vložennej do diagnostického systému, poprípade mu pomôže pri ich vytváraní, alebo mu ukáže smer, ktorým by sa mala jeho pozornosť obrátiť pri vytváraní znalostí vo forme pravidiel. Táto myšlienka je odlišná od ideí založených na interakcii učiteľ (expert) - študent (program). Systém bol využitý v oblastiach oftalmológie, kardiovaskulárnych chorôb, gynekologickej a hematologickej problematiky, rehabilitácie, pooperačnej starostlivosti [3].

Ľudská pamäť je schopná rozlišovať svoje vedomosti, uchovávať si pritom jednotlivé rysy každého uloženého obrazca, ktorý je členom určitej triedy. Ľudský porovnávací mechanizmus je veľmi výkonný a pružný, je schopný prekonávať nevýhody obmedzenej pamäťovej kapacity tým, že obchádza skúmanie čiastočnej vhodnosti jednotlivých obrazcov, a tak urýchľuje spracovanie vstupných informácií. Uvedené vlastnosti sú veľmi žiaduce aj v diagnostickom systéme. Aj napriek veľkému rozvoju HW sa ukazuje, že realizačné možnosti sú nedostatočné. Okrem toho nie je známy obecný algoritmus, ktorým by sa dalo vyhnúť porovnávaniu všetkých, čiastočne vhodných obrazcov k cieľovému obrazcu. V súčasnosti je možné vytvoriť systém, ktorý by v určitej ohraničenej oblasti vykazoval inteligentné správanie, ale je extrémne ťažké vyvinúť nejaký mechanizmus, schopný vyprodukovať inteligentné a adaptívne správanie typické pre ľudskú bytosť.

7. LITERATÚRA

- [1] Hajek, P.: *Combining function for Certainty Degrees in Consulting Systems*, Int. J. Man.Machine Stud. 22 (1985), 59 – 76.
- [2] Čapkovič, F.: *Fuzzy Knowledge in Automatic Solving the Problem of Manufacturing Systems*. BUSEFAL 83, 2000, pp. 73-87
- [3] Píš P.: *Poznávací systém*, RVÚ 05-02-01 MZSR, Bratislava, december 1984, 84 str.
- [4] Píš P. a kol.: *Diagnostika v medicíne*, STU, Bratislava, 2003, v tlači, 267 str.

APLIKÁCIA FUZZY DIAGNOSTICKÉHO SYSTÉMU - TRENAŽÉR

Doc. Ing. Pavel Píš, CSc., Ing. Fedor Lehocki, Ing. Marek Kukučka

Laboratórium diagnostiky medicínskych a environmentálnych procesov,
Katedra rádioelektroniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky STU Bratislava,
Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, tel.: +421 2 60291394
kukucka@elf.stuba.sk, pis@elf.stuba.sk, lehocki@kre.elf.stuba.sk

Application of fuzzy diagnostic system – Multimedia Training System

The paper deals about application of fuzzy diagnostic system in Multimedia Training System for City Fire Commission in Bratislava. It describes the advantages of developing of such a system on the basis of diagnostic system in general. It also gives an overview of the training system.

Keywords: application of diagnostic system, real-time trainig, multimedia

1. ÚVOD

Pôvodným účelom znalostných systémov, bolo podporovanie experta v rozhodovaní v najrozličnejších oblastiach pôsobenia. Moderné diagnostické systémy sa vyvinuli od uvedeného pôvodného modelu do otvorených systémov schopných nielen podávať výstupy na základe zabudovaných znalosti ale tieto znalosti formalizovať, hodnotiť a spravovať. Pole aplikácii sa rozšírilo z pôvodného symbolického spracovania, na analýzu údajov, informačný manažment, simuláciu a plánovanie [1].

Základným návrhom diagnostického systému je báza znalostí obsahujúca znalosti získané od experta. Báza faktov poskytuje konkrétne vstupné údaje na základe ktorých sa odvodzuje výsledné rozhodnutie. Spôsob akým bude rozhodnutie dosiahnuté je popísaný inferenčným mechanizmom. Existuje viacero spôsobov návrhu daných troch základných prvkov systému v závislosti od požadovanej aplikácie znalostného systému.

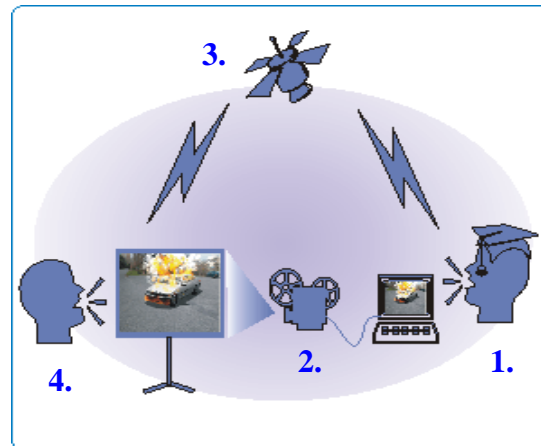
Pri návrhu trénažéra sa ako model znalostnej bazy vyhovujúcim ukázal fuzzy model reprezentácie poznatkov vo forme fuzzy Petriho siete [2]. Inferenčný mechanizmus bol aplikovaný vo forme dopredného reťazenia. Návrh bazy faktov bol špecifický v tom, že bolo treba zakomponovať reálny čas ako jeden zo vstupných parametrov.

2. NÁVRH

Cieľom trénažéra bolo poskytnúť komplexný systém s multimedialným výstupom, slúžiaci na tréning veliteľov požiarnych jednotiek. Dôležitou požiadavkou bolo, aby systém pracoval v reálnom čase. Ďalej bolo treba vyvinúť zodpovedajúce grafické rozhranie, ktoré by bolo schopné prehľadne prezentovať užívateľovi aktuálny stav systému, zároveň umožňujú plnú kontrolu nad jeho správaním. Multimedialným výstupom mala byť plne graficky zobrazená simulovaná situácia (napríklad horiace auto) podporená zvukom. Užívateľ by mal možnosť, okrem kontroly nad existujúcou situáciou, aj sám vytvárať nový scenár a tým samostatne rozširovať pole aplikácie celého systému. Samozrejme uvedená možnosť sa vzťahovala na vytvorenie logiky nového scenára, definovanie potrebných prístrojov na zvládnutie situácie, časové rámce, počet hasičov a podobne. Samotný audio - vizuálny výstup je aj naďalej realizovateľný len v externom špecializovanom software.

3. RIEŠENIE

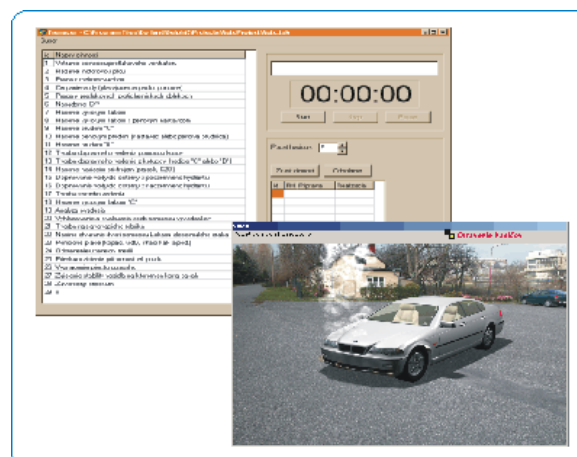
Po zohľadnení všetkých požiadaviek a konzultáciách s klientom, bola definovaná konečná podoba celého systému, teda jeho hardvérová aj softvérová časť (obr. 1).



Obr. 1: Multimediálny trénažér, celkový náhľad (1. Inštruktorská konzola, 2. Dáta projektor, 3. Vysielačka, 4. Trénovacie miesto)

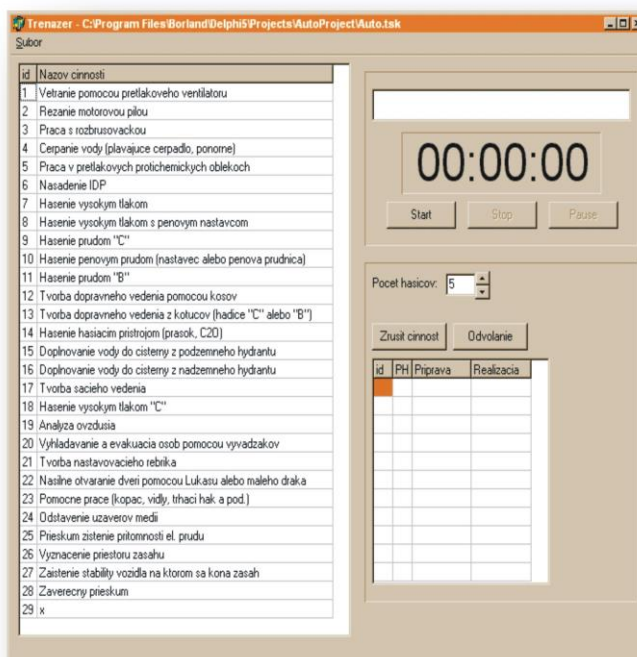
Celkovo tréning prebieha nasledovne – inštruktor má k dispozícii na notebooku trénažér, pomocou ktorého riadi priebeh tréningu (vyber scenára, riadenie...). Pomocou dáta projektora sa simulovaná situácia zobrazuje na trénovacom mieste. Kvôli realistikosti komunikácia medzi týmito dvomi pracoviskami je realizovaná pomocou vysielačiek. Na základe odpovedí od trénovaného inštruktor riadi ďalší priebeh situácie.

Samotný software je rozdelený na dva moduly – Trénažér a Task Editor. Prvý modul umožňuje inštruktorovi vyber rozličných scenárov, ich riadenie a spúšťanie v reálnom čase (obr. 2).



Obr. 2: Trénažér

Každý scenár je reprezentovaný zoznamom akcií (obr. 3), ktoré je možné podniknúť na úspešné zvládnutie prezentovanej situácie. Výber akcií je vytvorený expertom na základe predpísaných pravidiel vzhľadom na typ požiaru, miesto a pod., teda v závislosti od simulácie. Odpovede od trénovaného (zvolenej akcie alebo ich kombinácii) inštruktor zaznamenáva do systému, ktorý ďalej automaticky riadi priebeh simulácie. Výsledky sú prezentované v reálnom čase formou kvalitného videa (obr. 4) s dodatočnými informáciami ohľadom aktuálneho počtu hasičov dostupných na vykonanie zásahu a ich zdravotného stavu. Po ukončení tréningu je možné získať report o celkovom priebehu simulácie ktorý umožňuje neskoršiu analýzu činnosti účastníkov.

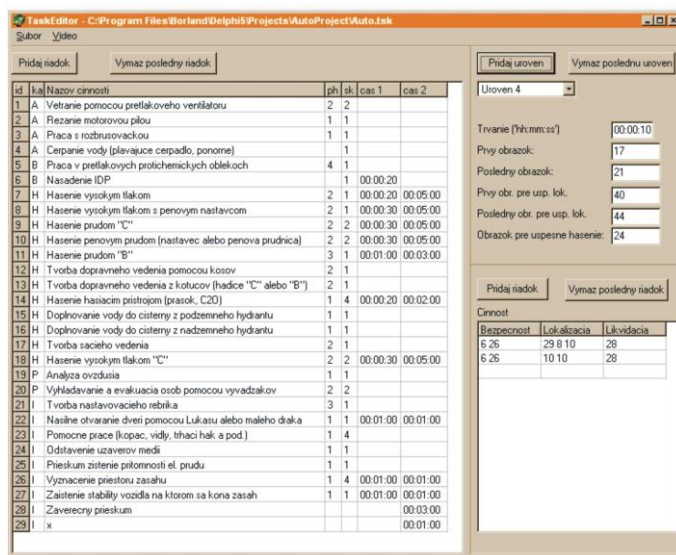


Obr. 3: Načítaný scenár v Trenážery



Obr. 4: Doprovodné video k scenáru

Druhý softvérový modul, Task Editor (obr. 5) uchováva vlastne prístup k definovaniu logiky celého systému. Umožňuje editovanie existujúcich alebo vytváranie nových scenárov. Modifikáciou dostupnej požiarnej techniky, činnosti hasičov, nastavovaním časových rámcov, počtu hasičov expert modeluje požadovaný scenár. Pravidlá, ktoré určujú správanie systému sa definujú v tomto module na základe akcií pozostávajúcich z aplikácie požiarnej techniky a jednotlivých činností a dĺžky ich trvania v reálnom čase. Každé video je rozdelené na frejmy a umožňuje tak poskladať video sekvenciu ľubovoľnej dĺžky, presne zodpovedajúcej typu akcie (obr. 6).



Obr. 5: Task Editor



Obr. 6: Editácia videa

4. ZÁVER

Výzvou pri návrhu daného multimedialneho systému bola práve aplikácia reálneho času do logiky a ich celkového prepojenia na video výstup. Nemohli sme teda použiť dostupné softvérové balíky na vývoj znalostných systémov. Boli sme nútený vyvinúť celý systém od začiatku s modifikovanou znalostnou bázou a inferenčným mechanizmom. Treba si uvedomiť, že celkový vývojový cyklus komplexného systému je vlastne iteráciou neustálych konzultácii klient - vývojár a prezentáciou dosiahnutých výsledkov až pokým sa nedosiahne prvá funkčná verzia. Keď už existuje niečo "hmatateľné" je neporovnateľne ľahšie sa baviť o ďalšom vývoji systému. Samozrejme potom sa objavia aj také chybičky krásy, skôr nepostrehnuteľné, napríklad ako zrealizovať požiar? Je to v podstate chaotický jav a žiadne dva stavy nie sú rovnaké, ako to zaujímať? Podobných výziev bolo pri vývoji veľa a podarilo sa všetky úspešne zvládnuť. Na základe našich poznatkov daný systém je jediný na území Slovenskej Republiky, ktorý slúži na účely tréningu personálu na zvládnutie hazardných situácií v danej forme. Momentálne je vo fáze testovania v Hasičskom a záchrannom útvere v Bratislave. Vychádzajúc z celkového návrhu a modulárneho členenia systému, nie je obmedzený iba na danú aplikáciu, ale je ho možné použiť všade tam kde existuje potreba skolenia personálu na zvládnutie rôznych kritických situácií (napríklad v chemickom priemysle, jadrových elektrárňach a pod.)

5. LITERATÚRA

- [1] Aronson, E. J.: *Decision Support Systems and Intelligent Systems (6th Edition)*, Prentice Hall; 6th edition (November 14, 2000), ISBN 0130894656
- [2] Girault, C.: *Petri Nets for System Engineering*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg NewYork 2003, ISBN 3-540-412217-4

TOTAL LUNG IMPEDANCE AS A FUNCTION OF THE ARTIFICIAL LUNG VENTILATION TYPE

Ing. Martin Rožánek, Ing. Karel Roubík PhD.
Czech Technical University in Prague, Department of Radioelectronics,
Faculty of Electrical Engineering,
Technická 2, 166 27 Prague 6, Czech Republic.
E-mail address: rozanem@fel.cvut.cz, roubik@fel.cvut.cz

This study deals with modelling of the human lung structure corresponding to its anatomical structure. An electro-acoustical analogy was used to model the respiratory system. The whole model is computed numerically for a vector of different frequencies, which are used in the clinical practice for artificial lung ventilation.

Keywords: Mechanical ventilation, High frequency ventilation, Respiratory system, Lung impedance.

1. INTRODUCTION

Artificial lung ventilation is the most efficient method for treatment of acute respiratory failure. Despite the fact that artificial lung ventilation has been examined properly and new protective ventilatory modes have been introduced, there are still strong adverse effects of artificial ventilation upon patient's respiratory system. A quite new ventilatory strategy is called high frequency ventilation (HFV). HFV can be characterized by increased ventilatory frequency (up to 40 Hz) allowing a significant decrease in pressure amplitude and delivered tidal volume. Usage of the small pressure amplitudes in the airways and breathing with very low tidal volumes prevent the lungs from overdistension, barotrauma and

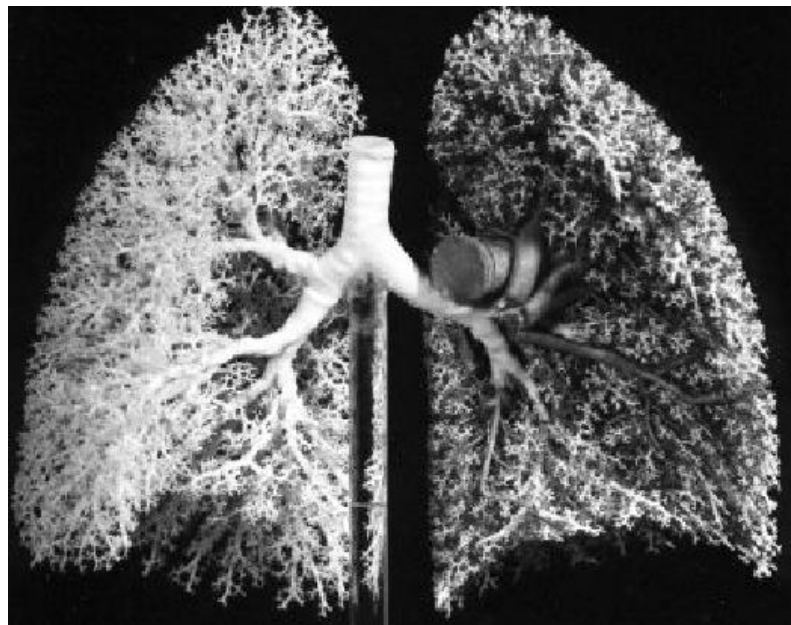


Fig. 1: Anatomical structure of the respiratory system. Reprinted from [1].

volutrauma. These properties represent the most significant difference between HFV and conventional artificial lung ventilation (CV) and they identify unconventional ventilatory strategies. Different effects of artificial ventilation can be observed when conventional ventilation (CV) or high frequency ventilation (HFV) is used. Many parameters can influence the oxygenation, but their effect is mostly impossible to study directly in the human body. Therefore, deriving model of the respiratory system exactly corresponding with the reality can be the only possibility how to study influence of mechanical lung properties through the bronchial tree, distribution of tidal volume among generations of alveoli, etc. A unique modelling approach has been chosen in this study based on the respiratory system modelling according to its exact anatomical structure. Simulations using the model are used to describe unequal effects of both conventional and high frequency ventilation modes upon various parameters characterizing intrapulmonary conditions.

2. METHODS

The aim of this work was to find the model of the human respiratory system, which can be used for explaining the difference between the use of CV and HFV. A very complex structure of the human respiratory system begins with trachea and divides with each generation of the structure by course of irregular dichotomy. Therefore the tubes have various length and diameter in the same generation of the lung structure. Whole human lung structure can be seen in figure 1. It would be very difficult to describe this system mathematically.

z	n(z)	d(z)	[cm ³]	l(z) [cm]	S(z) [cm ²]	V(z) [cm ³]
0	1		1,8	12,0	2,54	30,50
1	2		1,22	4,76	2,33	11,25
2	4		0,83	1,90	2,13	3,97
3	8		0,56	2,76	2,00	1,52
4	16		0,45	1,27	2,48	3,46
5	32		0,35	1,07	3,11	3,30
6	64		0,28	0,90	3,96	3,53
7	128		0,23	0,76	5,10	3,85
8	256		0,186	0,64	6,95	4,45
9	512		0,154	0,54	9,56	5,17
10	1024		0,130	0,46	3,4	6,21
11	2048		0,109	0,39	19,6	7,56
12	4096		0,095	0,33	28,8	9,82
13	8192		0,082	0,27	44,5	12,45
14	16384		0,074	0,23	69,4	16,40
15	32768		0,066	0,20	113,0	21,70
16	65536		0,060	0,165	180,0	29,70
17	131072		0,054	0,141	300,0	41,80
18	262144		0,050	0,117	534,0	61,10
19	524288		0,047	0,099	944,0	93,20
20	1048576		0,045	0,083	1600,0	139,50
21	2097152		0,043	0,070	3220,0	224,30
22	4194304		0,041	0,059	5880,0	350,00
23	8388608		0,041	0,050	11800,0	591,00

Tab. 1: Geometrical proportions of Weibel's model of the human respiratory system. Z stands for generation of the structure, n for the number of the tubes in one generation, l for length of the tube, d for diameter of the tube, S for cross-sectional area and V for volume of the tube.

A morphology model of the human lung was developed [2, 3] in which the irregular dichotomy was ignored so the tubes are dividing by course of regular dichotomy. Then the tubes have the same length and diameter in the same generation in this model. The number of generations in the model has been set to 23. The geometrical proportions of the model are presented in table 1, where z stands for generation of the structure, n for the number of tubes in one particular generation, l for length of the tube, d for diameter of the tube, S for cross-sectional area and V for volume of the tube. The numbers of alveoli are listed in table 2 for generations 17-24 of the structure. These generations are predetermined to respiration, whereas generations 0-16 do not contain alveoli and these tubes are used for convection of the air mixture only.

Generation	Number of alveoli
17	0,6•106
18	2,0•106
19	6,0•106
20	21,0•106
21	41,5•106
22	84,0•106
23	143,0•106

Tab. 2: Number of alveoli for Weibel's model [2].

The lung structure can be considered as an acoustic system. All individual airways are represented by short acoustic wave-guides with parameters computed using the common acoustic principles and published lung morphometry measurements [2, 3, 5]. The equations 1, 2, 3 were used for computing acoustic elements representing elementary wave-guides, where m_a is acoustic inertance, c_a is acoustic compliance and r_a is acoustic resistance. Alveoli are represented by acoustic compliances computed from their dimensions [2] and the overall lung compliance. Concrete values of these acoustic elements can be evaluated according to the following equations:

$$m_a = \frac{\rho_0 l}{S}, \quad (1)$$

$$c_a = \frac{V}{\rho_0 c_0^2}, \quad (2)$$

$$r_a = \frac{8\mu l}{\pi R_t^4}, \quad (3)$$

where ρ_0 stands for air density, l stands for length, S stands for cross-sectional area, V stands for volume, c_0 stands for propagation velocity, μ stands for air viscosity and R_t stands for diameter of the tube.

An electro-acoustic [4] analogy was used to develop an electric model (Fig. 2) of the respiratory system (Fig. 2) respecting its exact anatomical structure. The final model has 23 airway generations and it employs 67 108 859 individual components. The structure of the

model is shown in Fig. 3. The elements with index 1 represent the trachea. Other elements represent the next generations of the airways. Each index of these elements determines a generation of the airways.

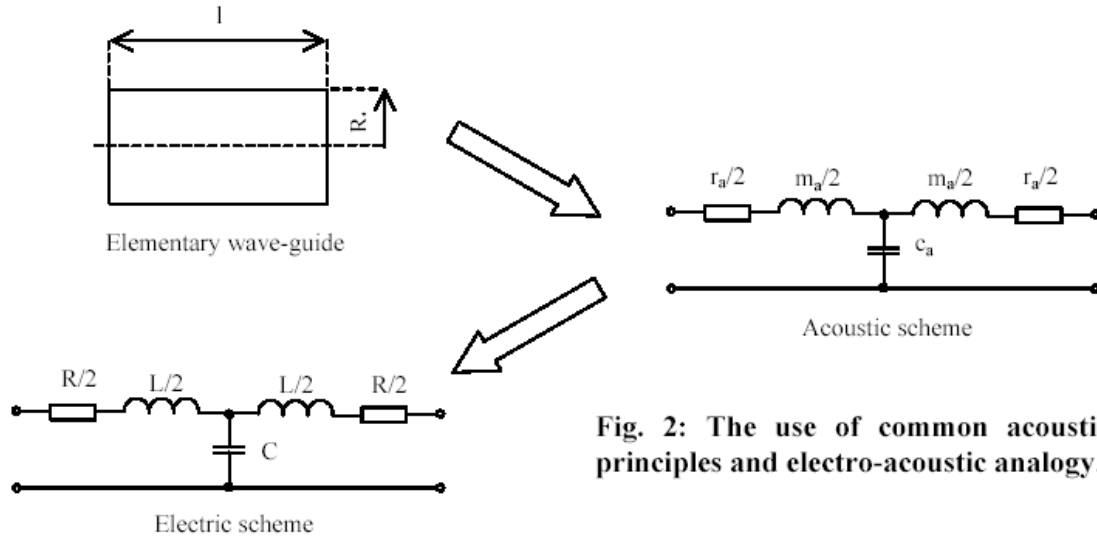


Fig. 2: The use of common acoustic principles and electro-acoustic analogy.

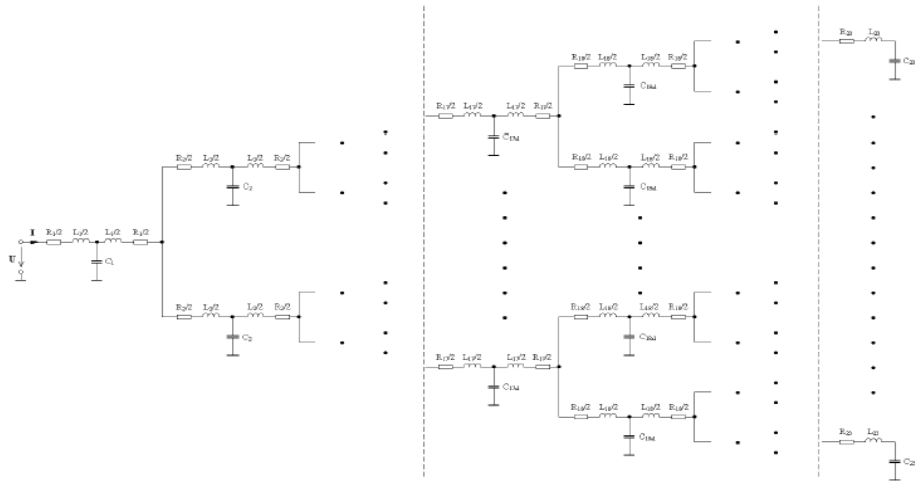


Fig. 3: Model of the respiratory system.

Ventilatory frequency of 0.25 Hz is considered for conventional ventilation (CV) and 5 Hz for high-frequency ventilation (HFV). A special method has been developed so that such a complicated model could be used for simulations of the real situations. Distribution of tidal volume V_T and pressure amplitude among generations of bronchial tree, total lung impedance (TLI) and other variables are studied under various conditions by modelling. The influence of respiratory mechanics upon the TLI was studied for frequencies that correspond with the ventilatory frequencies used during CV and HFV. Dependence of TLI on the alveolar compliance is shown in Fig. 4. In Fig. 5 the effect of the airway resistance on the TLI is shown.

3. RESULTS

Changes of alveolar compliance have a significant effect on TLI during CV (Fig. 4) while TLI changes during HFV are not essential (due to the effect of airway inertances). Contribution of airway resistance changes is significant mainly during HFV (Fig. 5). TLI is an essential variable for the pressure controlled ventilation modes. Results of simulations describe and explain some clinical experience.

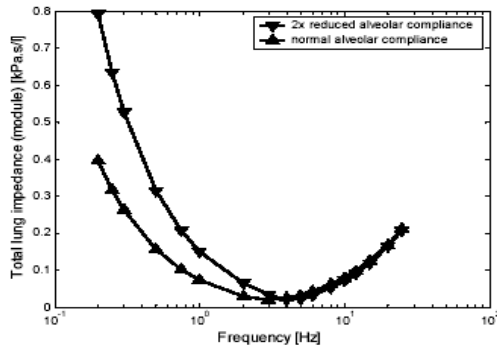


Fig. 4: Dependence of TLI upon frequency for normal and reduced alveolar compliance.

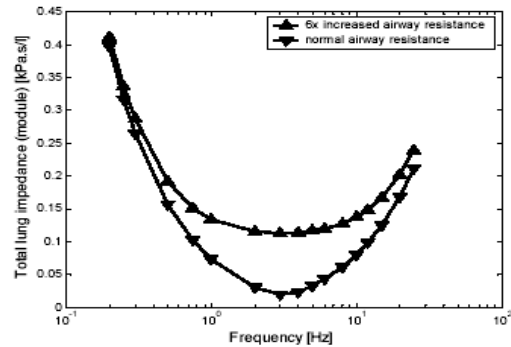


Fig. 5: Dependence of TLI upon frequency for normal and increased airway resistance.

The effect of ventilatory frequency (CV, HFV) upon the pressure inside lung structure is shown in Fig. 6. Nearly 95% of input pressure is present inside the lung structure if using CV. On the other hand about 5% of the input pressure amplitude is transferred deep inside the structure of the respiratory system during HFV. It suggests that HFV is protective ventilatory strategy contrary to CV.

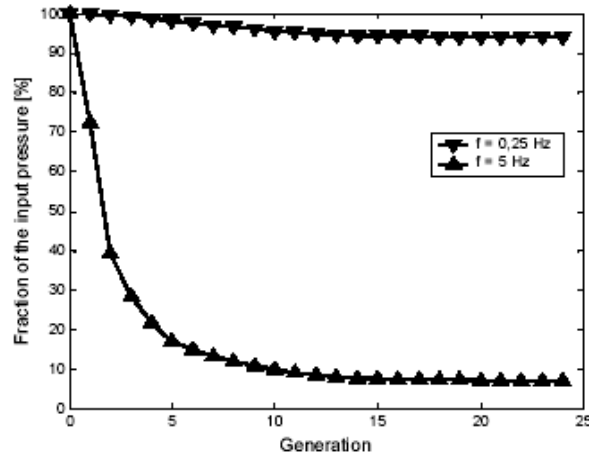


Fig. 6: The effect of frequency upon pressure inside the lung structure.

Reduced alveolar compliance causes a slight decrease in pressure inside the structure for CV (Fig. 7). While using higher frequencies, which correspond to HFV, the pressure inside the structure increases 4 times approximately (Fig. 8). It results in better functioning of HFV with a reduced alveolar compliance, which is the main symptom of adult respiratory distress syndrome (ARDS) [6, 7]

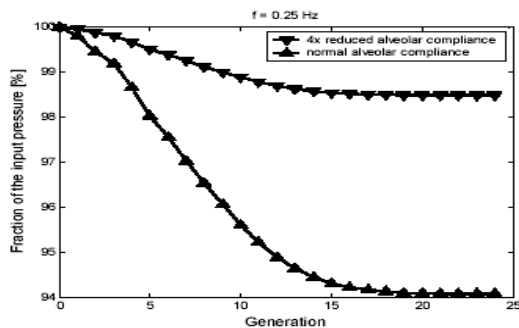


Fig. 7: The effect of reduced alveolar compliance upon pressure inside the lung structure for CV.

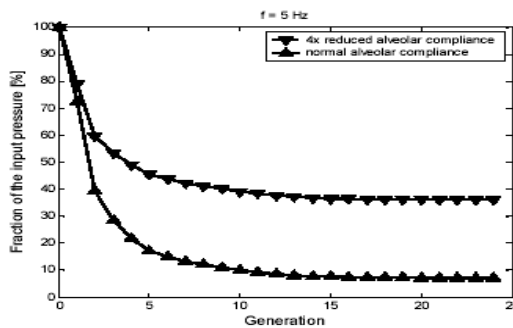


Fig. 8: The effect of reduced alveolar compliance upon pressure inside the lung structure for HFV.

4. DISCUSSION

It is possible to use the simulation results to explain the differences between CV and HFV usage. Therefore some essential effects observed in the clinical practice can be studied and explained by this modelling technique.

Nevertheless, the developed algorithm and the model-based simulations have several restrictions. A harmonic signal of the ventilator is supposed to be applied in the airway opening. A Fourier analysis has to be implemented into the algorithm in order to cover all real ventilatory signal shapes. Another limitation is that the corresponding elements in each generation can not have different values. Therefore, only homogeneous changes in lung mechanics can be simulated. Subdivision of the model into the compartments that will be computed independently will be necessary for more detailed simulations.

Acknowledgement

The work has been supported by grant MSMT CR No. VZ:J04/98:210000012 and GA CR 305/00/0651.

5. REFERENCES

- [1] Respiratory system [online]. Last revision 26th of March 2002 [cit. 2002-04-11]. <<http://www.ultranet.com/~jkimball/BiologyPages/P/Pulmonary.html>>.
- [2] Weibel, E. R. Morphometry of the human lung. Berlin, Springer-Verlag, 1963. 175 p.
- [3] Shields, T.W. – LoCicero, J – Ponn, R.B. General Thoracic Surgery. 5th edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000. Chapter 3, Ultrastructure and morphometry of the human lung, pp. 31-49.
- [4] Škvor, Zdeněk. Akustika a elektroakustika. 1. vyd. Praha, Akademie věd, 2001. 527 p. ISBN 80-200-0461-0.
- [5] Jongh de F.H.C. Ventilation modelling of the human lung. Delft, Delft university of technology, 1995. 197 p. ISBN 90-5623-014-X.
- [6] West, J.B. Pulmonary Pathophysiology – the essentials. 4th edition, Baltimore, Williams & Wilkins, 1992. 219 p. ISBN 0-683-08936-6.
- [7] Milic-Emili, J., et al. Basics of respiratory mechanics and artificial ventilation. Milano, Springer-Verlag, 1999. 254 p. ISBN 88-470-0046-7.

ZEVNÍ FIXÁTOR NA LOKET S MOTORICKÝM POHONEM

Ing. Roman Stacha, Doc. MUDr. Leopold Pleva, CSc.

Katedra výrobních strojů a konstruování,
17. listopadu 15, 708 33 Ostrava-Poruba,
roman.stacha.st@vsb.cz, leopold.pleva@fnspo.cz,

External fixator for elbow with motorical drive

The Traumatology Centre of the Faculty Hospital with the Polyclinic in Ostrava-Poruba has already been concerned with problems of curing the unstable fractures by means of external fixators for a long time. In the contribution, biomechanical measurements taken at the Department of Production Machine and Design of VŠB-Technical University of Ostrava for external elbow fixator is described.

Keywords: fractures of elbow, external fixator, motorical drive, rehabilitation

1. ÚVOD

Katedra výrobních strojů a konstruování Fakulty strojní Vysoké školy báňské – TU Ostrava spolupracuje na vývoji zevních fixátorů k léčení otevřených nestabilních zlomenin s Traumatologickým centrem FNŠP Ostrava již více než 20 let. K léčení nestabilních zlomenin se používají u nás i v cizině různé typy zevních fixátorů.

V posledních létech byla ve spolupráci obou pracovišť provedena experimentální biomechanická měření na fixátorech, především kruhového typu MCD (modifikovaný kompresně-distrakční aparát), které na těchto pracovištích byly vyvinuty.

Katedra výrobních strojů a konstruování dále rozšířila biomechanická měření o počítačové možnosti modelování biomechaniky, s návazností na počítačový software ANSYS.

V léčení otevřených zlomenin oblasti loketního kloubu jsou používány dva základní typy zevních fixátorů umožňující repozici a stabilizaci intraartikulárních zlomenin lokte.

Zevní fixátory 1. typu používají k fixaci zlomeniny Schanzovy šrouby a Steimannovy hřeby a využívají k repozici zlomeniny Vidalovy ligamentotaxe s možností doplnění fixace jednotlivých fragmentů zlomeniny metodami miniosteosyntézy.

2. typem zevních fixátorů jsou fixátory využívající k repozici a stabilizaci zlomeniny oblasti loketního kloubu Kirschnerových drátů s možností repozice a drobných fragmentů zlomeniny pomocí tažných drátů s kuličkou, a tím umožňují jejich fixaci, bez nutnosti miniosteosyntézy.

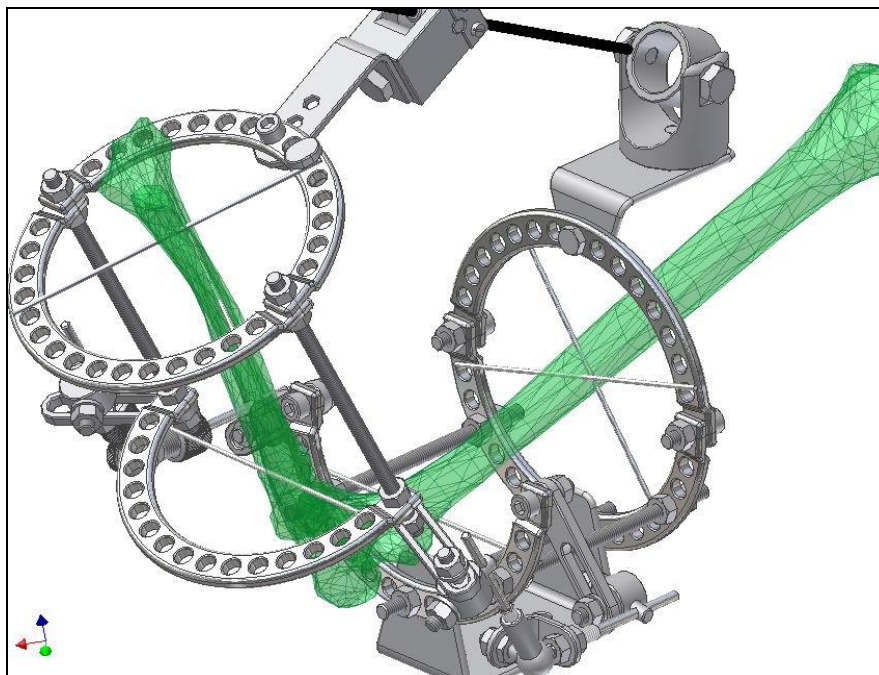
Oba typy zevních fixátorů jsou v posledních létech spojovány v systém hybridní, k léčbě periartikulárních a artikulárních zlomenin (Orthofix, Hybrid). Všechny dosavadní typy používaných zevních fixátorů včetně hybridních však neumožňují včasný pohyb v loketním kloubu.

Průměrně ročně je na Traumatologickém centru FNŠP v Ostravě léčeno 6 pacientů s otevřenou zlomeninou oblasti loketního kloubu, a to nejčastěji zevní fixací Ilizarova typu. V předchozích létech se tyto zlomeniny léčily zevními fixátory bi a unilaterálními (Poldi, Dynafix, Aeskulap) a v současné době se používají i typy hybridního fixátoru Orthofix. Žádný z dosud používaných fixátorů však neumožňuje včasnou rehabilitaci lokte

v retrospektivní studii 30 pacientů je špatný funkční výsledek v 37%, dobrý ve 40% a bez funkčních změn loketního kloubu je pouze 23% pacientů.

2. NÁVRH

Cílem projektu je návrh, konstrukce, výroba a klinické odzkoušení zevního fixátoru s elektricky řízeným motorickým pohonem pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin lokte. Navržený prototyp fixátoru byl navržen pomocí počítačového modelování v programu Autodesk Inventor.



Obr. 1: Navrhovaná podoba fixátoru (bez motoru) pomocí počítačového modelování v Autodesk Inventor

ZÁKLADNÍ PRVKY FIXÁTORU

Prakticky všechny druhy fixátorů obsahují tři základní konstrukční prvky:

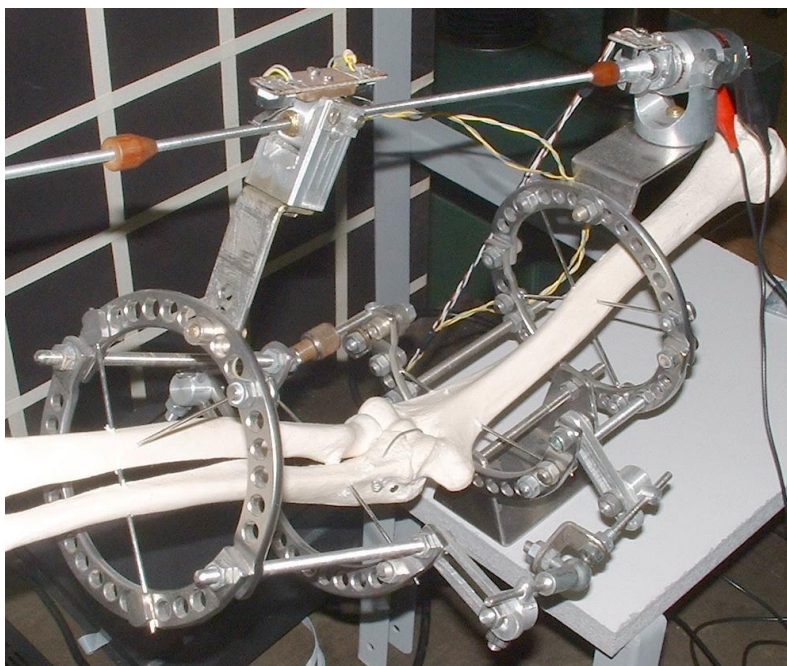
- Tělo fixátoru (kruhy, segmenty, objímky, spojující prvky).
- Držáky podpůrných elementů.
- Vlastní podpůrné elementy osteosyntézy – hřebí (šrouby), resp. K-dráty.

Tělo fixátoru vytváří základní opěrný systém, přes který se přenáší zatížení, působící normálně na danou kost. Jeho komponenty musí být tuhé, lehké, snadno montovatelné a spolehlivé. Existují tři druhy těl fixátorů:

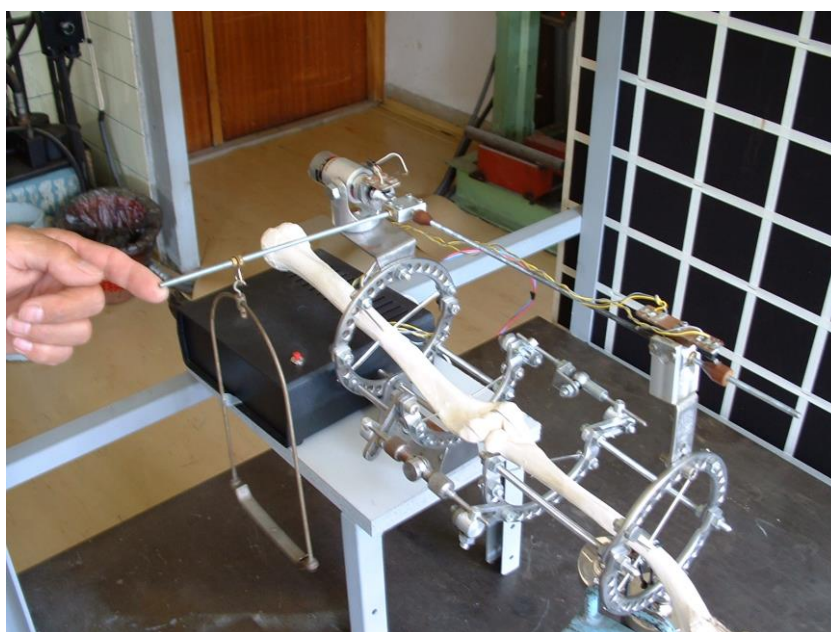
- Pro použití hřebů nebo šroubů.
- Pro použití K-drátů.
- Hybridní (kombinace obou podpůrných elementů).

3. ŘEŠENÍ

Navržený motorický pohon je v současné době již na prototypu viz obr. 2 zevního fixátoru testován a to se stejnosměrným motorem s převodovkou a je již také připravován návrh nového řízeného pohonu (krokový motor) ve spolupráci s Katedrou výkonové elektroniky a elektrických pohonů. Při testu byl měřením zjištěn maximální točivý moment obr. 3 a následně byla celá konstrukce úspěšně podrobena reálnému namáhání za použití závaží viz obr. 4. Dále je zde možnost nahrazení šroubu se závitem, šroubem kuličkovým čímž by se zvýšila účinnost závitu.



Obr. 2: Prototyp navrhovaného zevního fixátoru s elektricky řízeným pohonem



Obr. 3: Zjišťování maximální točivého momentu pomocí závaží



Obr. 4: Test pohonu fixátoru při zavěšeném závaží

4. ZÁVĚR

Dosavadní testy zevního fixátoru na loket probíhají uspokojivě. Byl proveden návrh a následný úspěšný test stejnosměrného motoru pro pohon fixátoru při reálném namáhání simulovaném zavěšeným závažím. Dále byla zjištěna nutnost nahrazení dosavadního šroubu pro pohyb s nízkou účinností a vysokým průhybem jinou variantou bez těchto nedostatků.

5. LITERATURA

- [1] ROZUM, Karel . Zpracování návrhů a výkresové dokumentace zevních fixátorů, kompletace a biomechanická proměření zevních fixátorů kompresně distrakčního aparátu na bérec. KÚNZ Ostrava – Zábřeh, HS 726/87, VŠB Ostrava, 1987, 15 s. + přílohy.
- [2] ROZUM, Karel. Biomechanické měření na zevním fixátoru dynamickém typu I. HS 429/92, VŠB Ostrava, 1992. 17 s.
- [3] ROZUM, Karel; MIKOLAJEK, Jan; PLCHOVÁ, Anna. Biomechanická měření na zevním fixátoru kolenního kloubu. HS 370474, VŠB – TU Ostrava, 1997, 25 s.
- [4] PLEVA, Leopold; ROZUM, Karel. Dynamický zevní fixátor k léčení nestabilních zlomenin kolenního kloubu u sdužených poranění končetin: grant č. 2246-4. Ostrava: Traumatologické centrum FNŠP O. - Poruba, 1997. 25 s.
- [5] ROZUM, Karel; PLEVA, Leopold; MELECKÝ, Jaroslav. *Biomechanická měření u zevních fixátorů pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin*. In Experimentální analýza napětí 2000: sborník příspěvků 38. mezinárodní konference , Třešť, červen 2000, TU Brno – Fakulta strojní, 2000, s. 289 - 294. ISBN 80-214-1569-X.

- [6] ROZUM, Karel; MELECKÝ, Jaroslav; PLEVA, Leopold. *Biomechanická měření na zevním fixátoru MCD a DYNAFIX PK pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin*. In sborník mezinárodní vědecké konference při příležitosti 50 let založení Fakulty strojní, sekce 1- Konstrukce strojů a zařízení. VŠB TU Ostrava, 2000. s. 230 - 235. ISBN 80-7078-795-3.
- [7] PLEVA, Leopold; ROZUM, Karel; JEČMÍNEK, Vladimír; PRUSENOVSKÝ, Petr. *Zevní fixátor na acetabulum*. Úrazová chirurgie, č. 2, ročník 8, červen 2000. s. 1-10. ISSN 1211-7080.
- [8] ROZUM, Karel. *Výzkum, vývoj a biomechanická měření u zevních fixátorů pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin*. Informátor, mimořádné číslo k 50. výročí založení fakulty strojní VŠB – TU Ostrava, 2000. 1s.
- [9] ROZUM, Karel; MELECKÝ, Jaroslav; PLCHOVÁ, Anna; PODEŠVA, Robert; LIŠKA, Jiří; MATULA; František. Modelování biomechaniky zevních fixátorů užitím fyzikálního modelu s cílem zdokonalit jejich konstrukci a navrhnout nové principy jejich řešení: dílčí zprávy za rok 1999, 2000 a 2001, výzkumný záměr. Identifikační kód - CEZ J17/98 272300011, kód VŠB TUO CEZ 39011/352, DVZ 02 Simulace a modelování jako nástroj ke zdokonalování konstrukce strojních zařízení. Ostrava: Vysoká škola báňská – TU Ostrava, fakulta strojní, 1999, 2000, 2001. 1 x 16 s., 1 x 17 s., 1 x 31 s. + přílohy.
- [10] ROZUM, Karel; PLEVA, Leopold; MELECKÝ, Jaroslav. *The external fixator for the acetabulum*. In Experimentální analýza napětí 2001: sborník příspěvků 39. mezinárodní konference „Tábor, červen 2001, ČVUT Praha – Institut teoretické a aplikované mechaniky, 2001, s. 297 – 302. ISBN 80-86246-09-4.
- [11] PODEŠVA, Robert; ROZUM, K. *Modelování biomechaniky zevních fixátorů pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin s využitím výpočetní techniky*. In Setkání uživatelů systému I- DEAS v roce 2001“, SUSI 2001, VŠB TU – Ostrava 2001, s. 57-59. ISBN 80-248-0047-0.
- [12] ROZUM, Karel; PLEVA, Leopold; KOVÁŘ, Ladislav; PODEŠVA, Robert. *Modelování biomechaniky zevních fixátorů pro léčbu zlomenin*. Úrazová chirurgie, č. 4, ročník 10, prosinec 2002. s. 1- 6. ISSN 1211-7080.
- [13] PLEVA, Leopold; ROZUM, Karel; KOPÁČEK, Ivan; PODEŠVA, Robert. *Léčení zlomenin zevní fixací – biomechanická měření*. Úrazová chirurgie, č. 4, ročník 10, prosinec 2002. s. 7 - 12. ISSN 1211-7080.
- [14] PLEVA, Leopold; LUKÁČ, Ladislav; ROZUM, Karel. *Léčení otevřených zlomenin lokte zevní fixací (souhrny přednášek)*. In 24. Symposium ortopedické kliniky IPVZ a 1. LF UK FN na Bulovce, Praha, Interhotel Ambassador, listopad 2002, Ortopedická klinika IPVZ, 1. LF UK FN na Bulovce, 2002, s. 1.
- [15] ROZUM, Karel; PLEVA, Leopold; KOVÁŘ, Ladislav; PODEŠVA, Robert. *Modelování biomechaniky zevních fixátorů pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin*. In VI. Ostravské traumatologické dny: sborník přednášek, Rožnov pod Radhoštěm, září 2002. příloha časopisu Úrazová chirurgie, 2002, s. 95-96. ISSN 1211-7050
- [16] ROZUM, Karel; KOVÁŘ, Ladislav; MELECKÝ, Jaroslav; KOVÁŘČÍK, Filip; STACHA, Roman; PLEVA, Leopold. *Diagnostika zevních fixátorů pro léčbu*

otevřených nestabilních zlomenin. In Technická diagnostika strojů a výrobních zařízení : sborník příspěvků mezinárodní konference „DIAGO 2003“ (CD ROM), Morávka, únor 2003, VŠB – TU Ostrava, Fakulta strojní, 2003, s. 314 – 319. ISBN 80-248-02310-4.

- [17] ROZUM, Karel; PLEVA, Leopold; PODEŠVA, Robert; KOVAŘČÍK, Filip; STACHA, Roman. *Computers supporting of the biomechanics of external fixators for healing fractures.* In Experimentální analýza napětí 2003: sborník příspěvků 41. mezinárodní konference (CD ROM), Milovy, červen 2003. Český výbor pro mechaniku, Fakulta strojní – Brno, 2003, s. 83 – 84. ISBN 80-214-2314-5.

KVANTITATIVNÍ SEISMOKARDIOGRAFIE – PERSPEKTIVNÍ NEINVAZIVNÍ METODA VYŠETŘOVÁNÍ SRDEČNÍ ČINNOSTI

Ing. Vojtěch Toman*, Doc. MUDr. Zdeněk Trefný, CSc.***, Ing. Karel Hána, Ph.D.*

* Ústav biomedicínského inženýrství ČVUT,
Žitná 4, Praha 6, 166 36

** Kardiologická laboratoř v Praze,
Argentinská 17, Praha 7, 170 00

toman@ubmi.cvut.cz, z.m.trefny@mbox.vol.cz, hana@ubmi.cvut.cz

Quantitative seismocardiography – perspective non-invasive method for heart activity examination

Quantitative seismocardiography is a method for heart activity examination based on registration of body mass vibration. The original method based on similar principle (ballistocardiography) has not fulfilled expectations because of amplitude and phase distortion of registered signal. Therefore we developed the new system. The seismocardiographic system is absolutely non-invasive and enables systolic force assessment and heart rate variability evaluation by means of statistical, autocorrelation and spectral analysis. The system can be used to monitor mental workload and other factors as the illnesses prevention, the break scheduling and fitness for duty assessment.

Keywords: seismocardiography, systolic force, heart rate variability, ballistocardiography

1. ÚVOD

Kvantitativní seismokardiografie je metoda vyšetřování srdeční činnosti založená na registraci otřesů těla vznikajících činnostmi srdce. Původní metoda využívající obdobný princip (balistokardiografie) nenaplnila původní očekávání, neboť vlivem vlastní rezonanční frekvence měřící soustavy docházelo k amplitudovému i fázovému zkreslení registrovaného signálu. Po kritickém zhodnocení balistokardiografických metod a přístrojů jsme sestrojili vlastní kardiografický systém, odstraňující nevýhody předchozích metod. Tento nový systém umožňuje určit systolickou srdeční sílu, která představuje silovou odpověď podmíněnou srdeční činností. Metodou kvantitativní seismokardiografie je dále možné registrovat tepovou frekvenci a vyhodnocovat variabilitu srdečního rytmu.

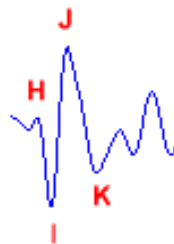
2. PRINCIP METODY

Při systolickém stahu srdečního svalu je krev prudce vypuzována do aorty, čímž vznikají otřesy šířící se tělesnou tkání. Snímání mechanických reakcí těla způsobovaných pohybem srdečního svalu zajišťuje speciální zařízení, na kterém vyšetřovaná osoba sedí. Jedná se tedy o zcela neinvazivní metodu, zařízení je navíc přenosné. Mechanické napětí, vznikající otřesy těla, je snímáno piezoelektrickým akcelerometrickým snímačem a vzniklý signál je po předzpracování a digitalizaci ukládán pomocí počítače. Po kalibraci přístroje je z takto naměřených dat určována systolická srdeční síla. Úsek změřeného seismokardiografického signálu je na obrázku 1.



Obr. 1: Seismokardiografický signál

Systolická srdeční síla se určí jako průměr sil měřených seismokardiografických segmentů *HI*, *IJ* a *JK*, jak ukazuje obrázek 2.



Obr. 2: Segmenty signálu *HI*, *IJ*, *JK* pro výpočet systolické srdeční síly

Měřený signál je tvořen řadou impulzů, které odpovídají stahům srdce, a je tedy možné analyzovat variabilitu srdečního rytmu metodami statistické, autokorelační a spektrální analýzy.

3. ZAŘÍZENÍ PRO SEISMOKARDIOGRAFICKÁ MĚŘENÍ

Měřicí část zařízení je tvořena dvěma rovnoběžnými kovovými deskami, na kterých sedí vyšetřovaná osoba. Mezi těmito deskami je umístěn piezoelektrický snímač otřesů, který měří dynamickou sílu. Neměří tedy absolutní velikost síly, ale její změny, čímž je z větší části eliminován vliv hmotnosti pacienta na měřený signál.

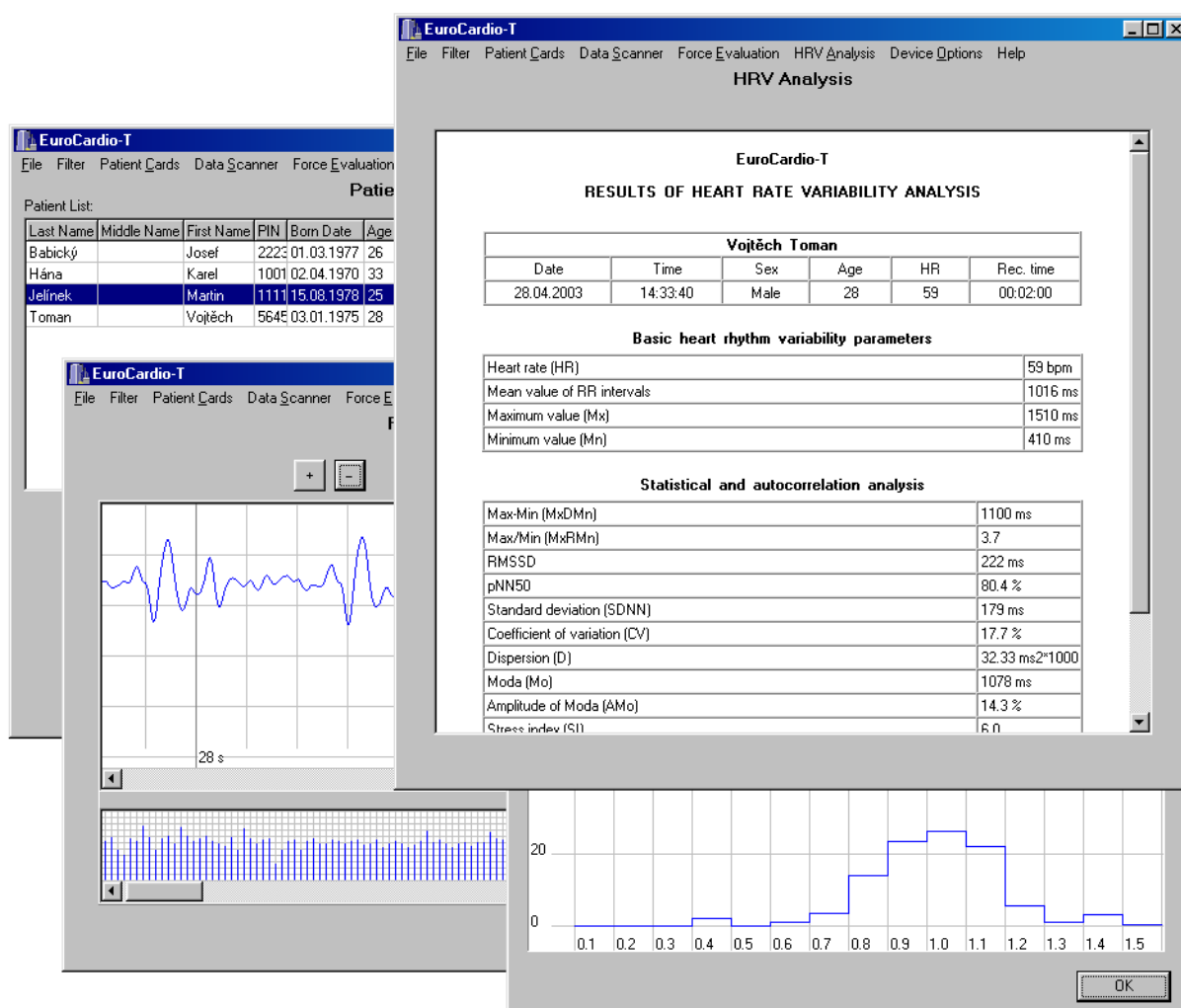
Analogový signál ze snímače je po zesílení vzorkován šestnáctibitovým A/D převodníkem, který je součástí jednočipového mikropočítače ADuC 824. Číslicový signál je přenášen pomocí USB rozhraní do počítače.

4. VYHODNOCOVACÍ SOFTWARE

Součástí seismokardiografického systému je i program, který snímaná data ukládá na disk počítače. Spolu s měřeným seismokardiografickým signálem jsou ukládány údaje o měřené osobě (jméno, věk, výška, váha, krevní tlak apod.). Tyto doplňkové informace jsou ukládány do textových souborů, což umožňuje snadné rozšiřování či změnu struktury této databáze. Nejsou tedy používány žádné uzavřené, proprietární formáty.

Naměřená a uložená data lze upravovat metodami číslicové filtrace. Po vybrání analyzovaného úseku signálu program nalezne odpovídající segmenty *HI*, *IJ*, *JK* (obr. 2) a určí z nich systolickou srdeční sílu. Pro zvýšení přesnosti jsou průměrována data z více vln *HK*.

Ze signálu je rovněž určena variabilita srdečního rytmu. V signálu jsou nalezeny časové okamžiky odpovídající kontrakci srdečního svalu a určeny časové intervaly mezi nimi (obdoba R-R intervalů u EKG signálu). Následně jsou metodami statistické, autokorelační a spektrální analýzy vypočteny parametry charakterizující variabilitu srdečního rytmu. Je tak možno hodnotit aktivitu sympatického a parasympatického nervového systému.



Obr. 3: Software pro měření a analýzu seismokardiografických dat

5. PŘÍNOS METODY

Kvantitativní seismokardiografie umožňuje určit systolickou srdeční sílu, registrovat tepovou frekvenci a vyhodnocovat variabilitu srdečního rytmu bez jakéhokoli zatěžování pacienta. Nejsou používány žádné elektrody, vyšetřovaná osoba sedí na židli, na které je

umístěno snímací zařízení. Nedochozí tedy k nadbytečnému psychickému ovlivňování pacienta.

Dalšího rozšíření možností systému lze dosáhnout jeho úpravou tak, aby umožňoval vyšetřovat i osoby, které nejsou v klidu. Pro eliminaci pohybových artefaktů plánujeme měřicí systém doplnit tříosým akcelerometrickým modulem. Ten by měl pacient umístěn na hrudním koši (např. v kapsičce košile), což by umožnilo vyšetřovat osoby i během jejich běžné činnosti (práce na počítači, sledování televize apod.).

Po doplnění o radiomodul BiM firmy Radiometrix a telemetrický přenos dat se ještě zvýší mobilita systému a zjednoduší se manipulace se zařízením.

6. ZÁVĚR

Vyvinuli jsme zařízení pro kvantitativní seismokardiografii, která se jeví jako perspektivní metoda vyšetřování srdeční činnosti. Tuto zcela neinvazivní metodu je možné využít zejména ve spojení s telemetrickým přenosem dat v mnoha aplikacích jak ve výzkumu, tak v každodenním monitorování pracovníků pro prevenci onemocnění, stanovení přestávek v práci, stanovení schopností vykonávat určitou činnost apod.

7. LITERATURA

- [1] Trefný, Z., Hána, K., Trojan, S., Slavíček, J., Toman, V.: *Nový vývoj v kvantitativní balistokardiografii*, Plzeň, ČR., 79. Fyziologické dny, 2003, str. 51-52
- [2] Trefný, Z., Svačinka, J., Trefný, M., David, E., David, V., Trojan, S., Slavíček, J., Kittnar, O.: *Noninvasive method – quantitative ballistocardiography (Q-BCG) and its value*, Gent, Belgium., Joint meeting of the XIX. Congress of the European Society of Noninvasive Cardiovascular Dynamics and XIII. Congress of the Cardiovascular System Dynamics Society, 1998

POSTER SEKCE

MULTIMEDIA TEACHING TOOL BASED ON POSTGRESQL DATABASE

M.Sc. Eng. Lukasz Borowik

INSTITUTE OF ELECTRONICS
SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
FACULTY OF AUTOMATICS CONTROL, ELECTRONICS
AND COMPUTER SCIENCE
Akademicka 16, 44-100 Gliwice, Poland

The purpose of this study is to develop a database structure, able to store data for a multimedia teaching tool, implemented in teaching medical students and residents. The application runs on Open Source servers (Linux Operating System, PostgreSQL Database, Tomcat Application Server). It uses the web interface as an administration tool as well as teaching tools. Teaching data is stored in PostgreSQL Object Relational Database. Data can be of any type: images, movies, documents, and signals. It's easy to develop a plug-in for a new data type. The database structure allows adding any hierarchical teaching file no matter how many branches and cases it contains. The application has been evaluated in gastroenterology. The database contains 50 normal and pathological cases. The data set includes CT (computer tomography), MR (magnetic resonance) and MRCP (magnetic resonance cholangiopancreatography), endoscopy, USG (ultrasonography), ERCP (endoscopic retrograde cholangiopancreatography) images shown in planar and cine mode.

KEYWORDS: teaching file, multimedia, database, internet

NÁVRH MĚŘÍCÍ SONDY - PERINEOMETRU

Ing. Aleš Donát, Martin Živný

Laboratoř biomechaniky člověka,
Fakulta strojní, ČVUT v Praze, Technická 4, 16607 Praha 6
donat@biomed.fsfd.cvut.cz

Design of testing instrument - perineometer

Urinary incontinence is a frequent and serious disease. It is a symptom of various pathological dispositions. For improvement of closing mechanism of the pelvis muscles it is possible to use physical training. This training was suggested by Kegel in the 40's and it is called "Kegel's contraction". A Perineometer is an instrument, which is used for training of this contraction. In our laboratory was developed a new type of this testing instrument – perineometer. It was designed pursuant to flexible pressure sensor that was developed at our university too. It uses a special flexible elastomer, which electrical resistance is dependent on its compression. The main part of the perineometer is a pressure sensor. There are two versions of this device. The first is simply and user friendly for patients and the second one is more complex, linked to PC and is determined for physicians. This instrument is used not only for training of Kegel's contraction, but also for making the whole therapy more objective and it also helps patients beter recognize their muscles.

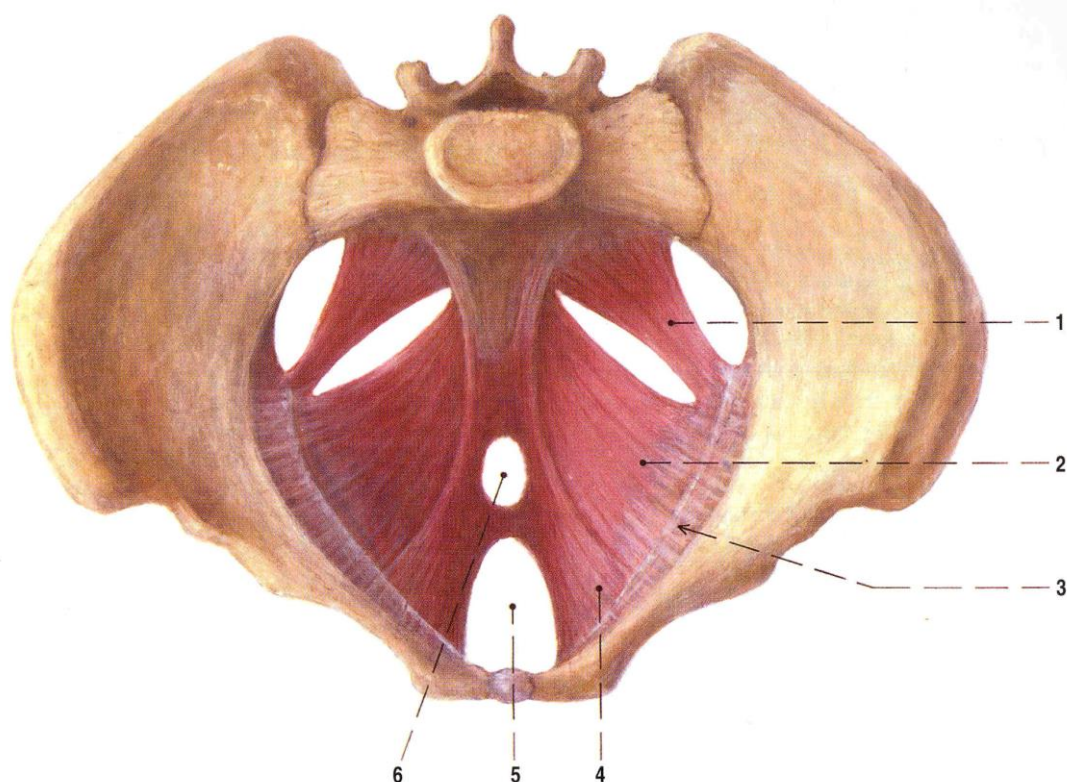
Keywords: perineometer, stress urinary incontinence

1. ÚVOD

Stresová inkontinence u žen je časté a závažné onemocnění. Je definována jako mimovolní únik moče při zvýšení intraabdominálního tlaku bez přítomnosti kontrakce detrusoru. Mezi rizikové faktory vzniku inkontinence patří především období těhotenství a porodu, obezita, fyzicky těžká práce a samozřejmě také stavy po poranění močové trubice [1]. Nejčastější příčinou jsou pak oslabené svaly pánevního dna (musculus levator ani a musculus coccygeus). Anatomickou situaci pánevního dna představuje Obr. 1.

Pro posílení svalů pánevního dna a tedy i pro nácvik svalového sevření příslušných svalů navrhl před cca 50 lety Arnold Kegel, americký gynekolog, sérii rehabilitačních cvičení, tzv. „Kegelovo cvičení“. Pro zlepšení nácviku svalových stahů pak navrhl rehabilitační pomůcku, tzv. „perineometr“. Tento pneumatický přístroj po zavedení do vagíny umožňoval kvantifikovat sevření svalů pánevního dna při jejich stahu.

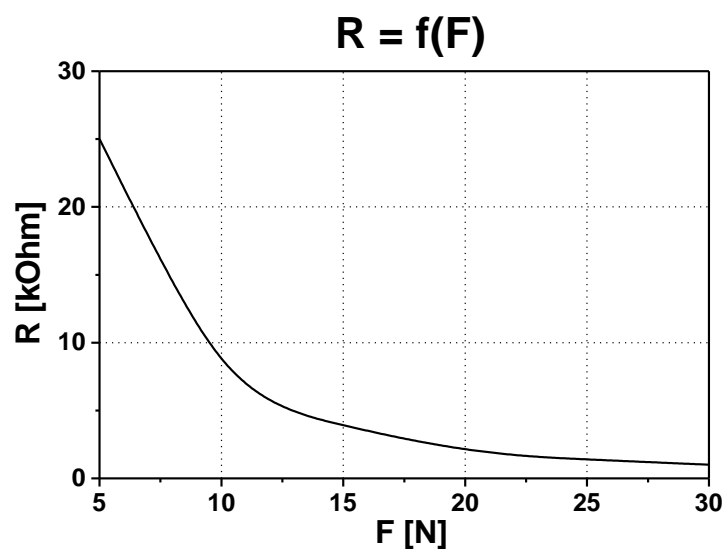
Na našem pracovišti (Laboratoř biomechaniky člověka, Strojní fakulta, ČVUT v Praze) byl navržen přístroj na elektromechanickém principu, který jednak umožňuje stejnou kvantifikaci jako původní Kegelův perineometr, dále pak přináší některá další vylepšení. Vlastní měřicí sonda byla vyvinuta na principu snímače tlaku, který využívá elektrických vlastností vodivého elastomeru.



Obr. 1 Svaly pánevního dna: 1: m. coccygeus, 2 – 4: m. levator ani, 5: hiatus urogenitalis, 6: otvor pro rectum (zdroj: Čihák [3])

2. NÁVRH A ŘEŠENÍ

Návrh perineometru využívá elektrických vlastností vodivého elastomeru. Tento speciální vodivý elastický materiál CS57-7RSC mění svůj elektrický odpor v závislosti na vnějším zatížení – na svém stlačení [2]. Ukázková závislost změny elektrického odporu na působící síle je uvedena na následujícím obrázku (Obr. 2).



Obr. 2 Závislost elektrického odporu elastomeru na působící síle

Rehabilitační pomůcka – perineometr byla na našem pracovišti vyvinuta dle požadavků Ústavu biofyziky, 1. LF, UK v Praze. V požadavcích bylo vyvinout dvě varianty tohoto zařízení. První typ by sloužil především pacientkám a druhý typ zejména lékařům. Typ pro pacienty umožňuje domácí nácvik Kegelova stahu. Toto zařízení je jednoduché na obsluhu a důležitým požadavkem byla také jeho finanční dostupnost. Pneumatická zařízení, která je v poslední době již možno sehnat na západních trzích jsou zatím pro většinu pacientek finančně nedostupná. Tento jednodušší typ podává okamžitou informaci o stahu svalstva pánevního dna a to pomocí optického indikátoru – sloupce LED diod. Druhý typ zařízení je pak určen především lékařům. Toto zařízení je více komplexní. Pomocí vyvinutého hardwarového vybavení je možno připojit jej k PC. V počítači je pak možno provádět následující akce:

- spravovat databázi pacientů a lékařů
- provádět měření
- archivovat měření
- zpracovávat a porovnávat měření
- tisknout výsledky
- atd.

Následující obrázek (Obr. 3) ukazuje okno s informacemi o pacientovi z tohoto softwarového vybavení.

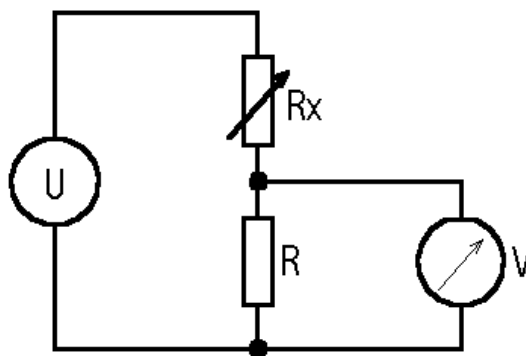
The screenshot shows a software window titled "Perineometr" with a menu bar containing "Přihlášení", "Pacienti", "Měření", "Graf", and "Info o měření". The main area contains a form for patient data:

- Field "RČ:" with value "798798-9889" and "pojišťovna:" with value "555".
- Field "Bc." with "Jarmila" and "Vopičková".
- Field "Brněnská" with "589".
- Field "Praha" with "11025".
- A "Poznámky:" text area containing "1. Cvičí s perineometrem od 01/01/2001".

Buttons include "Změnit pacienta" (top right), "Změnit údaje" (bottom right), "Zrušit změny" (bottom left), and "Uložit změny" (bottom right).

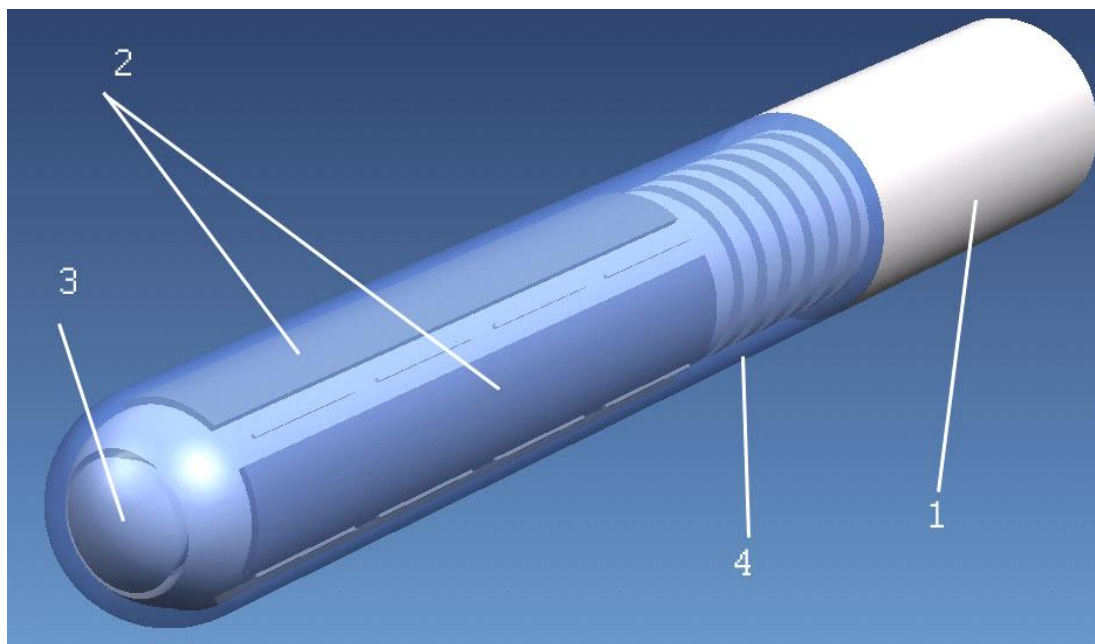
Obr. 3 Obrazovka ze softwarového vybavení – informace o pacientech

Použití perineometru je velice jednoduché. Elektricky je pro nás perineometr (a jeho tlakové senzory) proměnným elektrickým odporem a je velice snadné měřit jeho hodnotu. Protože hodnoty sil, které působí na snímač tlakového rozložení jsou relativně nízké, dostáváme se do oblasti snímače (viz Obr. 2), kde malé změny zatížení působí velké změny elektrického odporu. Aby se zabránilo kolísání měřené veličiny využívá se při snímání následujícího zapojení (Obr. 4).



Obr. 4 Schéma zapojení jednoho snímacího bodu – vyrovnání kolísání

Pro kvalitní popis aktivity svalstva pánevního dna obsahuje měřící sonda perineometru pět měřících oblastí. Čtyři měřící oblasti jsou umístěny na válcovém plášti sondy a pátá měřící oblast je pak na vrcholu tělesa.



Obr. 5 Perineometr: 1: těleso sondy, 2: čtyři měřící oblasti na válcovém plášti, 3: měřící oblast na vrcholu sondy, 4: pryžový obal (CAD vizualizace)

Čtyři obvodové měřící oblasti jsou ovlivňovány především svalstvem pánevního dna. Vrcholová měřící oblast pak reaguje zejména na práci svalstva břicha.

Měřící oblasti jsou přilepeny na tělese sondy vyrobeného z plastu (ABS). Celý komplex je potom zakryt pryžovým obalem (silikon). Sonda byla navržena ve třech velikostech. Nejmenší má průměr 20 mm a délku aktivní části 100 mm, střední má průměr

25 mm a délku 100 mm a největší má pak průměr 30 mm a délku opět 100 mm. Prototyp navržené sondy ukazuje následující obrázek (Obr. 6).



Obr. 6: Prototyp perineometru

3. ZÁVĚR

Byla navržena rehabilitační pomůcka pro nácvik Kegelova rehabilitačního cvičení zvaná perineometr. Tato sonda využívá elektrických vlastností vodivého elastomeru. Sonda existuje ve dvou základních typech provedení: První, které je jednodušší, slouží pro pacientky k domácímu nácviku rehabilitačního cvičení. Druhé provedení je více komplexnější, je propojeno s PC a slouží především lékařům.

Toto zařízení slouží jednak k nácviku Kegelova stahu a pak také pro celkovou objektivizaci celé terapie rehabilitace svalů pánevního dna při stresové inkontinenci. Patientkám pomůže zejména naučit se vnímat problematickou svalovou partii.

4. LITERATURA

- [1] Kučerová, J. – Houžvičková, E. – Donát, A.: Význam perineometru pro nácvik Kegelova cvičení, Lékařské listy, Strategie Praha, 2000, no. 44, pp: 6-8
- [2] Donát, A. – Houžvičková, E. – Kučerová, J.: Design of the testing instrument – Perineometer, In: Proceedings of Workshop 2001, Prague: CTU, 2001, vol. B, p. 820
- [3] Čihák, R.: Anatomie člověka – I. díl, druhé, upravené a doplněné vydání, Grada Publishing, 2002

POUŽITÍ POHYBOVÉ ANALÝZY PRO PROSTOROVÝ POPIS POHYBU LIDSKÉ MANDIBULY

Ing. Tomáš Goldmann¹, MUDr. Lucie Himmllová, CSc²

¹Laborjatoř biomechaniky člověka,
Ústav mechaniky, Fakulta strojní ČVUT,
Technická 4,

²VFN Praha, Výzkumný ústav stomatologický
Vinohradská 48
120 60 Praha 2

goldmann@biomed.fsid.cvut.cz, zuby@seznam.cz

Motion Analysis use for human lower jaw movement description

The aim of this study is detection of occlusal contacts count during one bolus processing, trajectory amplitude in the mastication and direction of lower jaw movement. The result of this research will be ratio of occlusal movements in different anatomical directions. All the data are being presently statistically evaluated at the scope of one patient and at the scope of statistical set of 55 patients.

Keywords: 3D Motion Analysis, Mandible trajectory, occlusion, DLT (Direct Linear Transformation)

1. ÚVOD

Rozsahu a charakteru lidských žvýkacích pohybů je v současnosti věnována velká pozornost. Žvýkání je soustava pohybů, při nichž dochází ke zpracovávání potravy. Je to značně individuálně proměnlivý fyziologický děj. Skládá se z několika pohybů, které se cyklicky opakují. Nejdříve dochází k oddělení sousta (ukousnutí), které je pak rozměňováno a míšeno se slinami až do okamžiku kdy je jeho konzistence vhodná k polknutí. Během rozměňování je sousto transportováno distálně směrem k hltanu. Při žvýkání se střed dolní čelisti pohybuje po elipse jejíž velikost a tvar se mění v závislosti na fázi zpracování potravy (ukusování, prokusování, rozměňování) a na typu zpracovávané potravy (tuhá, křehká, vláknitá,...).

Jedná se o typický příklad kinematicky a mechanicky neurčitého systému. Dva segmenty, mandibula a lebka jsou ve vzájemném pohybu. Tyto pohyby jsou vedeny dvěma temporomandibulárními klouby. Vzhledem ke konstrukci obou kloubů jsou možné pohyby se šesti stupni volnosti. Předpokládáme-li, že kloubní povrchy temporomandibulárního kloubu se nedeformují a zůstávají během žvýkání ve vzájemném kontaktu, pak mandibula vykonává pohyby se čtyřmi stupni volnosti. Pohyb dolní čelisti pak může být definován trojrozměrnou trajektorií pohybu bodu, který je rigidně spojen s dolní čelistí. Pohyb tohoto bodu lze snímat a následně jeho trajektorii rekonstruovat např. metodou pohybové analýzy. Znalost žvýkacího pohybu v populaci je pak velmi významná pro určení hlavního anatomického směru při okluzi a ke specifikaci výsledného směru žvýkacích sil.

2. NÁVRH

V tomto projektu je tedy použita metoda pohybové analýzy pro snímání prostorového pohybu mandibuly. Každému pacientovi byl k dolní čelisti pevně připevněn speciálně vyvinutý snímač. Tento snímač se skládá z drátu, který je pomocí dentální silikonové otiskovací hmoty připevněn na frontální zuby, dále pak obkružuje ret. Na jeho konci je umístěn terčik z metylmetakrylové pryskyřice, který je určen k odečítání poloh mandibuly.



Obr. 1: Navržený snímač

Každý pacient byl během experimentu požádán o žvýkání tvrdé a měkké potravy (oříšky, pečivo). Dále byl každý pacientova lebka označena kožními značkami umístěnými nad obočím, hřbetem nosu a nad horním rtem. Tyto body slouží k definici lokálního souřadného systému, který je využit pro definování zkoumaného pohybu. Složka x lokálního souřadného systému definuje pohyb mandibuly v mesio-distálním směru (lateropulze, mediopulze), složka y definuje pohyb v kranio-kaudálním směru (abdukce, addukce) a složka z definuje pohyb ve vestibulo-orálním směru (propulze, retropulze).



Obr. 2: Kožní značky a snímač umístěné na pacientově obličeji.

3. ŘEŠENÍ

K snímání značek byly použity tři videokamery SONY DCR-TRV900E umístěné tak, aby z každé z nich byly viditelné všechny značky nalepené na pacientově obličeji. K synchronizaci kamer byly použity filmařské klapky a ke kalibraci kamer byla zkonstruována speciální kalibrační klec. Ke zpracování videozáznamu a prostorové rekonstrukci pohybu metodou přímé lineární transformace byl použit software APAS, který byl také použit ke zpracování výsledků. Celkem bylo snímáno 55 jedinců s vlastním chrupem bez snímatelných a větších fixních protetických náhrad.

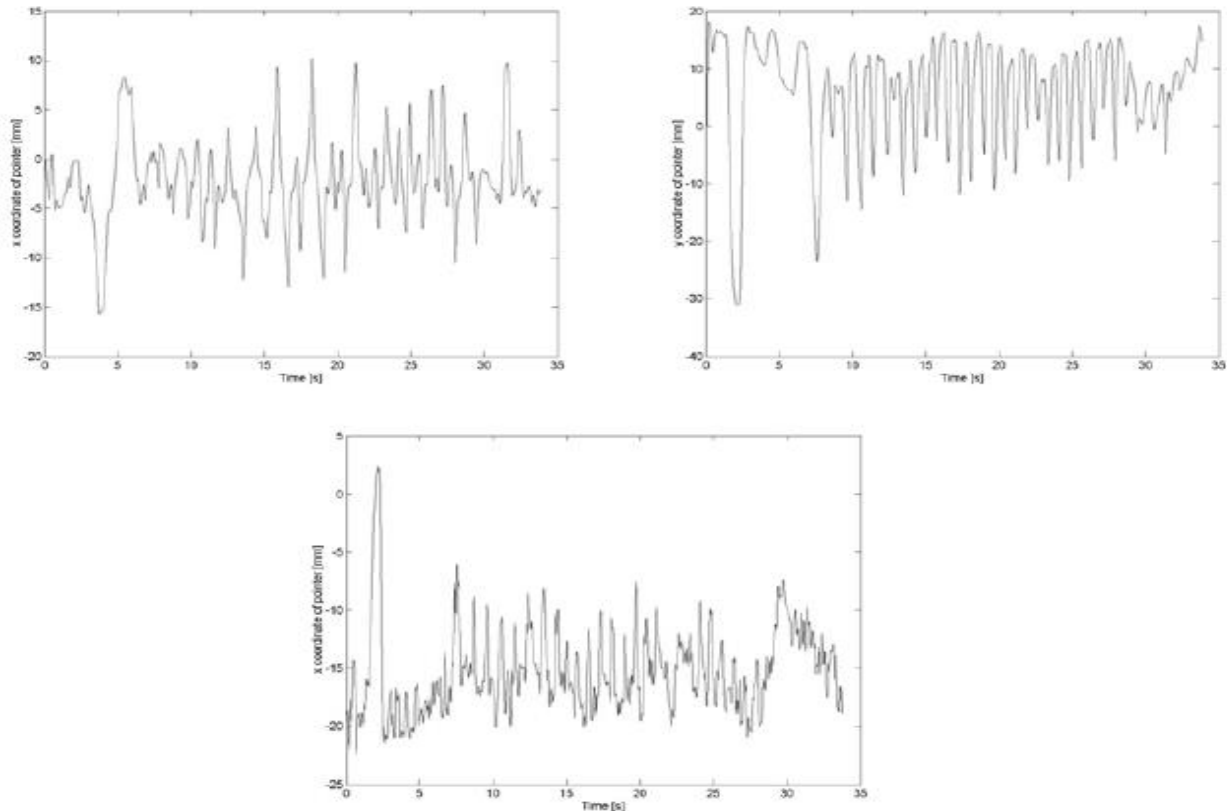


Obr. 3: Celková konfigurace experimentu.

Vlastní experiment probíhal v několika fázích. První fází byla kalibrace videokamer, následovalo umístění kožních značek na pacientův obličej a připevnění snímače pomocí metylmetakrylové pryskyřice na frontální zuby pacienta. Druhou fází bylo snímání snímače mandibuly a kožních značek třemi kamerami, které byly synchronizovány pomocí filmařské klapky. Nasnímané záběry byly zpracovány a vyhodnoceny v systému APAS. Poslední fází popsaného experimentu je statistické vyhodnocení výsledků.

4. ZÁVĚR

Cílem tohoto experimentu je zjištění počtu kontaktů oklusních polí (skousnutí) v průběhu zpracovávání jednoho sousta, amplitudy pohybů při žvýkání a směru pohybu v zavedeném lokálním souřadném systému.



Obr. 4: Příklad pohybu mandibuly při žvýkání u jednoho pacienta v x (mesio-distálním), y (kranio-kaudálním) a z (vestibulo-orálním) směru.

Vzhledem k velkému počtu pacientů a tím i vysoké časové náročnosti potřebné k vyhodnocení všech naměřených údajů nejsou v současné době všechna data zpracována. Získaná data, tj. pohyb mandibulárního snímače v jednotlivých anatomických směrech, budou statisticky zpracovávána jak v rámci jednoho pacienta, tak v rámci celého sledovaného souboru. Výsledkem bude poměr počtu prokusovacích pohybů proti pohybům mediálního tření v rámci jednoho sousta, amplituda pohybů a nejčastější směr prokusovacích pohybů i mediálního tření.

5. LITERATURA

- [1] Prinz, J.F.: *The Cybermous: A Simple Method of Describing the Trajectory of the Human Mandible in Three Dimensions*, J. of Biomechanics, Vol. 30, No.6, 643-645, June 1997, ISSN 0021-9290
- [2] Goodson, J. M., Johansen, E.: *Monographs in Oral Science, Vol. I. Analysis of Human Mandibular Movement*, Kager, Basel 1975
- [3] Lewin, A.: *Electrognathographics: Atlas of Diagnostic Procedures and Interpretation*. Quintessence, Chicago

6. PODĚKOVÁNÍ

Studie byla podporována výzkumným záměrem Interní Grantové Agentury Ministerstva zdravotnictví České Republiky č. 00002377901 a projektem Ministerstva školství č. 21000012.

VYUŽITÍ EEG A BFB PRO NÁVRH A REALIZACI ROZHRANÍ ČLOVĚK-STROJ

Ing.Bohumil Horák, Ph.D., Ing.Tomáš Štula
VŠB – TU Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky
17.listopadu 15, 708 33, Ostrava-Poruba
bohumil.horak@vsb.cz, tomas.stula@vsb.cz

EEG and BFB methods use for design and realization human-machine interface

It's possible to sense a live tissue shock as a very low voltage electrical impulse.Understanding technology of their artefact is a long time used in the diagnostic method area in medicine. Commercial products offer fixate to knowledge state of mind, concentrations, learning of concentrations and such as instrument for training behaviour and concentrations into small children an adults congenital dysfunction evoked the idea to application these biomedical techniques in the human-machine interface developing area. This idea isn't new, nevertheless till this time it isn't extended like a standard method for machine and equipment controlling.Target of this report should be inform interested person about state of present problems with implementation BFB access at human-machine interface creation. It should be also describe a simple design aplication - controlling end navigation a laboratory mobile robot to position.

Keywords: EEG, BFB, HMI (human-machine interface), mobile robot

1. ÚVOD

Princip činnosti EEG a současně zařízení BFB je založen na snímání elektrických signálů z živých tkání elektrodami a po jejich zesílení a zpracování elektronickými obvody zobrazeny na monitoru. Vizualizovaný signál je porovnán s činností, kterou tkáň či jejich skupiny vykonávají a na základě těchto znalostí jsou pomocí zrakové zpětné vazby přenášeny zpět do pacienta. Na základě apriorních znalostí o spektrální reprezentaci mozkové aktivity lze provádět trénink mozkové aktivity a tím sebe samého učit být soustředěn. Průkazné výsledky přináší množství prací především u dětí, kde je teprve dozrávající Centrální nervová soustava značně flexibilní. Jako příklad lze uvést efekt metody u skupiny dětí s různými formami lehké mozkové dysfunkce (LMD). S mimořádným efektem byla tato technika aplikována pro terapii hyperaktivity, poruch pozornosti a specifických poruch učení. V technické oblasti, zaměříme-li se na myšlenku využití této techniky pro ovládní strojů – obdobně jako je tomu např. při ovládní zařízení hlasem či významem slov, je nutno se zaměřit na fundamentální filozofii řízení stroje nebo na skupinu artefaktů, jejichž nezaměnitelnost ve snímaném signálu by umožnila jednoznačný popis k následnému vykonání příslušné funkce stroje. Technika rozhraní člověk-stroj (HMI-Human machine iterface) vychází z technologie BFB. Člověk se pomocí svého myšlení snaží ovládat chování určitého zařízení-stroje, v našem případě mobilního robota. Tedy pomocí vizuální zpětné vazby koordinuje pohyb robota jed' konstatní rychlostí – jed' vyšší rychlostí. Podobně je tomu u klacického EEG Biofeedbacku s tím rozdílem, že se člověk snaží ovládat pomocí svého myšlení počítačovou hru na obrazovce monitoru.

2. TEORETICKÝ ZÁKLAD BIOFEEDBACKU

TECHNIKA BIOFEEDBACK

Technika biofeedback (tedy biologická zpětná vazba) byla poprvé použita v klinické praxi přibližně před dvaceti lety. Jedná se o nebolestivou, neinvazivní, hravou metodu - částečně terapii, částečně trénink a částečně sebeučení. Umožňuje člověku koordinovat mozkovou aktivitu na základě vizuální informační zpětné vazby. Mozková aktivita je reprezentována signály ve frekvenční oblasti. Činnost mozku lze popsat na základě existence signálů odpovídající výskytu v určitém frekvenční pásmu.

Mozková aktivita se dělí do těchto základních kategorií:

1. **DELTA** – (0-4Hz) – vyskytuje se u dětí kolem 4 měsíců stáří a hlavně v hlubokem spánku. Amplituda vlny je $100\mu\text{V}$.
2. **THETA** – (4–8Hz) – amplituda vlny $15\mu\text{V}$. Aktivita THETA a DELTA se objevuje též v určitých spánkových fázích a při hlubokém uvolnění.
3. **ALFA** – (8–13Hz) – nejlepe patrná při zavřených očích a charakteristická těsně před usnutím. Tlumí se otevřením očí a duševní činností. Amplituda vlny je v rozmezí $20\text{--}50\mu\text{V}$ a trvá 80–125ms. Může být značně ovlivněna vůlí.
4. **SIGMA** – (periodicky rytmus s kmitočtem kolem 14Hz) – aktivita se střední amplitudou kolem $30\mu\text{V}$. Vyskytuje se ve stádiu spánku.
5. **BETA** – (13 – 30Hz) – rytmus typický pro soustředění na vnější podněty. Obvykle se netlumí pozorností či zrakovým vjemem. Amplituda vlny je do $30\mu\text{V}$ s dobou trvání 40 – 50ms.

Metoda BioFeedBack stimuluje mozek ke generování mozkových potenciálů o dané frekvenci, charakteristické pro soustředění. Tento stav je narušen např. u poruchy pozornosti nadměrně zvýšenou aktivitou theta a relativně nízkou aktivitou beta. Terapeutický efekt metody spočívá v učení se být soustředěný a vnímavý tedy v udržení pozornosti co nejdéle. Tento stav je důležitý pro čerpání nových informací a jejich následné zapamatování. Technika využívá seberegulující a sebeučící potenciál spontánní mozkové aktivity na základě učení operantním podmiňováním (zpětnou vazbou). Terapie je prováděna formou hry - subjekt se zapojuje myšlením do činnosti a má za úkol hrát videohry, vizualizované na displeji. Aktivita mozku je snímána EEG zařízením a na základě "úspěšnosti" herní aktivity je mozek zpětně informován formou odměny (hra se daří) nebo inhibice (hra se zastaví). Tím je mozek učen optimálnímu způsobu fungování.

FUNKCE BIOFEEDBACKU

Každou sekundu v lidském organismu proběhnou tisíce komplexních biologických procesů, kterých si člověk vůbec není vědom a na jejichž úspěšném naplňování závisí kvalita života i kvalita jeho pokračování. Digitální elektronické monitorovací přístroje pro biofeedback přesně a v milisekundových zlomcích času zaznamenávají ty nejmenší změny biologických procesů probíhajících pod povrchem těla a podávají o nich okamžitou zvukovou, vizuální nebo kombinovanou informaci na displeji přístroje. Tato informace je vodítkem k vědomému ovládní těchto změn.

JEDNOTLIVÉ MODALITY BIOFEEDBACKU

Ustálené používání v klinické i samoučivatelské praxi zahrnuje deset modalit. Každou lze kombinovat s jinou modalitou, případně s použitím audiovizuální sensorické stimulace, pokud taková kombinace přináší vyšší terapeutický účinek.

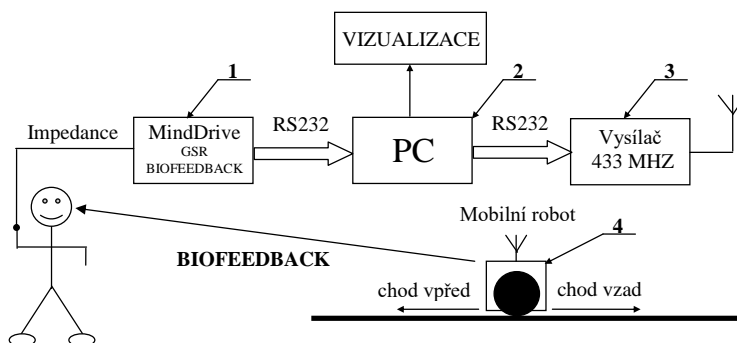
1. trénink s indikací svalového napětí (EMG - biofeedback)
2. trénink s indikací vzorců mozkových vln (EEG - biofeedback)
4. trénink s indikací teploty pokožky (TEMP - biofeedback)
5. trénink s indikací elektrického odporu pokožky (GSR/EDR - biofeedback)
6. trénink s indikací krevního tlaku a rychlosti pulsových vln (BP - biofeedback)
7. trénink s indikací srdečního rytmu (EKT - biofeedback)

3. NÁVRH

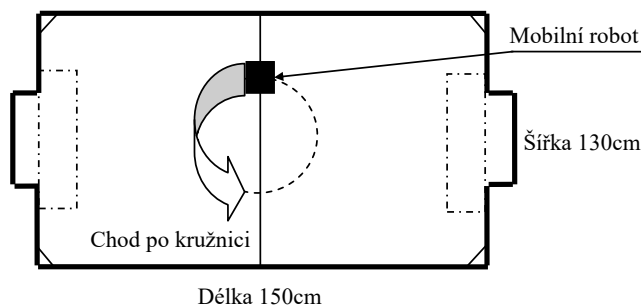
Návrh laboratorní úlohy se skládá z těchto základních bloků (Obr. 1):

1. Zařízení pro snímání elektrického odporu pokožky MindDrive (GSR - biofeedback)
2. PC + aplikační software pro vizualizaci a analýzu signálu ze zařízení MindDrive
3. Bezdrátová komunikační linka pro přenos řídicích povelů k mobilnímu robotu
4. Mobilní robot

Laboratorní úloha se skládá z počítače PC na jehož rozhraní je připojen snímač BFB. Současně je na rozhraní PC připojen vysílač povelů mobilního robotu. Mobilní robot je napájen akumulátory a umožňuje volný pohyb po hrací ploše omezené mantinely (Obr. 2). Programové vybavení rozlišuje stavy, kdy je na snímač BFB připojen člověk, aby bylo zabráněno kolizním situacím při pohybu mobilního robotu bez obsluhy. V případě, že je ke snímači BFB připojen člověk, jsou snímány signály a po jejich zpracování v počítači je dán vysílačem povel mobilnímu robotu ke změně pohybu.



Obr. 1 Základní blokové schéma návrhu řešení

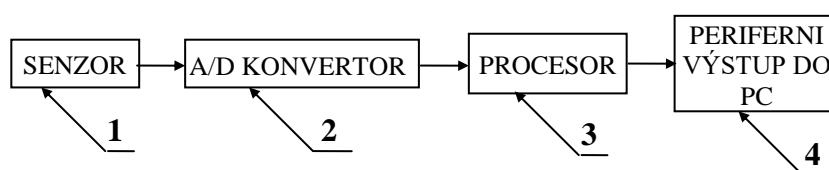


Obr. 2 Hrací plocha s vyznačením pohybu mobilního robotu

Předpokládejme, že je člověk v normálním stavu – nesoustředěný. Mobilní robot se pohybuje po kružnici konstantní rychlostí. Pomocí vizuálního kontaktu a vizuální zpětné vazby se snažíme mobilní prostředek přinutit změnit rychlost pohybu po kružnici. V aplikačním programu se nastaví, jakou mozkovou aktivitu (rytmus) reprezentovanou změnou impedance kůže chceme detekovat, či-li trénovat. Robot zrychlí pohyb po kružnici v okamžiku, kdy jeho mozek začne generovat tento rytmus. Naopak, dojde-li k zániku tohoto rytmu, mobilní prostředek zpomalí na původní rychlost. Tímto způsobem může člověk koordinovat svou mozkovou aktivitu na základě vizuální informační zpětné vazby tak, aby byl soustředěný.

1. POPIS PŘÍSTROJE BIOFEEDBACK – MINDDRIVE

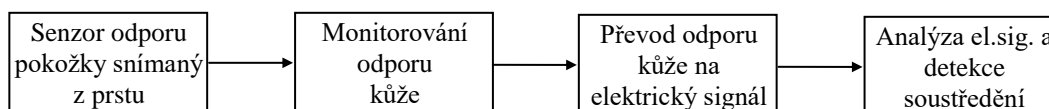
Tento přístroj je založen na metodě GSR. Tedy na metodě, která využívá změny odporu pokožky v závislosti na aktivitě mozku. Blokové schéma MindDrivu je na Obr. 3 U jednotlivých blokových schémat jsou znázorněny vstupní a výstupní kroky čísly. Popis důležitých kroků je popsán v následujícím textu.



Obr. 3 Základní blokové schéma MindDrivu

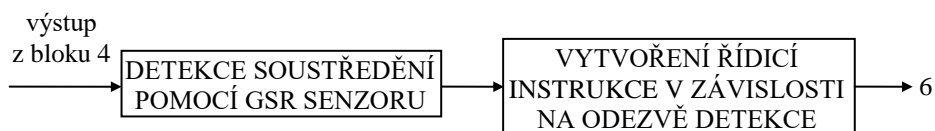
Popis jednotlivých částí blokového schématu MindDrivu :

1. Blok označený jako senzor slouží ke snímání změn odporu pokožky. Připevňuje se na prostředníček nebo ukazováček nedominantní ruky.
2. Blok A/D konvertor slouží ke konverzi analogového signálu na datový tok. Konkrétní A/D konvertor je v MindDrivu použit DAQi250.
3. Procesor je hlavní část MindDrivu. Z přijatých signálů vybírá ty, které jsou známkou soustředění - tedy vybírá užitečný signál.
4. Periferní výstup do PC se provádí přes sériové rozhraní RS 232.



Obr. 4 Blokové schéma ilustrující metodu snímání a analýzu signálu

Blokové schéma Obr. 5 znázorňuje metodu měření soustředění při změně odporu pokožky. V okamžiku detekce soustředěného stavu se generuje jedna nebo více řídicích instrukcí pro periferní zařízení (sig.6).



Obr. 5 Blokové schéma ilustrující metodu detekce soustředění

2. POUŽITÁ KONFIGURACE PC A OPERAČNÍHO SYSTÉMU

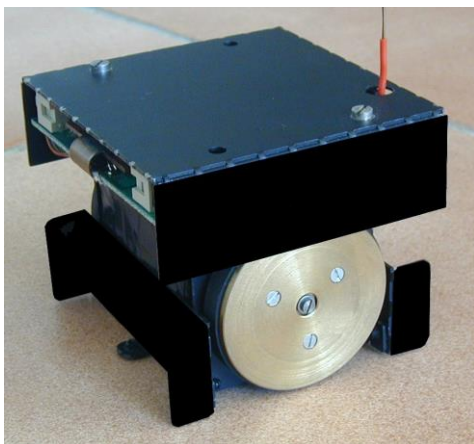
PC Intel Pentium 4 – 1.7GHz, 512MB RAM, 80GB HDD, grafická karta ATI Radeon 7500. Použitý operační systém na platformě WIN32-Windows XP. Aplikační program vytvořen v programovacím prostředí Microsoft visual C++ 6.0.

3. BEZDRÁTOVÁ KOMUNIKAČNÍ LINKA

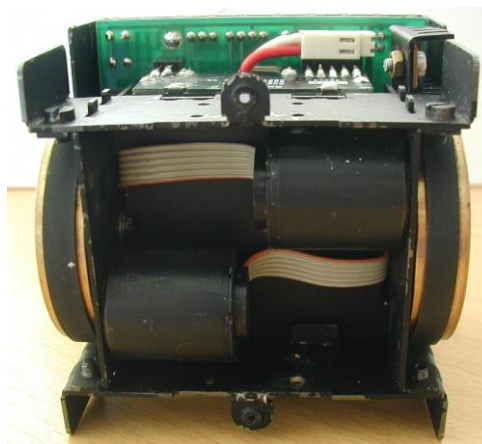
Pro jednosměrný přenos řídicích povelů k mobilnímu robotu je použito bezdrátového vysílacího a přijímacího modulu Radiometrix TX2 a RX2. Komunikace probíhá na homologovaném kmitočtu 433MHz, jež je v Evropě vyhrazen pro přenos telemetrických přenosů. Moduly TX2 a RX2 tvoří pár vysílač a přijímač pro jednoduchou implementaci datového spojení v pásmu UHF do rychlosti 40kbit/s na vzdálenosti 75 metrů v budovách a 300 metrů v otevřeném prostoru. Dosah modulů závisí na druhu použité antény. Dostačující variantou se jeví použití drátového dipólu celkové délky 16 cm tedy 1/4 vlnové délky na frekvenci 433MHz. Moduly jsou vyrobeny na miniaturním plošném spoji.

4. MOBILNÍ ROBOT

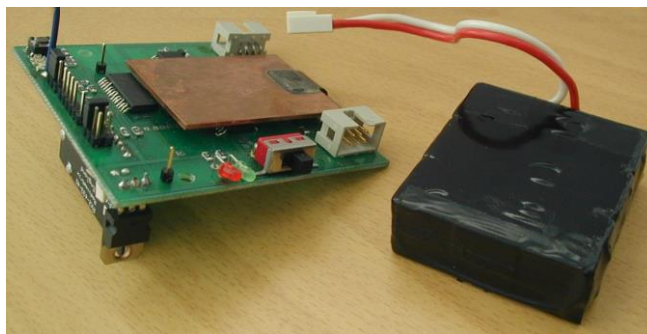
Robot je široký 75mm, vysoký 75mm a dlouhý 75mm. Je poháněn dvěma stejnosměrnými mikromotory Faulhaber SR 2224R006 o výkonu 4,05 W (8000ot./min. – max.otáčky) s integrovaným magnetickým snímačem otáček s rozlišením 512 impulzů/otáčku. Otačivý pohyb motoru je přenášen přes jednotlivé převodové ústrojí na dvě postranní kolečka o průměru 47mm. Mobilní prostředek je napájen z baterie sestávající se z 9 NiMH pryzmatických článků o celkovém napětí 10.8V a kapacitě 880mAh. Robot dosahuje maximální rychlosti 2,5 m/s s maximální akcelerací 5 m/s². Elektronická část robota je tvořena základní deskou (Obr. 8). Ta je osazena řídicím mikrokontrolerem PIC16F876-20/SU v provedení SMD. Jedná se o 8bitovou architekturu pracující rychlostí 20MHz-5mips. Kontroler disponuje 8KB flash pamětí a 256byte RAM. Mikrokontroler lze programovat pomocí programátoru mimo i v aplikaci. Pro regulaci otáček je použito PID regulátoru v integrovaném provedení LM629-SMD. Tento regulátor je opatřen speciálním vstupem, na který lze připojit snímač otáček přímo z mikromotoru. Vzorkovací frekvence PID regulátoru je 1ms. Příjímací část bezdrátové komunikace tvoří radiomodul Radiometrix RX2-433MHz. Celá elektronická řídicí část robota pracuje v TTL logice. Výkonové buzení motorů obstarává budič L298-SMD. Motory jsou buzeny PWM signálem - či-li šířkově modulovaným signálem. Základní firmware tvoří aplikační program pro příjem řídicích povelů z PC, dále pro regulaci otáček hnaných koleček a pro výkonové buzení stejnosměrných mikromotorů.



Obr. 6 Mobilní robot



Obr. 7 Pohled na podvozek s motory



Obr. 8 Základní deska robota s akumulátorem

4. ZÁVĚR

Obsahová náplň projektu FRVŠ 1734, tak jak jsou výše dílčí výsledky publikovány, předpokládá práci ve třech úrovních. Nastudování problematiky, návrh řešení a jeho laboratorní realizaci. Současný stav odpovídá rozpracovanosti řešení na stupni, kdy byla problematika nastudována do úrovně, z níž je možno si udělat obraz o potřebě technické podpory a je možno rámcově navrhnout měřicí a informační řetězce výsledné realizace. V laboratoři byl sestaven řídicí počítač s bezdrátovou komunikační linkou pro ovládání pohybových funkcí malého laboratorního mobilního robota. Mobilní robot s dvoukolým poháněným podvozkem a opěrnými ploškami je napájen akumulátorem, což mu umožňuje úplnou pohybovou volnost po ploše ohraničené mantinely. Snímací zařízení BFB je k počítači připojeno k rozhraní RS232 a reaguje na stavy změny vodivosti pokožky.

V současnosti je odladěno programové vybavení nadstavby ovládání pohybů robota a přenosu dat k robotu. Je vytvořen firmware robota. Je připravováno programové vybavení, které umožní demonstrovat základní principy ovládání pohybu robota technikou BFB a tyto zahrnout do přednášek a praktických cvičení zaměřených Lékařské diagnostické přístroje (LDP) a Lékařské terapeutické přístroje (LTP). Tento soubor programů by měl umožňovat nejen podporu spolupráce zařízení BFB s PC a robotem, ale také umožňovat snímané signály archivovat, umožňovat jejich automatizovanou analýzu na artefakty a k nim zpárované parciální pohyby robota.

5. LITERATURA

- [1] Chmelař, M.: *Lékařská přístrojová technika I.*, fakulta elektrotechniky a informatiky VUT, Brno 1995
- [2] Mohylová, J.: Využití číslicového zpracování signálu EEG pro lokalizaci epileptického ložiska, doktorská práce VŠB-TU Ostrava, 1999
- [3] Nevřiva, P. : *Analýza signálů a soustav*, Ben Technická literatura, Praha 2000
- [4] Svatoš, J. : *Biologické signály I*, ediční středisko ČVUT, Praha 1995
- [5] Svárovský, J.: Využití metod Bio-Feed-Back pro ovládání laboratorního robota, diplomová práce VŠB-TU Ostrava, 2001
- [6] Biofeedback institut, Asociace pro aplikovanou psychofyziologii a biofeedback ČR, <http://www.eegbiofeedback.cz>
- [7] Šelong, D.: Měření polohy a navádění do polohy laboratorního robota. Diplomová práce, VŠB-TU Ostrava, Ostrava, 2001.

VÝVOJ TOTÁLNÍ NÁHRADY MEZIOBRATLOVÉHO KLOUBU

Ing. Zdeněk Horák, Ing. Jana Koukalová, Doc. Ing. Jiří Michalec CSc., Ing. Michal Petržela,
Ing. Jaroslav Vtípil Ph.D.

*Laboratoř biomechaniky člověka, Ústav mechaniky, Fakulta strojní, ČVUT v Praze;
Technická 4; 166 07 Praha 6*

Abstrakt:

Práce pojednává o vývoji nového typu totální náhrady meziobratlového kloubu dle požadavků klinické praxe. Nový typ náhrady byl vyvinut v Laboratoři biomechaniky člověka Fakulty strojní ČVUT v Praze na základě mnoha úvodních výpočtů a konsultací s odborníky v oblasti páteřní chirurgie. Tento byl koncem roku 2002 zapsán úřadem průmyslového vlastnictví ČR jako průmyslový vzor č. PUV 2002-13504.

Vývoj nového typu náhrady vyžadoval skloubení mnoha různých parciálních výzkumů a přístupů. Jedním ze základních stavebních kamenů je aplikace metody konečných prvků (MKP). Pomocí této metody bylo modelováno několik vývojových typů náhrad. Na základě výsledků nakonec byly vybrány nejvhodnější varianty na jejichž základě jsou vyráběny první prototypy určené pro mechanické testování.

V současné době probíhá výroba prototypů náhrad a jsou připravovány laboratorní mechanické zkoušky. Vývoj nového typu náhrady meziobratlového kloubu zdaleka není ještě ukončen. Na základě numerických analýz se ukazuje, že nový typ náhrady splňuje požadavky na něj kladené a to bez vzniku nových omezení.

Klíčová slova: páteř, implantát, meziobratlový kloub, metoda konečných prvků

KONŠTRUKCIA TESTOVACIEHO ZARIADENIA NA ZISŤOVANIE BIOMECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ KOŽNÝCH INCÍZIÍ

Ing. Radovan Hudák¹, Ing. Teodor Tóth¹, prof. Ing. Jozef Živčák, PhD.¹,
doc. RNDr. Ján Sabo, CSc.²

¹Technická univerzita Košice
Strojnícka fakulta
Ústav špeciálnych technických vied
Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva
Letná 9, 042 00 Košice, Slovensko

²Univerzita Pavla Jozefa Šafárika v Košiciach
Lekárska fakulta
Ústav lekárskej biofyziky
Trieda SNP 1, 040 66 Košice, Slovensko

Radovan.Hudak@tuke.sk, Teodor.Toth@tuke.sk, Jozef.Zivcak@tuke.sk,
grosiar@central.medic.upjs.sk

Tester construction for examination of the biomechanical properties of skin sutures

There are more possibilities wide-spread, how to find out mechanical properties of skin wound created by surgeon incisions. Most often performed experiments used to be on molecular, respectively on cellular level, by fluorimetric or histopathological examinations. As the addition of the mentioned examinations appears to be convenient to perform biomechanical tensile tests also on tissue level by means of tensile strength tester. According to requirements resulting from the prepared biomechanical experiments, specific shredder was constructed. Its particularity rests in its arrangement for tension of excised skin samples.

Designed and then constructed device consist of mechanical and electrical parts, and right importance was also given on data processing and analysis. Original system solving uses commercially available components and modules (sensor, interface), above mentioned data processing and analyzing is realized by means of MATLAB software.

Keywords: tensile strength testing, skin sutures

1. ÚVOD

Navrhovanie testovacieho zariadenia pozostávalo z viacerých fáz, ktoré zahŕňali zhromažďovanie informácií o jednotlivých jeho častiach, analýzu súčasného stavu v danej problematike, návrh riešenia a nakoniec samotnú konštrukčnú realizáciu a testovanie.

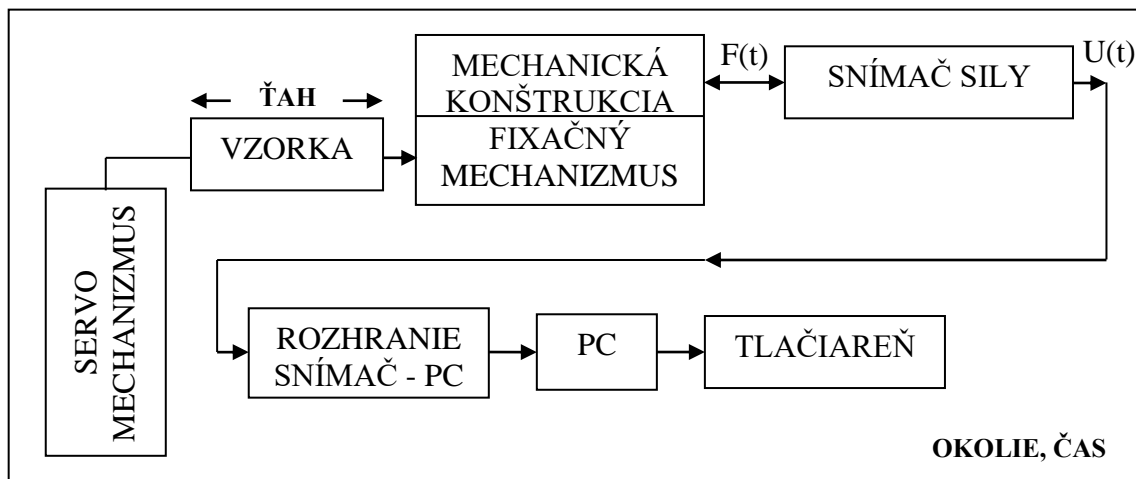
Konečná podoba systému pozostáva z mechanických a elektrických prvkov a subsystémov, ktoré vhodnou kombináciou a konštrukciou vytvárajú originálne a špecifické zariadenie.

Špecifickosť zariadenia spočíva v jeho usporiadaní pre trhanie excidovaných vzoriek kože potkana z rodu Sprague – Dawley, na ktorých sa v strede nachádzajú priečne kožné suturované incízie. Pred excidovaním kože bude na chrbte jedna z incízií podrobená biostimulácii pomocou nízkych intenzít laserového žiarenia. Cieľom experimentu bude zistiť vplyv spomenutej biostimulácie na hojenie kožných incízií.

Jednotlivé časti trhacieho testovacieho zariadenia až po jeho testovanie sú bližšie charakterizované v nasledujúcich bodoch.

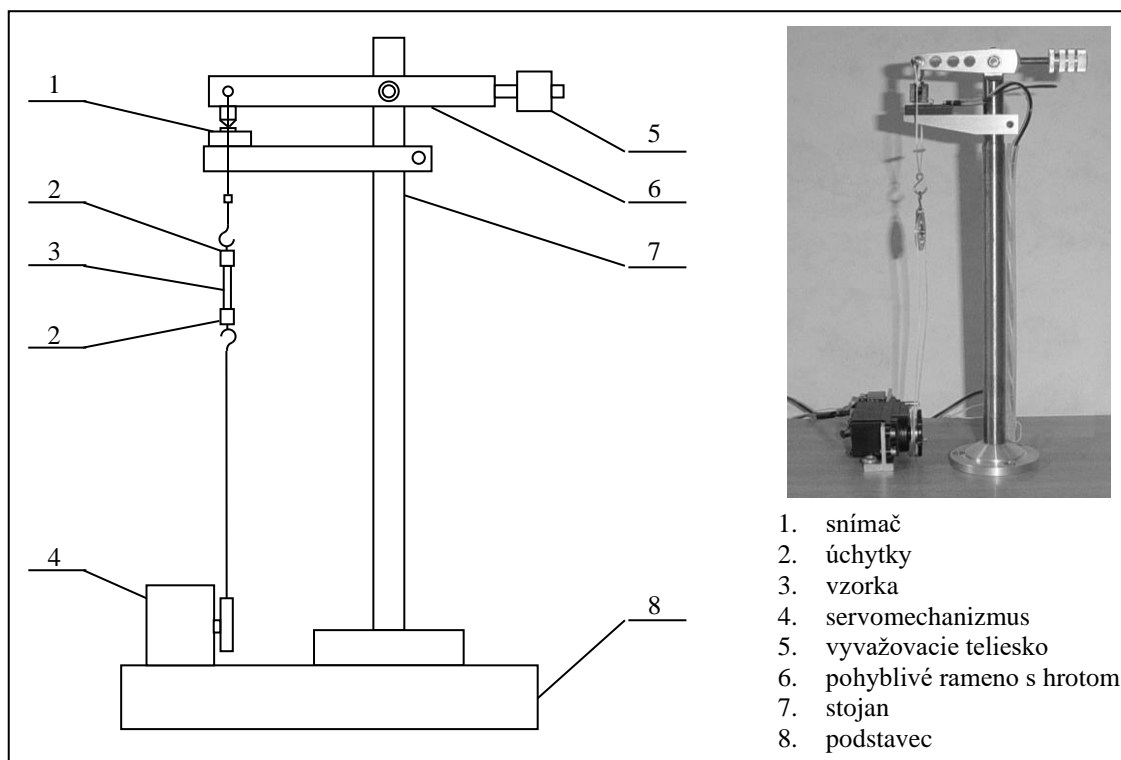
2. KONŠTRUKCIA A PRVKY TRHACIEHO SYSTÉMU

Orientáciu pri navrhovaní trhacieho systému udáva okrem iných parametrov najmä vstupná a výstupná veličina, ktorými boli v našom prípade sila a napätie (Obr. 1). Klasickým výstupom trhacích zariadení je graf závislosti napätie – deformácia ($\sigma - \epsilon$), avšak z hľadiska účelu využitia tohto systému (porovnanie maximálnych hodnôt sily pri roztrhnutí kožných incízií medzi dvoma vzorkami) bolo postačujúce získať časový priebeh sily [2, 3, 5, 7].



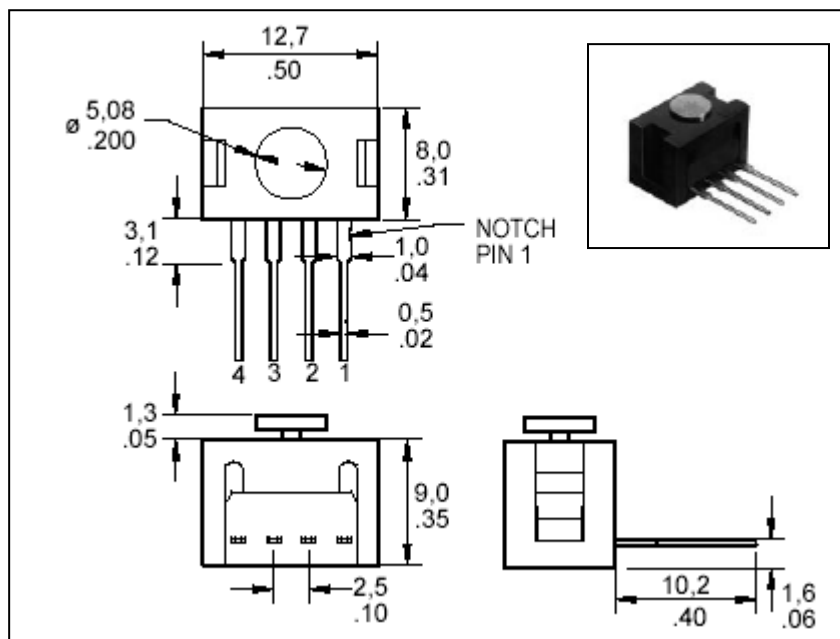
Obr. 1: Merací reťazec trhacieho systému so znázornením jednotlivých prvkov.

Najdôležitejším prvkom mechanickej časti je stojan s pohyblivým ramenom (obr.2), ktoré hrotom na jeho konci pôsobí na akčný element piezoelektrického snímača [9].



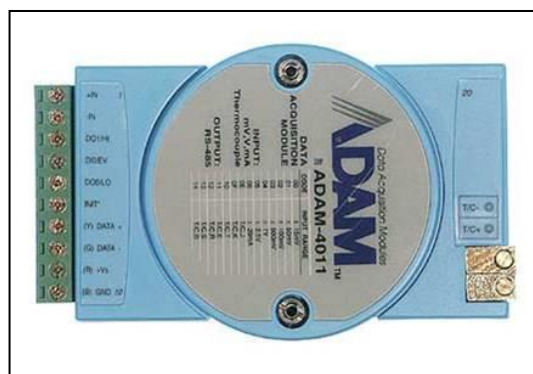
Obr. 2: Schéma mechanickej časti trhacieho systému

Vzhľadom na charakter výstupného signálu a jeho interpretáciu pri uvažovaní požiadaviek na snímací element (rozsah, citlivosť, rozmery), sme vybrali piezoelektrický snímač sily FSG15N1A od firmy Honeywell (Obr. 3), [9].



Obr. 3: Schematické znázornenie snímača sily od firmy Honeywell

Ako rozhranie snímač – PC sme sa rozhodli na základe analýzy viacerých možností (μ Meter, karta AD 612, ...) [10] použiť inteligentný modul ADAM od firmy Advantech. ADAM 4011 (Obr. 4) je analógový vstupný modul využívajúci mikroprocesorom riadený integrovaný A/D prevodník, na prevod napätia, prúdu a teploty na digitálne dáta. Moduly ADAM sa môžu pripojiť a komunikovať so všetkými počítačmi a terminálmi. Využívajú prenosový štandard RS – 485 a komunikujú pomocou 10 rôznych príkazov formátu ASCII, čo značí, že môžu byť programované pomocou rôznych programovacích jazykov [1].

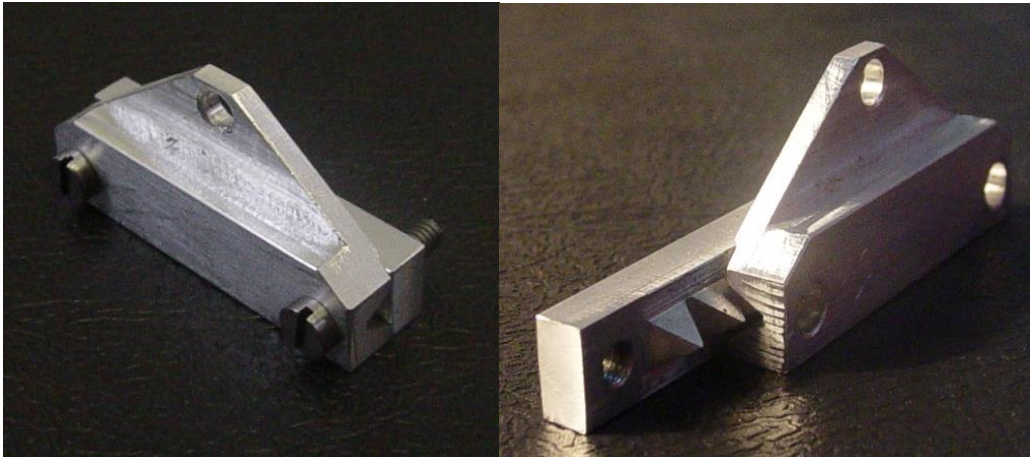


Obr. 4: ADAM 4011

Fixačné mechanizmy na uchytávanie mäkkých tkanivových štruktúr pri ťahových skúškach musia spĺňať určité požiadavky, ku ktorým patrí:

- jednoduchosť manipulácie a aplikácie,
- chemická a fyzikálna stálosť,
- eliminácia strižných a šmykových síl v mieste uchopenia.

Výsledok (Obr.5) pri navrhovaní originálneho fixačného mechanizmu ovplyvnila aj požiadavka na minimálnu hmotnosť, aby sa zamedzilo zaťažovaniu sutúry pred samotným ťahom.



Obr. 5: Fixačný mechanizmus

Na dosiahnutie zvislej ťahovej sily sme použili servomechanizmus s napájaním $\pm 3V$ a rozsahom výstupnej sily 0 ± 3 kg.

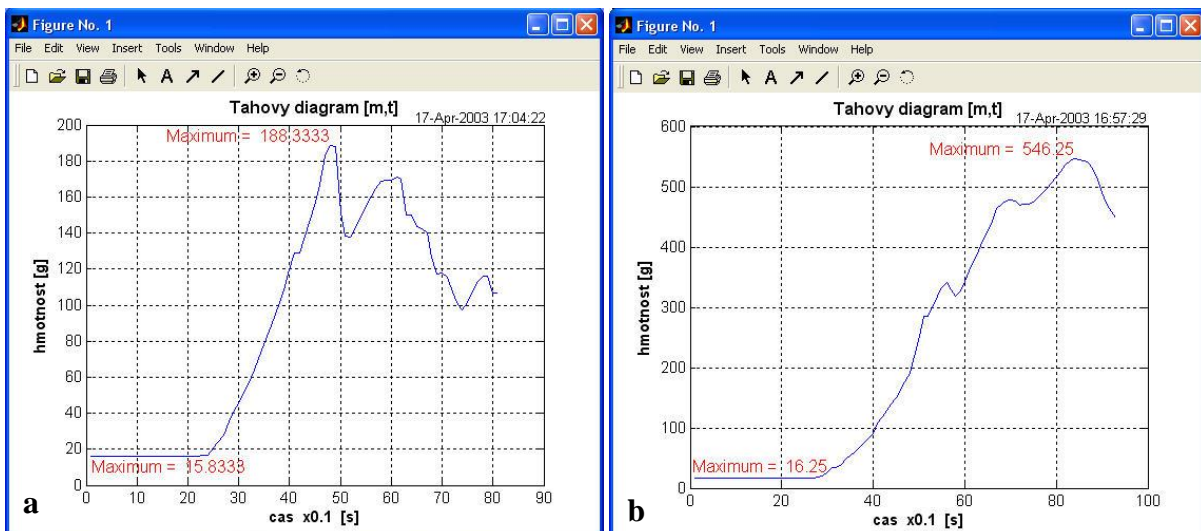
3. SPRACOVANIE A ANALÝZA ÚDAJOV

Prenos údajov do PC z prevodníka sme riešili cez sériový port, kde elektrické charakteristiky vstupov a výstupov sú dané normou RS-232.

Použitie sériového portu prináša viaceré výhody aj pre jednoduché merania, akým je aj meranie ťahovej sily:

- port je veľmi bezpečný proti neúmyselnému zničeniu,
- prístroje je možné pripájať a odpojať pri zapnutom počítači,
- napájacie napätie je pre jednoduché zariadenia možné odberať priamo zo sériového portu.

Softvérovo je spracovanie a analýza údajov riešená pomocou programu Matlab, s využitím príkazov pre komunikáciu cez sériový port. Dáta sa ukladajú z pracovného prostredia do vopred definovaného súboru, ďalším výstupom je graf závislosti sily na čase F-t, resp. hmotnosti na čase m-t (Obr. 6).



**Obr. 6: Grafický výstup závislosti m-t v programe Matlab,
a) neožarovaná vzorka, b) ožarovaná vzorka**

4. ZÁVER

Požiadavky lekárskej praxe na technické riešenia adresované biomedicínskym inžinierom sa začali stávať samozrejmosťou.

Úloha navrhnúť a skonštruovať zariadenie uspôbené na ťah kožných sutúr prišla z Ústavu lekárskej biofyziky na lekárskej fakulte UPJŠ v Košiciach.

Možnosť pracovať na takomto systéme overila našu schopnosť okamžite reagovať na potreby praxe realizačným výstupom vo forme originálneho a špecifického trhacieho zariadenia.

Výsledok našej práce tiež potvrdil našu schopnosť využívať rôzne komerčné prvky, ich kombináciu a konštrukčnú implementáciu do vlastných riešení.

Testovanie ťahového zariadenia ukázalo určité nedostatky fixačného mechanizmu (vyšmykovanie vzorky, resp. jej perforácia v mieste uchytania) a servomechanizmu (nevychovujúca rýchlosť navíjania), čo malo za následok viaceré etáp navrhovania a vzniklo niekoľko variantných riešení, ktoré dané problémy čiastočne vyriešili. Ich úplné odstránenie bude možné po ďalších pripravovaných experimentoch.

Riešenie spracovania nameraných hodnôt a ich následnej analýzy je vyhovujúce, prípadné ďalšie úpravy bude možné definovať a realizovať takisto až po vykonaní viacerých skúšobných experimentoch, ktoré overia trhacie zariadenie na jeho dlhodobé experimentálne používanie.

5. LITERATÚRA

- [1] ADAM 4000 SERIES, Data Acquisition Modules, User's Manual, Advantech, April 1994, Part No. 2000000020, 3rd edition
- [2] Edsberg, L.E., Mates, R.E., Baier, R.E., Lauren, M.: *Mechanical characteristics of human skin subjected to static versus cyclic normal pressures*, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 36 No.2, April 1999
- [3] Hudák, R., Živčák, J., Molčányi, T., Molčányi, M.: *Mechanical Properties of the Human Skin from Amputated Leg*, Acta Mechanica Slovaca, 1/2001, ISSN 1335-2393, pp. 119-128
- [4] Stadler, I., Lanzafame, R.J., Evans, R., Narayan, V., Dailey, B., Buehner, N., Naim, J.O.: *830-nm Irradiation Increases the Wound Tensile Strength In a Diabetic Murine Model*, Lasers in Surgery and Medicine 28, 220-226, Wiley – Liss, Inc., 2001
- [5] Valenta, J.: *Biomechanika*, Academia, Praha, 1985
- [6] Živčák, J., Hudák, R.: *Biomechanizmy*, Grafotlač Prešov, 2001, ISBN 80 – 89040 – 06 – 3
- [7] Živčák, J., Molčányi, T., Tóth, T., Hudák, R., Raši, R.: *Biomechanické pomery pri fraktúrach kostí*, Acta Mechanica Slovaca 2/2002, Ročník 6., ISSN 1335-2393, pp. 103-111
- [9] www.honeywell.com, 19.2. 2003
- [10] www.bmc.de, 19.2.2003

POUŽITÍ FONOKARDIOGRAFIE PRO MĚŘENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY

Ing. Martin Jelínek, Ing. Josef Dobeš CSc.*, MUDr. Ing. Lubomír Poušek MBA

České vysoké učení technické v Praze, Ústav biomedicínského inženýrství,
Žitná 4, 166 36 Praha 6

* České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra radioelektroniky,
Technická 2, 166 27 Praha 6

jelinek@ubmi.cvut.cz, dobes@fel.cvut.cz, pousek@ubmi.cvut.cz

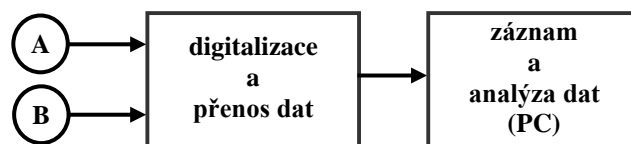
The Phonocardiography in the Pulse Wave Velocity Measurement

A blood pulse wave velocity (PWV) in human arterial tree can be determined using of correlation analysis of phonocardiographic records. Data processing consists of two fundamental phases. These are data acquisition and data analysis. For the data acquisition the phonocardiographic transducers were used (electronic stethoscopes with a data output). This way of the data acquisition is purely non-invasive. There are two phonocardiographic signals needed at minimum for the pulse wave velocity estimation. All signals have to be measured simultaneously at different locations on the human body. Data digitising and data transfer to the computer terminate the data acquisition point. Data analysis is the next step of the data processing. The analysis may be divided into several parts: 1) identification of parasitic signals 2) filtration of acquired signals, 3) pulse wave velocity estimation using of correlation analysis. An influence of the breathing is the most common disturbance of biological signals. The filtration was realised by band-pass filter. Pulse wave velocity was estimated using correlation analysis of phonocardiographic records.

Keywords: Pulse Wave Velocity, Pulse Wave, Phonendoscope, Phonocardiography

1. ÚVOD

Cílem této práce je stanovení rychlosti šíření pulzní vlny v cévním řečišti člověka s využitím běžně dostupného lékařského vybavení standardní zdravotnické ordinace. Hlavním účelem, proč je měření rychlosti šíření pulzní vlny prováděno, je zjištění kondice cévního řečiště člověka. Rychlost šíření pulzní vlny v arteriálním řečišti člověka byla v této práci stanovena pomocí analýzy fonokardiografických (FKG) signálů. Tyto signály byly snímány vždy na dvou různých místech lidského těla, např. současně na srdci a levé krční tepně, viz blokové schéma na obr. 1.



Obr. 1: Blokové schéma měřicího systému (A, B – snímače)

Pro snímání signálů byly použity elektronické stetoskopy s datovými výstupy, které byly vybaveny regulací úrovně výstupního signálu a filtračními členy s nastavitelnou horní mezní frekvencí (200 Hz / 2000 Hz). Snímané signály byly v reálném čase digitalizovány a ukládány

do počítače. Následným zpracováním naměřených dat a jejich vzájemnou korelační analýzou, realizované prostřednictvím softwarového vybavení Matlab[®], byla stanovena rychlost šíření pulzní vlny, resp. vzájemné časové zpoždění signálů, ze kterého byla rychlost šíření pulzní vlny vypočtena.

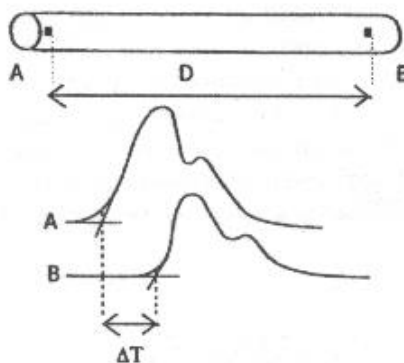
2. PULZNÍ VLNA

V průběhu srdeční systoly je levou srdeční komorou vypuzen do aorty malý objem krve, který má však vyšší tlak a počáteční rychlost, než jsou klidové ustálené hodnoty tlaku a rychlosti proudění krve v tepenném řečišti. Důsledkem toho se tedy začne tepenným řečištěm šířit tlakový pulz. Vlivem elastických vlastností arteriálních stěn dochází k dočasným krátkodobým změnám průměrů cév (distanze tepen). Zvětšení průměru cévy lze dobře zaznamenat především na periferním cévním systému pomocí pletysmografických metod, jako tzv. objemovou pulzní vlnu. Průběh objemové pulzní vlny je uveden na obr. 2. Šíření tlakového pulzu krví, směrem od srdce k perifériím, působí lokální zvýšení tlaku krve. Takováto lokální změna tlaku je nazývána tlakovou pulzní vlnou. Tuto pulzní vlnu lze zaznamenat především měřením tlaku krve uvnitř cévního řečiště, pomocí speciálních tlakových snímačů zavedených přímo do tepny. Rychlost, kterou se šíří tlakový vzruch krví je nazýván proudovou pulzní vlnou. Tato vlna může být zaznamenána prostřednictvím různých typů průtokoměrů, které však musí být aplikovány přímo na povrchu dané tepny. Uvedené metody měření pulzní vlny jsou ve většině případů metodami invazivními. Výjimkou jsou pouze pletysmografické metody pro snímání objemové pulzní vlny.

Tato nevýhoda je v této práci odstraněna použitím neinvazivního způsobu snímání průběhu pulzní vlny pomocí elektronických fonendoskopů. Touto fonokardiografickou metodou lze provádět měření na všech tepnách, které jsou alespoň lokálně umístěny přímo pod povrchem těla, tj. na všech tepnách, které lze napalповat.

3. MĚŘENÍ A ANALÝZA

Aby bylo možné stanovit rychlost šíření pulzní vlny v cévním řečišti, je nezbytné nejprve určit časový interval potřebný k přenosu této pulzní vlny v cévním řečišti od jednoho měřicího bodu k druhému. V našem případě byly jako měřicí lokality zvoleny oblast srdečního hrotu a levá krční tepna (levá krkavice). Srdce jakožto zdroj pulzní vlny, krkavice z důvodů snadné dostupnosti. Volba měřicích bodů je adekvátní cílům této práce, tj. ověření aplikovatelnosti zvoleného způsobu snímání pulzní vlny při stanovování rychlosti šíření



pulzní vlny v cévním řečišti člověka.

Obr. 2: Princip stanovení rychlosti šíření pulzní vlny v tepně (objemová pulzní vlna)

Pulzní vlna postupující cévním řečištěm, směrem od srdce k perifériím, je vlivem odrazů a nelineárních vlastností prostředí, kterým se šíří, tvarově modifikována. Principální postup stanovení časového zpoždění průchodu pulzní vlny mezi dvěma měřicími body je znázorněn na obr. 2 (pro větší názornost je zde použito průběhu objemové pulzní vlny). Měřicí body jsou označeny písmeny A a B. Vzájemná vzdálenost měřících bodů D odpovídá délce trajektorie, kterou urazí pulzní vlna uvnitř artérie z místa A do místa B za časový úsek ΔT . Signály byly snímány současně ze dvou lokalit. Jako snímače signálu byly použity dva elektronické stetoskopy s datovými výstupy. Úrovně zesílení výstupních signálů byly u použitých snímačů regulovatelné, dle konkrétních potřeb dané měřené lokality. Frekvenční rozsah použitých snímačů je od 20 Hz do 200 Hz / 2000 Hz (dle nastavení vstupních filtrů snímačů). Při všech měřeních byl použit frekvenční rozsah vstupních filtrů 20 Hz – 2000 Hz.

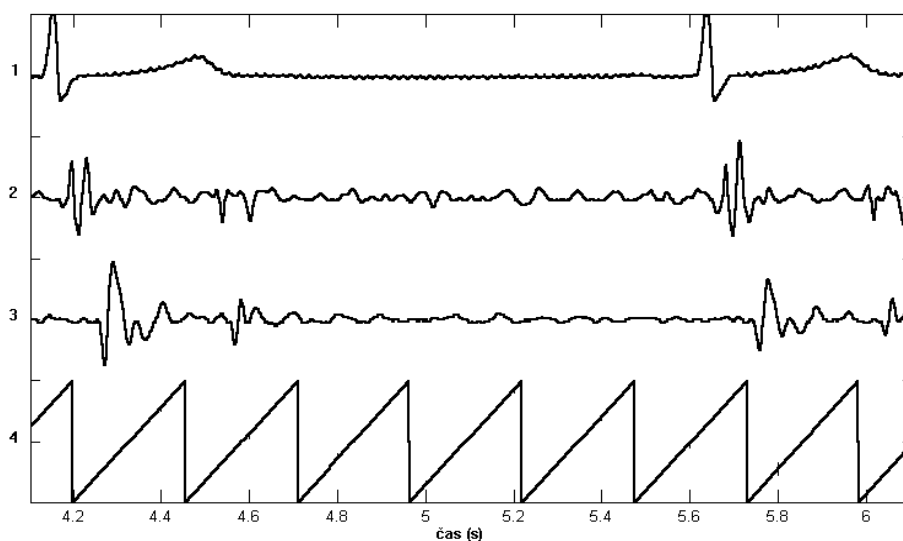
Pokud jsou známy hodnoty D a ΔT může být výpočtem stanovena rychlost šíření pulzní vlny (PWV).

$$PWV = \frac{D}{\Delta T} \quad (m \cdot s^{-1}, m, s) \quad (1)$$

Vzdálenost D je změřena běžným pásovým délkovým měřidlem na povrchu lidského těla tak, aby naměřené hodnoty co možná nejvíce odpovídaly skutečné délce tepny v daném měřeném úseku. Důležitá je tedy znalost anatomie lidského těla osobou, která měření vzdálenosti D provádí. Časové zpoždění ΔT je zde určováno ze dvou naměřených fonokardiografických signálů, viz obr 3, průběhy 2 a 3. Stanovení vzájemného časového zpoždění mezi naměřenými fonokardiogramy bylo realizováno pomocí průběhu vzájemné korelační funkce (viz obr. 4) těchto dvou fonokardiogramů, viz (2).

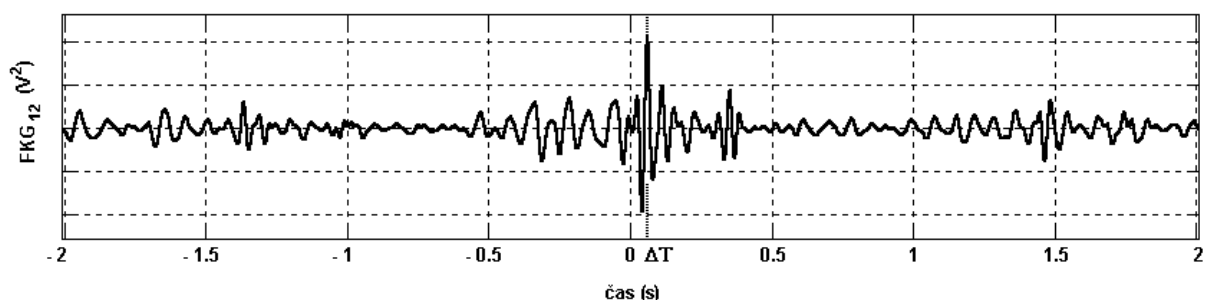
$$FKG_{12}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T FKG_2(t + \tau) \cdot FKG_1(t) \cdot dt \quad (V^2, V, V) \quad (2)$$

Fonokardiografické signály FKG_1 (fonokardiogram srdečního hrotu) a FKG_2 (fonokardiogram levé krční tepny) byly před korelační analýzou filtrovány číslicovou pásmovou propustí typu FIR s mezními frekvencemi $f_d = 0.5$ Hz, $f_h = 45$ Hz. Dále byla provedena jejich normalizace podle příslušných maximálních hodnot.



**Obr. 3: Ukázka naměřených průběhů
(1 – EKG, 2 – FKG srdce, 3 – FKG levá karotida, 4 – kontrolní signál)**

Ukázka průběhu vzájemné korelační funkce, vypočtené podle (2), je uvedena na obr. 4. Jedná se pouze o výsek vzájemné korelační funkce.



Obr. 4: Ukázka průběhu vzájemné korelační funkce $FKG_{12}(\tau)$

Príslušné zpoždění ΔT je stanoveno jako vzdálenost maxima vypočteného průběhu vzájemné korelační funkce FKG_{12} od nuly, viz obr. 4. Hodnota ΔT je určována jednotlivě pro každé měření.

4. VÝSLEDKY

Měření byla provedena na čtyřech osobách (jedna žena, tři muži) ve věku od 21 do 25 roků. U těchto osob nebylo v době měření známo žádné onemocnění ovlivňující činnost srdečně cévního systému. Naměřené a vypočtené hodnoty jsou uvedeny v tab. 1. Veškerá měření byla provedena pouze v oblastech srdečního hrotu a levé krční tepny.

	věk	pohlaví	PWV ($m \cdot s^{-1}$)	D (cm)	umístění
1	21	žena	3,29	23	srdce – levá krkavice
2	24	muž	3,80	31	srdce – levá krkavice
3	25	muž	4,34	27	srdce – levá krkavice
4	25	muž	10,23	23	srdce – levá krkavice

Tab. 1: Tabulka naměřených a vypočtených hodnot

Vzdálenost měřicích bodů, přibližně odpovídající délce artérie mezi danými body, byla od 23 cm do 31 cm. Z naměřených FKG průběhů bylo korelační analýzou stanoveno odpovídající časové posunutí ΔT . Z hodnot vzdálenosti D a času ΔT byla vypočtena rychlost šíření pulzní vlny PWV , která se pohybovala v rozmezí od $3,29 m \cdot s^{-1}$ do $10,23 m \cdot s^{-1}$.

5. ZÁVĚR

V této práci bylo provedeno měření rychlosti šíření pulzní vlny v lidském arteriálním řečišti. Měření bylo realizováno s využitím neinvazivní fonokardiografické metody záznamu pulzní vlny. Jako snímače byly použity dva elektronické fonendoskopy, které byly vybaveny plynulou regulací úrovně zesílení výstupního signálu, vstupním pásmovým filtrem s nastavitelnou horní mezní frekvencí (200 Hz / 2000 Hz, použita byla pásmová propust 20 Hz – 2000 Hz) a datovým výstupem. Naměřená data byla v reálném čase digitalizována a zaznamenávána v počítači. V průběhu dalšího, již zcela číslicového zpracování, byla provedena filtrace dat pásmovou propustí FIR (0,5 Hz – 45 Hz) a normalizace každého z naměřených průběhů podle vlastní maximální hodnoty. Dále byla provedena korelační analýza naměřených fonokardiografických signálů s cílem stanovit časové posunutí FKG signálů ΔT . Poté již byla vypočtena rychlost šíření pulzní vlny PWV .

Volba měřicích lokalit je adekvátní cílům této práce, tj. ověření aplikovatelnosti zvoleného způsobu snímání pulzní vlny (fonokardiografie – elektronické fonendoskopy) pro stanovení rychlosti šíření pulzní vlny v arteriálním řečišti člověka. Touto prací byly alespoň předběžně potvrzeny naše předpoklady o využitelnosti fonendoskopů k určování rychlosti šíření pulzní vlny. Pro potvrzení již dosažených výsledků je zapotřebí uskutečnit podstatně rozsáhlejší experiment, ve kterém bude měření provedeno na větším počtu osob.

6. LITERATURA

- [1] Asmar, R.: *Arterial Stiffness and Pulse Wave Velocity – Clinical Applications*, Elsevier, Paris, 1999, ISBN 2-84299-148-6
- [2] Oliva, I., Roztočil, K.: *Pulsová vlna v diagnostice ischemické choroby dolních končetin*, Avicenum, Praha, 1982, ISBN 08-079-82
- [3] Silbernagl, S., Despopoulos, A.: *Atlas fyziologie člověka*, Avicenum, Praha, 1984, ISBN 80-85623-79-X
- [4] Svatoš, J.: *Biologické signály I*, ČVUT, Praha, 1998, ISBN 80-01-01822-9
- [5] Jelínek, M.: *Methodology of Evaluation of Phonocardiograms in Measurement of Pulse Wave Velocity*, CTU – Workshop 2003, Prague, 906 – 907, 2003
- [6] Penhaker, M.: The new aspects on systematic diagnostics of plethysmographycal record, Gratz, Austria, EMBEC, 2002, 414 -415, ISBN 3-901351-62-0, ISSN 1680-0737

DESIGN OF GRAPHICAL FRAMEWORK FOR DIGITAL FILTER IMPLEMENTATION

Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.

Department of Measurement and Control
Faculty of Electrical Engineering and Computer Science
VSB Technical University Ostrava
Ostrava, Czech Republic
vladimir.kasik@vsb.cz

Design of Graphical Framework for Digital Filter Implementation

Keywords: Digital Signal Processing, Programmable Logic Devices, DSP, FPGA, Logic design.

1. INTRODUCTION

This paper presents graphic framework design solution for digital systems design, especially for digital filter creation. FPGA programmable devices are expected as target devices for the implementation. However the framework tool is more universal due to outgoing data format, which is a standard VHDL file. An VHDL is very popular due to its standardization and good portability. However, expressive advantage of schematic design still remains - lucidity and clarity of the graphical description form, especially in hierarchical designs.

Thus, the framework uses the Simulink software as a standard design tool. This software together with a designed netlist compiler constitutes an Integrated Development Environment (IDE). That IDE with the broad set of logic parts - from simple gates to parametrizable functional blocks – is the basis of the framework, which is ready to be customizable for any of DSP application.

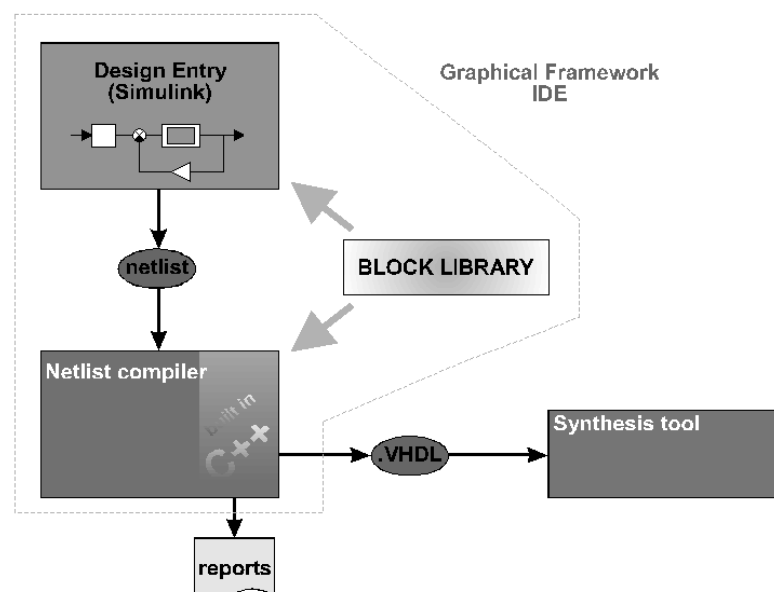


Fig. 1: Graphical Framework - Design Flowchart

2. FRAMEWORK AS IDE TOOL

The design of graphical framework consists of several tasks. Main points relates to library blocks selection for digital filters modelling, customizing of their parameters, Simulink M-file recognizing and decomposition and converting to VHDL file. Although it seems to be easy, these partial phases have many of clouded attributes.

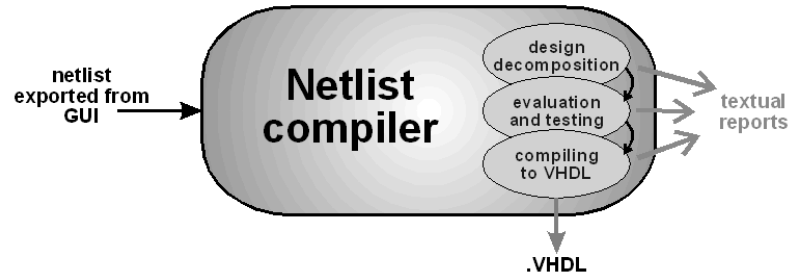


Fig. 2: Functions of the Netlist Compiler

The key role in the IDE design plays the netlist compiler (see Fig. 1), which is a stand-alone program, created in C++. That program must be able to recognize any digital design structure drawn in the Simulink. There is the Block Library created together to help design recognition.

Essential parts of those IDEs are tools for evaluation, verification and simulation of designed logic. The application design tools, providing the model evaluation and/or verification, exist as „program-oriented frameworks“ (Hrudka, 2001). The mentioned project uses so called MVC framework (Hrudka, 2001; Szyperski, 1998).

3. CONCLUSION

The project has 3 main development stages: Analytical phase, Design phase and Implementation phase. Presently these stages are not finished completely yet, the actual works primarily pertains to Block library expansion and Netlist compiler development.

This project is supported by GACR grant No. 102/02/P049 „Flexible graphical development system design and development for creating the VHDL-based applications,, and the GACR grant No. 102/02/1032 ”Embedded Control Systems and their intercommunication”.

4. REFERENCES

- [1] Hrudka, G.: *Component framework as a fast way to reliable and powerful applications*, AUTOS 2001, Praha.
- [2] Szyperski, C.: *Component Software – Beyond Object Oriented Programming*, Addison-Wesley, ACM Press New York, 1998, ISBN 0-201-17888-59.
- [3] Vegte, J.: *Fundamentals of Digital Signal Processing*, Prentice Hall, 2002, ISBN 0-13-016077-6.
- [4] Wakerly, J.: *Digital Design: Principles and Practices, Updated Edition*, Prentice Hall, 2001, ISBN 0-13-089896-1.

AN APPARATUS FOR AESTHETIC CHOICE OF STOMATOLOGICAL MATERIAL FOR THE NATURAL TEETH OF THE PATIENT

¹Ryszard Koczorowski, ²Teodor Świdziński, ¹Kamila Linkowska-Świdzińska

¹Institute of Dentistry, ²Department of Biophysics
University of Medical Sciences, Poznań, Poland
Fredry Str. 10, 61-701 Poznań, Poland,

Abstract

*This article presents an easy to operate colorimeter serving the dentist in fitting the proper material for the fitting of teeth to the natural dentition of the patient according to photic parameters. By means of the apparatus one can register the photic parameters of light reflected from a surface of approximately 1 mm² in four basic colors: red, green, blue and yellow. It is possible, for instance, to scale the apparatus with relation to generally employed color charts produced by a given company producing stomatological materials. Choice of the appropriate hue, reflection and translucency of the given material is an objective choice and is not based on the kind of lighting used in a given dental lab. The measurement of photic parameters of reflected light is at least 10 times more precise than existing pattern charts, that is why it is possible to precisely mix the commercially available materials in given proportions in order to obtain a very exact choice of hue with relation to the natural tooth of a patient at several points of one tooth, since the measurement surface is small, i.e. 1 mm². **Conclusions:** The presented apparatus may be used in research on change of hue, sheen and translucency of teeth with great precision or during prosthetic filling.*

Keywords: stomatological materials, colorimeter

1. INTRODUCTION

The perception of light or elements subject to light is connected with the subjective reception of visual sensations. Physics describes light in terms of its spectral and energetic characteristics (the spectral distribution of light). The perception of color, however, has little to do with Fourier analysis – light of varying spectral composition may cause the same visual sensations. The measurement apparatus for comparing hues is only the human eye [1].

In aesthetic dentistry, there are many factors that influence the visual properties of teeth, such as brightness, color, shape, form or effects causing optical illusions, i.e. illusion of depth, apparent extension or shortening of the tooth and others [6]. The ability of making use of these belongs to the dentist working at the artistic level [7]. The most popular systems for the identification of hues according to which present-day dental colorimeters operate are the CIE L*a*b* [7] or the Munsell system. In both of these systems, L* denotes the brightness of the color, whereas hue and chroma are represented by a* and b* (Fig. 1).

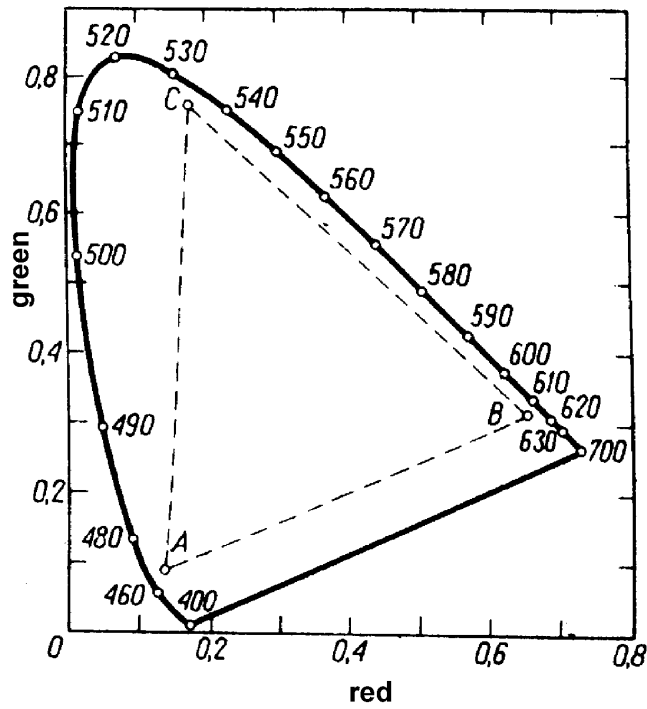


Fig. 1.

Contemporary colorimeters are thus based directly or indirectly on spectral analysis or on a triangle of hues, i.e. it is necessary to identify the dominant hue, chroma and brightness. In arriving at the choice of hues for teeth ranging from natural to artificial, one should not attempt to equalize the spectral content of the thus reflected light, since it should be remembered that the chemical composition of the fillings is diametrically different from that of natural teeth. This is why dentists and dental technicians employ the so-called color wheel [6] containing basic colors (RGB), as well as secondary hues found in the range between them (Fig. 2).

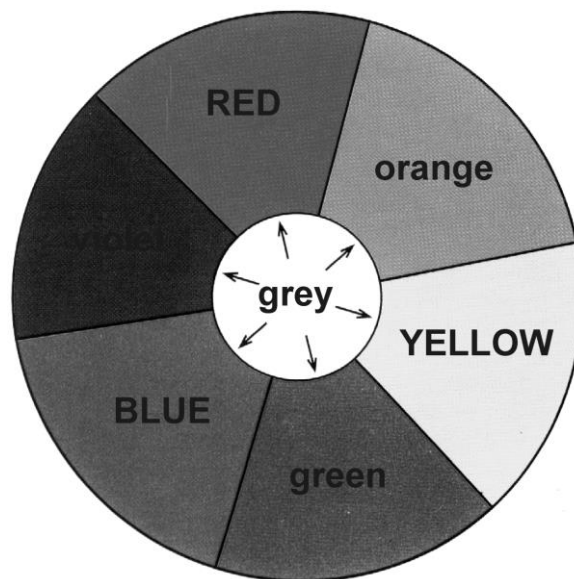


Fig. 2: Wheel of colours.

Colors lying opposite one another are called supplementary colors. When a basic color is mixed with the appropriate supplementary (oppositely located) one, a gray color is obtained. This is the most important relationship between colors, finding application in dentistry. For example, when part of the crown has excessively yellowed, a slight wash with violet (i.e. the supplementary color of yellow) creates an area, which will no longer be yellow. The yellow color will thus be annulled, leaving a gray area of lower brightness. Too frequent treatment may, however, excessively lower the brightness without obtaining the desired hue [4, 5].

2. THE PURPOSE OF THE APPARATUS

The aim of the constructed apparatus is to employ the potential for analyzing a number of basic hues reflected from the natural tooth (in %) and the choice of the most appropriate hue and brightness for artificial fillings. Companies producing dental materials [2, 3] produce series of standard color charts for hues of teeth, making use of materials produced by a given manufacturer. Some of them have also supplied special colorimeters designed to measure the color (hue) of the tooth, which on this basis presents a complete procedure for introducing dental fillings [7]. These devices allow an appropriate choice of materials that had previously been analyzed for spectral properties of the light reflected from their individual components. The colorimeter described in this paper allows for scaling by means of a given color chart, allowing for the identification of a given manufacturer's filling material imitating the natural hue of the genuine tooth.

3. CONSTRUCTION AND OPERATING PRINCIPLES

The construction of the colorimeter is presented in Figs. 3-4.

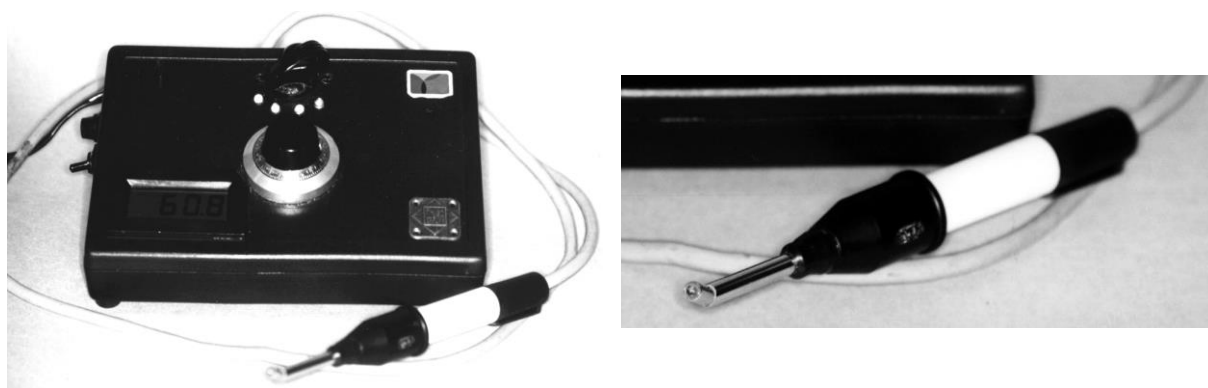


Fig. 3.

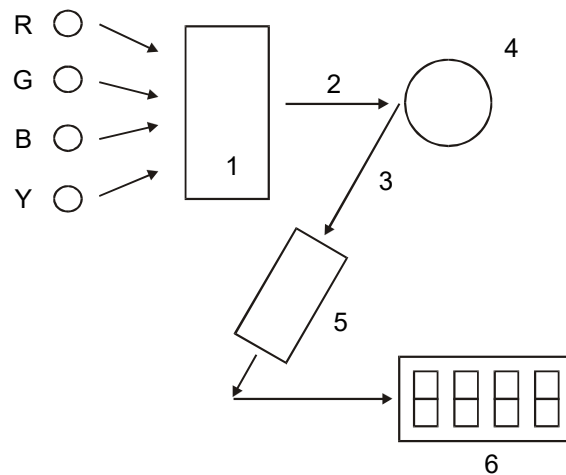


Fig. 4: R, G, B, Y – source of light of appropriate hue; 1 – hue switch with adjustment for brightness, 2 – light entering through optical system; 3 – reflected light; 4 – investigated object; 5 – detector, 6 – gauge and display.

Before measurement, the instrument should be scaled according to subsequent amounts of light R, G, B and Y, such that each insertion of the light probe in a dark enclosure would result in a reading of 0.000; its placement on a white surface (zinc oxide) would cause a reading of 100,000.

Then, touching the probe to a given tooth, we measure what percent of light of a given hue this object reflects. It is enough to prepare a table of reflection coefficients in these four colors on the manufacturer's colorimeter and to measure the natural coefficients for the natural tooth (fig. 5) so as to, by comparing the results, to describe which position on the color chart best corresponds to the natural tooth.

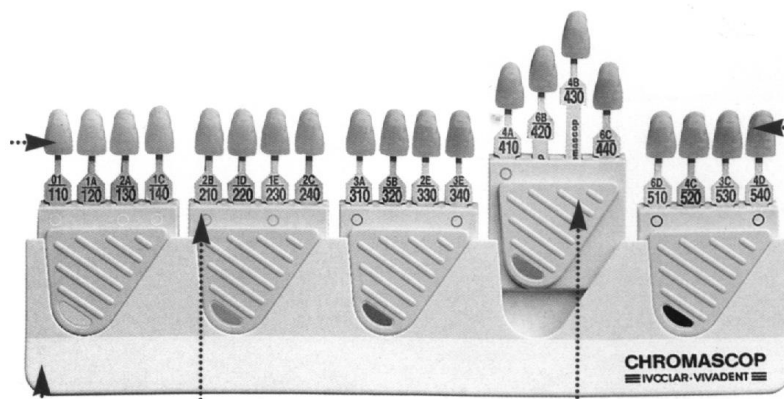


Fig. 5.

In the case where the results of measurements of the natural tooth R_n , G_n , B_n and Y_n are impossible to match with the results R, G, B and Y of the color chart, it is only necessary to indicate only $R_n \approx R$ and $Y_n \approx Y$. When $G_n \neq G$, then R_n (the new value for the color red) should be accepted as $R_n = R_n + r(G_n - G)$ where r denotes the compensation coefficient of the colors supplementing R and G. Similarly, when $B_n \neq B$, then $Y_n = Y_n + y(B_n - B)$, then y denotes the coefficient of the supplementary colors Y and B.

Now, on the basis of new results of the natural tooth Yn and Gn, it is possible to indicate the final orientation of the position in the color chart corresponding to a given natural tooth.

4. RESEARCH RESULTS

The graph of coefficients of reflection for colors RGBY as well as the results of a representative natural tooth is shown in Fig. 6.

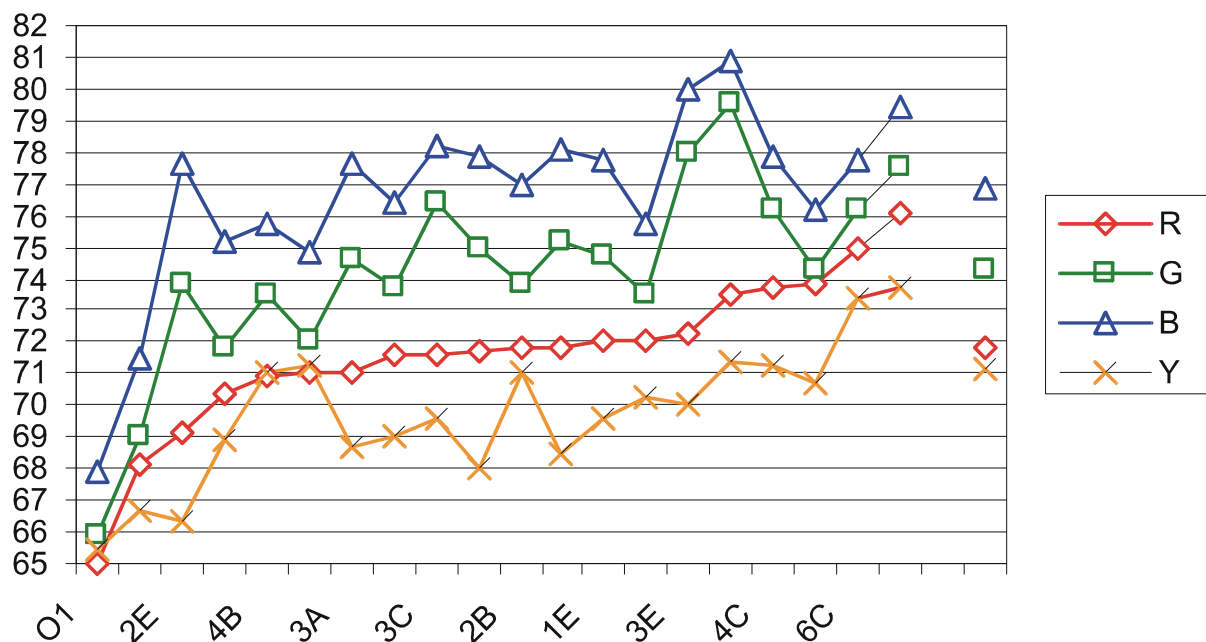


Fig. 6:

- Points Rn Gn Bm Yn - results of the above-mentioned absorption of a natural tooth;
- The y-axis shows subsequent positions of artificial teeth on a manufacturer's color chart;
- No - the result of matching a color from the color chart with that of a natural tooth.

5. LITERATURE

- [1] Massalski, J., Massalska, J.: *Fizyka dla inżynierów*.
- [2] Skomro, P., Pikul, A.: *Dobór kolorów uzupełnień stomatologicznych*, Magazyn Stomatologiczny, 1999, 5.
- [3] Biskupski, T., Górecka, V., Łukomska, M.: *Klucz kolorów Vita*, Magazyn Stomatologiczny, nr 5, 2000.
- [4] Vanini, L.: *Światło i kolor w obudowach estetycznych zębów przednich. Część I*, Magazyn Stomatologiczny, 2003, 3.
- [5] Vanini, L.: *Światło i kolor w obudowach estetycznych zębów przednich. Część II*, Magazyn Stomatologiczny, 2003, 4.
- [6] Dale, BG., Aschheim KW.: *Stomatologia estetyczna*, K.Fetkowska-Mielnik (ed.), Lublin, 1998.
- [7] Rosenstiel, SF., Land, MF., Fujimoto, J.: *Współczesne protezy stałe*, K.Dobies (ed.), Lublin, 2000.

Vplyv elektromagnetického rušenia na ľudský organizmus

Ing. Matej Kučera, Ing. Milan Šebök,

*Katedra teoretickej a aplikovanej elektrotechniky, Elektrotechnická fakulta ŽU v Žiline
Veľký Diel, 01026 Žilina, tel: + 421 41 513 2118, Mail: kuceram@fel.utc.sk, sebok@fel.utc.sk,*

Abstrakt

Elektromagnetická kompatibilita (ďalej ako EMC) je schopnosť elektrického zariadenia a organizmu vo svojom elektromagnetickom okolí spoľahlivo fungovať bez toho, aby toto okolie, ku ktorému patria aj iné zariadenia, neprípustne ovplyvňovalo. Informácie o vonkajšom a vnútornom prostredí, v ktorom sa človek nachádza, dostáva centrálny nervový systém pomocou rôznych senzorických receptorov. Tieto receptory sú v podstate prevodníky, ktoré menia rôzne formy energie v prostredí na akčné potenciály neurónov, ktoré naše riadenie nesmie nepriaznivo ovplyvňovať elektromagnetickými vplyvmi.

SUMMARY

Electromagnetic compatibility (EMC) is an ability of an electric device and of an organism to operate reliably in its surroundings without any disturbance from the surroundings and vice versa. Information about inner and outer environment in which a man exists, are received by the central nerve system by means of several different receptors. These receptors are in common convertors, which convert different forms of energy to an action potential of neurons, which must not be effected by electromagnetic influences.

Kľúčové slová : Emc, Biokompatibilita;

1. ÚVOD:

Problematiku EMC môžeme členiť podľa mnohých hľadísk. Celkovo môžeme otázky EMC rozdeliť na dve hlavné oblasti: EMC biologických systémov a EMC technických systémov a zariadení.

1. 1 Elektromagnetická kompatibilita biologických systémov

EMC biologických systémov sa zaoberá celkovým "elektromagnetickým pozadím" životného prostredia prípustnými úrovňami rušivých a elektromagnetických signálov (prírodných i umelých) s ohľadom vplyvu na živé organizmy. Biologické účinky elektromagnetického poľa závisia totiž na jeho charaktere, dobe pôsobenia a na vlastnostiach organizmu. Preto je veľmi obtiažne analyzovať zmeny v organizme a na základe štatistických výsledkov dospieť k všeobecne platným záverom. To je jeden z dôvodov, prečo je vo svete zatiaľ len málo konkrétnych klinických štúdií a tie čo existujú sú zamerané na vyššie dávky elektromagnetického poľa. Problematikou EMC biologických systémov sa zaoberajú výskumné lekárske pracoviská s cieľom posúdiť odolnosť ľudského organizmu voči elektromagnetickým vplyvom a mechanizmami pôsobenia .

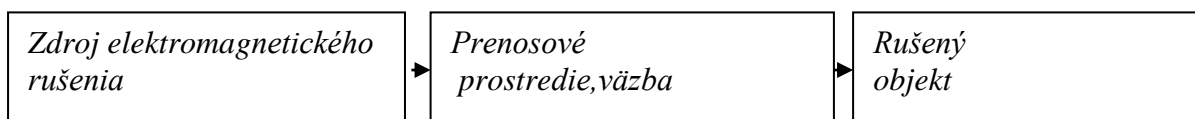
U vysokofrekvenčných a mikrovlnných polí sú relatívne najviac objasnené *tepelné účinky*, tj. účinky, ktoré sa objavia ako výsledok ohrevu tkaniva vystaveného vysokým úrovniam polí, pri ktorých prekročení môže nastať tepelné poškodenie organizmu .

Účinky elektromagnetického poľa na centrálny nervový systém, srdcovo-cievny, a imunitný systém sa priradujú tzv. *netepelným účinkom*, dlhšie trvajúcim expozíciám polí s relatívne nízkou výkonovou úrovňou.

1.2 Elektromagnetická kompatibilita technických systémov

Druhá základná oblasť, EMC technických systémov a zariadení, sa zaoberá vzájomným pôsobením a koexistenciou technických prostriedkov, najmä elektrotechnických a elektronických prístrojov, a zariadení. Elektromagnetická kompatibilita tak z pôvodnej disciplíny, zaoberajúcou sa predovšetkým ochranou proti rušeniu rádiového príjmu, sa v súčasnosti rozvinula na široký obor, ktorý sa člení na menšie obory a oblasti. EMC môžeme vždy chápať ako jednu oblasť praktickej aplikácie všeobecných teoretických princípov elektrotechniky a elektroniky.

Pri skúmaní EMC daného zariadenia či systému (a to ako technického, tak i biologického) sa vychádza vždy z tzv. *základného reťazca EMC*, naznačeného na obr. 1



obr. 1

2. BOKOMPATIBILITA;

Biologicky živé objekty sú trvale vystavované účinkom magnetických, elektrických a elektromagnetických polí. Prírodné pole, v ktorom sa biologický život vyvíjal, je prírodnou podmienkou jeho existencie. S rozšírením elektroenergetických a elektronických zariadení do všetkých oblastí každodenného života je organizmus človeka vystavený pôsobeniu umelo vyvolaných elektromagnetických polí odbornú diskusiu vyvolalo napr. i používanie mobilných telefónov, keďže nikdy predtým nebol vysielač i prijímač elektromagnetických vln v takej blízkosti centra nervovej sústavy. Dokonalá identifikácia pôsobenia elektromagnetických polí je stále v pozornosti vedeckých záujmov i keď matematické formulovanie uvedených procesov v súčasnosti pre ich zložitosť nie je možné. Výskum magnetických vlastností chemických zlúčenín priniesol niekoľko základných poznatkov a podnietil vznik novej vednej disciplíny – *magnetochemii*. Podobné experimenty boli vykonané najmä v poslednom desaťročí 20 storočia v biológii. Výsledky doterajších experimentálnych prác zaoberajúcich sa magnetickými javmi v biosystémoch možno rozčleniť do kategórii:

- experimentálne práce dokazujúce vplyv prírodných a umelých magnetických polí na biosystémy.
- experimentálne práce dokazujúce účinok prírodných a umelých magnetických polí na okolie biosystémov (*vodné prostredie, výživné roztoky, plyny atd'...*).
- experimentálne práce dokazujúce existenciu vlastných magnetických polí biosystémov (*vyšetrovanie statických a dynamických magnetických vlastností biosystémov*).

3. ELEKTRICKÁ ČINNOST SRDCA

Ak neuvažujeme nehomogenity elektrickej vodivosti ľudského tela, môžeme potenciál elektrického poľa v oblasti mimo srdca vyjadriť v tvare

$$V(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int i^* \cdot \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) d\tau \quad (1.2-1)$$

kde i^* je hustota elektrického prúdu vytvorená aktivovanými bunkami srdca,

σ - špecifická elektrická vodivosť tela a
 $d\tau$ - element objemu.

Za rovnakých podmienok ako v predchádzajúcom prípade možno intenzitu magnetického poľa v oblasti mimo srdca vyjadriť vzťahom

$$H(r) = \frac{1}{4\pi} \int i^* \cdot \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) d\tau \quad (1.2-2)$$

Na základe množstva prepumpovanej krvi, ak uvážime jej kinetickú a potenciálnu energiu, možno pomocou bežných vzorcov mechaniky vypočítať priemerný výkon srdca. Pri uvážení množstva asi 3,5 l krvi prepumpovanej za minútu pri normálnom tlaku vychádza relatívne malá hodnota výkonu srdca asi 1,1 W. Pri veľkej fyzickej námahe sa môže tento výkon zväčšiť až na 110 W, a to je výkon, ktorý nijaký ekvivalentný rovnako veľký umele vytvorený stroj nedokáže vyprodukovať (hmotnosť srdca 300 g). Činnosť srdca je stimulovaná „biologickou“ elektronikou a prejavuje sa generáciou bioprúdov, ktorými odpovedajúce elektrické a magnetické pole možno na povrchu tela detekovať.

Z fyzikálneho hľadiska je dôležitá otázka, akým jednoduchým modelom, ktorý by generoval rovnaké elektrické (a magnetické) pole ako skutočné fyziologické srdce, možno srdce nahradiť. V tejto súvislosti treba najprv riešiť problém rozloženia elektrického poľa v okolí fyziologického srdca. Aj keď špecifická elektrická vodivosť jednotlivých orgánov ľudského tela nie je rovnaká (tab.č. 1-2), možno v prvom priblížení nahradiť telo homogénnym prostredím s konštantnou špecifickou elektrickou vodivosťou.

Tabuľka 1-2 : Elektrická vodivosť častí ľudského tela

Prostredie	$\sigma [mS.m^{-1}]$
Srdce	180
Krv	660
Pľúca	50
Svaly (priečne)	40
Svaly (pozdĺžne)	360

Bunky srdcového tkaniva generujú bioelektrické prúdy s hustotou i^* , čím vytvoria elektrické pole intenzity E , ktorá zapríčiňuje „ohmický“ prúd $i_{oh} = \sigma E$. Výsledná hustota elektrického prúdu je preto určená vzťahom

$$i = \sigma E + i^* \quad (1.2-3)$$

Redistribúcia elektrického náboja v tkanive prebieha vzhľadom na relatívne pomalé zmeny prúdu tak rýchlo, že proces môžeme považovať za kvázistacionárny. Môžeme preto využiť vzťahy $\text{div } i = 0$ a $E = -\text{grad } V$, takže rovnicu (1.2-3) môžeme prepísať do tvaru

$$\text{div } i^* = \text{div}(\sigma \text{ grad } V) = \sigma \Delta V \quad (1.2-4)$$

t.j. do tvaru

$$\Delta V = \frac{1}{\sigma} \text{div } i^* \quad (1.2-5)$$

Ak porovnáme túto rovnicu s Poissonovou rovnicou ($\Delta V = -\rho/\epsilon_0$), vidíme, že riešenie tejto rovnice môžeme vyjadriť v tvare $V = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int \frac{\rho}{r} d\tau$, pričom veličinu ρ/r nahradíme veličinou $-\text{div } i^* / \sigma$. Dostaneme tak vzťah

$$V = -\frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{1}{r} \text{div } i^* \cdot d\tau \quad (1.2-6)$$

Pomocou Biotovho-Savartovho zákona môžeme nájsť aj magnetické pole srdca. Ak uvažíme, že platí vzťah $I = i \cdot S$, kde S je vektor plochy, ďalej súčin $S \cdot ds$ definuje element objemu prúdovodiča $d\tau$ a že platí vzťah $\text{grad}(1/r) = r/r^3$, môžeme spomínaný zákon napísať v tvare

$$H(r) = \frac{1}{4\pi} \int i \cdot \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) d\tau \quad (1.2-7)$$

z ktorého, keď za hustotu prúdu dosadíme vyjadrenie (1.2-3), dostaneme pre intenzitu magnetického poľa srdca vyjadrenie

$$H(r) = \frac{1}{4\pi} \left\{ \int i \cdot \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) d\tau + \int \sigma \text{grad} V \cdot \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) d\tau \right\}$$

Druhý integrál sa však rovná nule, pretože platí $\text{grad } V = -E$.

Ak predpokladáme, že potenciál elektrického poľa meriame v dostatočnej vzdialenosti od srdca ($0,1 \div 0,2$ m) môžeme vzťah (1.2-1) upraviť na tvar

$$V(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \text{grad} \left(\frac{1}{r} \right) \cdot \int i^* d\tau = \frac{1}{4\pi\sigma} \left(\frac{r}{r^3} \right) \cdot I^* = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \cdot \frac{\epsilon I^*}{\sigma} \cdot \frac{r}{r^3} = \frac{p \cdot r}{4\pi\epsilon r^3}$$

kde $p = \epsilon I^* / \sigma$ a $I^* = \int i^* d\tau$.

Tento vzťah je totožný so vzťahom pre potenciál elektrického dipólu s dipólovým momentom $p = \epsilon I^* / \sigma$. Za uvedených podmienok možno teda srdce skutočne nahradiť jediným elektrickým dipólom.

Podobné úvahy možno robiť aj vzhľadom na biomagnetické pole, avšak tieto úvahy nie sú až také aktuálne. Príčinou je to, že kým elektrické biopotenciály srdca sú rádu 1 mV a sú teda ľahko merateľné, indukcia biomagnetického poľa srdca je len rádu 10^{-12} T a bežnými metódami nie je merateľná.

Experimentálne skúsenosti :

Bolo zistené, že srdce reaguje na prítomnosť magnetického poľa v okolí zvýšením frekvencie pulzov. Pri kritickej intenzite poľa sa pozorovala u zvierat aj smrť. Ako je možné vysvetliť tento jav ?

Krv predstavuje systém zložený z elektricky nabitých iónov (má relatívne vysokú elektrickú vodivosť), preto pri emisii krvi zo srdca vzniká Hallov jav a jeho následkom „natlačenie“

iónov k jednej stene cievy, čím sa zhoršuje jej priepustnosť. Organizmus na to reaguje zvýšením intenzity konania práce, t.j. zvýšením počtu pulzov.

Bolo zistené, že živé bytosti uprednostňujú pri spánku smer severojužný. Možno nájsť pre to nejaké fyzikálne vysvetlenie ?

Na základe vysvetlenia z predchádzajúcej skúsenosti sa možno domnievať, že organizmus podvedome vyhľadáva orientáciu s minimálnym brzdným účinkom zemského magnetického poľa. Takým je smer severojužný, pretože vtedy aorta má smer zemského magnetického poľa a podľa zákona $f = q(v \times B)$ nepôsobí vtedy na ióny prítomné v krvi žiadna sila.

- Prúdová hustota je vektorová veličina, ktorej amplitúda sa rovná náboju prechádzajúcemu za jednotku času jednotkovou plochou kolmou na smer toku náboja. Prúdová hustota sa vyjadruje v ampéroch na meter štvorcový [A/m^2].
- Základné obmedzenia indukovanej prúdovej hustoty na hlave alebo v srdcovej oblasti trupu pri nepretržitom vystavení človeka vonkajšiemu striedavému poľu sú v tabuľkách.
- Zistí sa priemerná prúdová hustota na ploche $100mm^2$ kolmej na smer toku prúdu v oblasti hlavy a srdca.

4. POSTUP MERANIA

4.1 Voľba meracej techniky

Výstupné identifikačné charakteristiky použitej meracej techniky sú primerané parametrom, ktoré sa majú merať. Použité prístroje spĺňajú požiadavky pracovným a klimatickým podmienkam v ktorých boli použité (teplota, vlhkosť, atď.). Frekvenčný rozsah meracieho prístroja je známy a porovnateľný s frekvenčným spektrom meraných harmonických frekvencií poľa. Pri identifikácii elektromagnetického poľa v elektroenergetických rozvodniach VVN nebolo vopred jednoznačne známe frekvenčné spektrum poľa, z uvedeného dôvodu a kontroly vhodnosti použitej meracej techniky bola vykonaná spektrálna analýza. Pri identifikácii vplyvu elektromagnetického poľa, ktoré vytvára mobilný telefón počas pracovnej činnosti na človeka, bolo použité zariadenie na snímanie EEG pre bežné vyšetrenie používané v zdravotníctve SR.

Použité prístroje na meranie intenzity poľa sa v podstate skladajú z dvoch častí : zo sondy resp. snímača poľa a z detektora, ktorý pozostáva z obvodov pre spracovanie signálu a z digitálnej zobrazovacej a záznamovej jednotky.

Väčšina sond reaguje na časovo premenlivé polia, t.j. na deriváciu poľa podľa času, čiže na veličinu proporcionálnu hustote indukovaného prúdu v tele človeka.

Pri meraní v priestoroch VVN boli použité dva meracie analyzátory (Wandel & Goltermann s meračom úrovnice SPM 19 so zobrazovacou jednotkou SG-4 a spektrálny analyzátor HP E7402A firmy HELWETT & PACKARD) z dôvodu zvýšenej kontroly správnosti merania a porovnávania dosiahnutých výsledkov.

Analýzátory umožnili vykonávať merania s korekčnými faktormi použitého meracieho príslušenstva. Takýto spôsob sa nám javil ako veľmi dôležitý pre dosiahnutie korektných výsledkov z meraní.

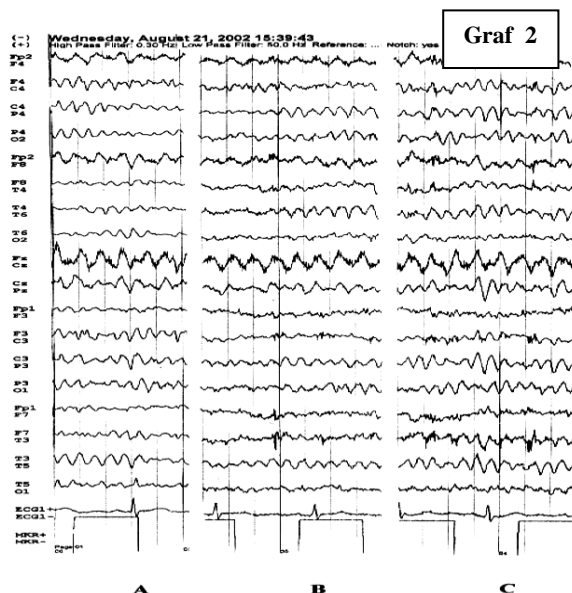
4.2 Merania elektromagnetických polí

Je všeobecná zhoda v tom, že vo frekvenčnom rozsahu 4 – 1 000 Hz zaist'uje základné obmedzenie hustoty indukovaného prúdu 10 mA/m² značnú rezervu oproti úrovni, pri ktorej sa vyskytuje dráždenie nervov a svalového tkaniva. Hlava a srdce sú považované za najdôležitejšie oblasti ľudského tela. Biologické účinky vznikajúce od indukovaných prúdov v tomto všeobecnom frekvenčnom rozsahu sú zhrnuté nasledovne v tab 2-2. :

Pre frekvencie pod a nad týmto rozsahom sa citlivosť na dráždenie zníži do takej miery, že obmedzenie sa môže meniť nepriamo úmerne s frekvenciou pod 4 Hz a priamo

TABUĽKA 2-2

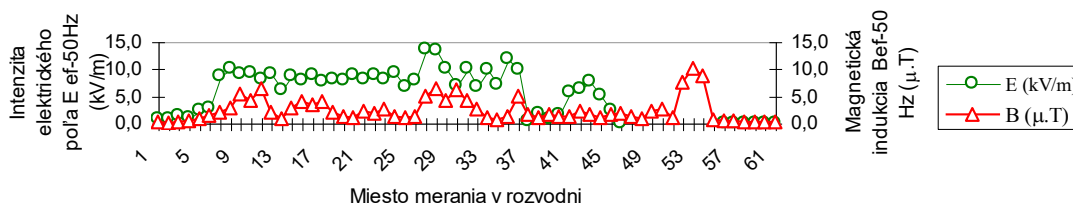
PRÚDOVÁ HUSTOTA [mA/m ²]	Účinky
< 1	Žiadne účinky.
1 – 10	Pozorované bezvýznamné biologické účinky.
10 – 100	Dobre preukázateľné účinky, vizuálne (magnetické svetielkovanie) a možné účinky na nervový systém, referované bolo aj zľahčenie zrastu zlomeniny kosti.
100 – 1 000	Zistené zmeny v prahu dráždivosti centrálného nervového systému, možné riziko ohrozenia zdravia.
> 1 000	Mimoriadne systolické sťahy srdca, možná fibrilácia srdečných komôr, jednoznačné ohrozenie zdravia.



úmerne s frekvenciou nad 1 000 Hz. Prúdová hustota na strane nízkych frekvencií je ohraničená na 40 mA/m², aby odrážala typickú úroveň citlivosti na jednosmerné prúdy, hoci obmedzenie končí pri frekvencii 0,1 Hz, pretože statické polia neindukujú spojité prúdy. Zvolený prierez, na ktorom sa zisťuje priemerná prúdová hustota je 100 mm² pre hlavu a oblasť srdca.

4.3.1 Grafické výstupy z meraní

Priečne profily priebehov magnetickej indukcie B_{ef-50Hz} v (μT) pod vonkajšími vedeniami 110 kV, 220 kV 400 kV sú znázornené na grafe č.1.



graf 1

4.3.2 Grafické výstupy z EEG

Zobrazené grafické výstupy z EEG boli vykonané na dospelom mužovi pri použití komerčného mobilu. Čiastkové výsledky sú znázornené na gafe č.2.

Grafč.2 Grafické znázornenie čiastkových výsledkov EEG

A - záznam z klasického vyšetrenia (*pokoj, zavreté oči ...*)

B - záznam pri použití mobilu len na počúvanie

C - záznam pri použití mobilu v obojstrannej komunikácii

5.ZÁVER

Výsledné identifikačné parametre elektromagnetického poľa namerané v elektroenergetických rozvodniach VVN a ich celkový vplyv na obsluhujúci personál možno hodnotiť podľa príslušných STN. Výsledky z pôsobenia elektromagnetického poľa mobilného telefónu na ľudský organizmus sa prejavili výraznejšie počas obojstrannej komunikácii kedy nastalo ľahké znepravidlenie alfa aktivity, sporadicky theta v predných zvodoch. Grafické výsledky z EEG boli vykonané počas aktivity mobilu 3x po 15 min.

Literatúra:

- [1] Jakeš, J.,: Kompatibilita informačných systémov, SVTS , Bratislava 1976
- [2] ANSI/IEEE Standard 644-1987 "IEEE standard procedures for measurements of power-frequency electric and magnetic fields from ac power lines" (Normalizované postupy merania elektrického a magnetického poľa sieťovej frekvencie, od striedavých silových vedení).
- [3] "Extremely low-frequency electromagnetic fields and health" (Elektromagnetické polia s extrémne nízkou frekvenciou a zdravie človeka). Committee of the Health Council of the Netherlands 8 April 1992.
- [4] Vyhláška Ministerstva zdravotníctva Slovenskej republiky 123/1993 z 20. apríla 1993 o ochrane zdravia pred nepriaznivými účinkami elektromagnetického poľa.
- [5] Návrh STN ENV 50166-1. Vystavenie ľudského organizmu nízkofrekvenčným elektromagnetickým poliám s frekvenciou 0 Hz až 10 kHz.
- [6] Ottová – Leitmanová, A., : Základy biofyziky, Alfa Bratislava, 1993
- [7] Doc Ing Stanislav Kučera. Phd: Vplyv elektromagnetického poľa na ľudský organizmus, Výskumná sprava ŽU v Žiline EF-KTAE/2000
- [8] Vaculíková, P., Vaculík, E. a kolektív : Elektromagnetická kompatibilita elektromagnetických systémov, Grada Publishing, 1999
- [9] M.Kučera., : XVIII Sešit katedry teoretické elektrotechniky , VŠB - TU Ostrava ,2002

SIMULÁTOR EKG SIGNÁLU S DSP MOTOROLA

Ing. Zdeněk Macháček, Ing. Karel Šín, Doc. Ing. Vilém Srovnal, CSc

Department of Measurement and Control, VSB - Technical University of Ostrava, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava – Poruba
zdenek.machacek@vsb.cz, karel.sin@vsb.cz, vilem.srovnal@vsb.cz

ECG SIGNAL SIMULATOR WITH DSP MOTOROLA

The ECG signal measuring and processing is executed to advantage by digital instrumentations. The measuring of biological signal is very flexible using microprocessor with possibility of adaptation by processor compiling. EMC testing and calibration of equipment, based on prescripts and norms, is necessary before using this equipments in the practice. For the detection of correct measuring and monitoring functions of equipments is possible to use digital technique again (system for simulation ECG signal). In this project we use embedded system with digital signal processor DSP (general control unit of the simulator ECG). Project is composed for study purpose (embedded systems, DSP and digital technique), practise possibilities using in industry and others science disciplines.

Keywords: Simulator, Embedded system, Digital signal processor, Monitoring system, ECG.

1. ÚVOD

V důsledku rozvoje číslicové techniky se stále významněji v lékařské praxi uplatňuje digitální zpracování biologických signálů. Jeden z nejčastěji měřených biologických signálů je EKG.

Technické parametry EKG přístrojů musí zaručit digitalizaci EKG signálů se vzorkovacím kmitočtem 1 – 4 kHz. Vzorkovací frekvence těchto přístrojů závisí na mnoha okolnostech, jednak na počtu snímaných svodů, a jednak na typu přístroje. U přístrojů pro dlouhodobé monitorování EKG signálu, na které je pacient připojen aniž by byl upoután na lůžko a jejichž data se vyhodnocují např. jednou týdně, bude vzorkovací frekvence z důvodu malé kapacity pamětí samozřejmě nižší než u diagnostických přístrojů pro ambulantní vyšetření v nemocnici nebo u specialistů.

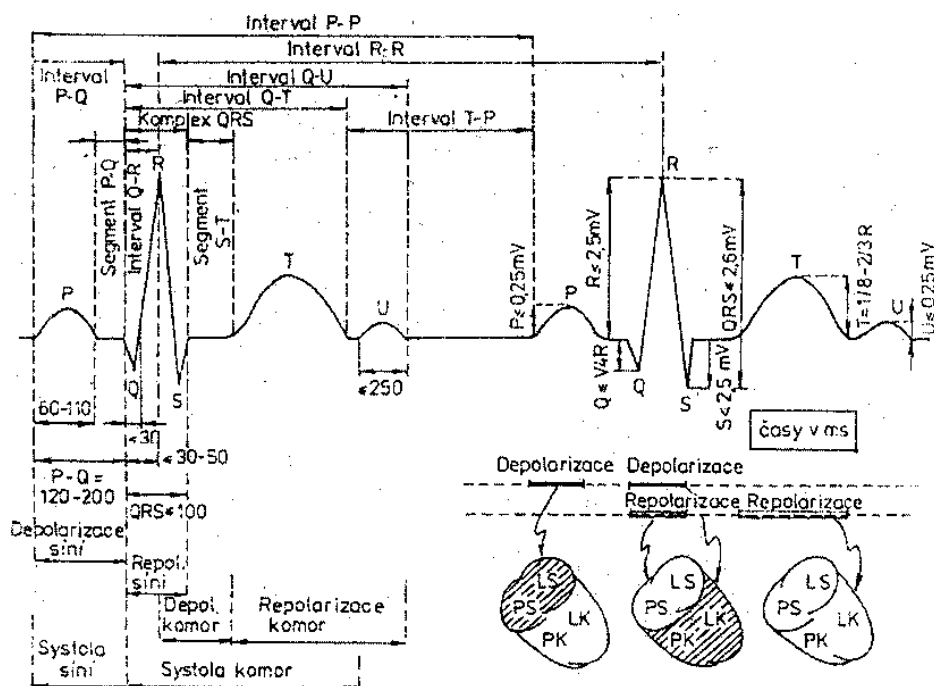
EKG monitory pracují buď podle manuálního nastavení obsluhou, nebo podle předem definovaných programů. Tyto programy by měly mít možnost monitorovat EKG signál, automaticky měřit standardní intervaly a případně umožnit ruční korekci klíčových bodů. Samozřejmostí je také rychlý a kvalitní tisk naměřených průběhů.

Aby tyto přístroje byly schopné spolehlivě plnit svoji funkci, je nutné je průběžně kalibrovat. K tomuto účelu slouží simulátory EKG signálu, jejichž problematikou se zabývá tento článek.

Pro simulaci EKG signálu byl použit digitální signálový procesor, který řídí generování daného signálu a jeho vysílání na testované zařízení. Výhodou takto vytvořeného systému pomocí DSP je jeho mobilita a jednoduchost změny parametrů a nastavených signálů.

2. POPIS ELEKTROKARDIOGRAMU

Elektrokardiogram je grafický záznam elektrické aktivity srdce, který je označován jako EKG signál. Ten je získáván připojením elektrod na určitá místa na pacientově těle. (Existují tři typy standardizovaných svodů pro záznam EKG signálů: Einthovenovy, Wilsonovy a Golbergovy. Jejich podrobnější popis však není součástí tohoto článku.). Běžně se EKG signál zaznamenává při posunu papíru rychlostí $25 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$, nebo se ukládá v elektronické podobě do paměti pro další zpracování nebo archivaci. Před každým záznamem se musí seřadit tzv. kontrolní impuls, jehož výška je 1 mV a ve všech svodech musí odpovídat výšce 10 mm .

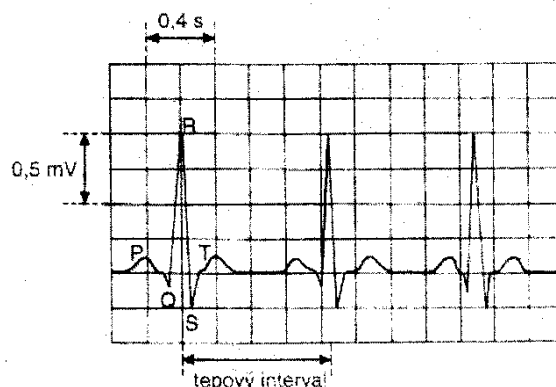


Obr.1: Teoretický popis EKG křivky

Na EKG křivce (obr. 1) rozeznáváme:

- Vlny P , T , U (nízké a zaoblené výchylky),
- Kmity Q , R , S (úzké a hrotové výchylky),
- Úseky $P-Q$, $S-T$, a $Q-T$.

Vlna P se zapisuje při depolarizaci síní, v úseku $P-Q$ začíná depolarizace síní a představuje šíření vzruchu převodní soustavou. Kmit Q je aktivní kmit komorového komplexu, kmit R charakterizuje rychlou depolarizaci komor a kmit S je kmit zaznamenávající depolarizaci myokardu. Komplex QRS představuje šíření depolarizace komor, úsek $S-T$ je interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T . Vlna T je výrazem rozdílného trvání akčního napětí v jednotlivých vrstvách myokardu. Tvar vlny T je asymetrický. Úsek $S-T$ s vlnou T udává repolarizaci komor. Úsek $Q-T$ představuje elektrickou systolu komor. Měří se od začátku QRS komplexu ke konci vlny T a závisí na srdeční frekvenci. Srdeční frekvence se zjišťuje měřením intervalů $P-P$ (frekvence síní) a měřením intervalů $R-R$ (frekvence komor). [2,3].



Obr.2: Popis EKG křivky z elektrokardiogramu.

Pro konstrukci simulátoru EKG signálu jsou důležité následující údaje:

- Vlna *P* – výška vlny je 1 – 2,5 mm (0,1 – 0,25 mV) a šířka nejvýše 0,1 s,
- Úsek *P* – *Q* – délka je 0,12 – 0,15 s u dětí a 0,15 – 0,2 s u dospělých,
- Komplex *QRS* – Celý komplex trvá 0,06 – 0,08 s, trvání nad 0,1 s je patologické,
- Úsek *Q* – *T* – délka je 0,35 – 0,45 s,
- Vlna *T* – délka trvání je přibližně 0,2 s, výška 3 – 8 mm (0,3 – 0,8 mV), nemusí se vyskytovat vždy,
- Vlna *U* – je málokdy patrná, zapisuje se 0,2 – 0,4 s po ukončení vlny *T* a její výška je cca 0,5 mm (0,05 mV).

Tabulka 1: Popis vývojového kitu DSP 56F803 MOTOROLA

Vývojový kit	Frekvence	Paměť	Periférie	Programovací software	Jádro Procesoru
MOTOROLA DSP 56F803EVM	maximum jádra 80MHz 8MHz krystal	FSRAM 64K x 16bit programová paměť 64K x 16bit datová paměť	A/D port PWM port JTAG konektor SPI,CAN,RS232 UNI3,GPIO, LEDS,BUTTON a další periférie	Vývojový software Code Warrior Programovací jazyk C Assembler	16 bit

3. POUŽITÝ DIGITÁLNÍ SIGNÁLOVÝ PROCESOR DSP

DSP je určen pro zpracování signálů v řídicích systémech. DSP lze například použít pro řízení vysokorychlostních modemů, systémů používajících adaptivní pulzní modulaci, kódování, například pro digitální mobilní rádiové systémy. Další oblasti použití je (MPEG) komprese pro přehrávání a ukládání dat, převádění signálu pomocí dané transformační modulace, filtrování, autokorelaci, konvoluci, atd. U DSP se vykonává několik instrukcí v jednom instrukčním cyklu (pipelining), což je velmi výhodné oproti jiným počítačovým systémům. DSP je výhodný pro realizaci aplikací v reálném čase. Programovací jazyky pro DSP jsou většinou assembler nebo verze jazyka C se speciálními knihovny pro DSP funkce. Hlavní výhody oproti klasickým analogovým obvodům jsou vysoká přesnost, flexibilita, schopnost adaptace pomocí softwaru (není nutná změna a výměna elektronických

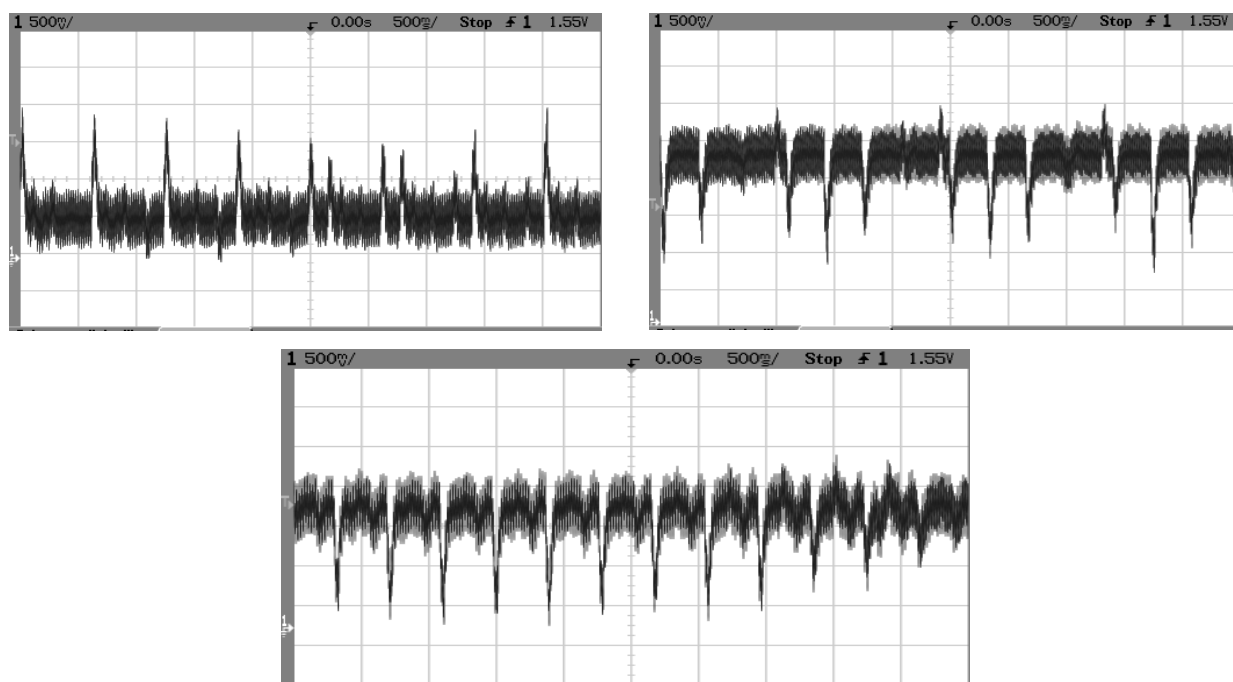
komponentů). Nevýhodou jsou limity pro reálný čas, kde výpočty musí být provedeny během jedné vzorkovací periody, a kde AD a DA převodníky musí být dostatečně rychlé. [1].

Pro náš projekt generování EKG signálu byl použit vývojový kit DSP DSP56F803EVM vyrobený firmou MOTOROLA. Hlavní charakteristické parametry tohoto vývojového kitu jsou uvedeny v tabulce 1 [4].

4. REALIZACE GENERÁTORU SIGNÁLU EKG

Pro realizaci simulátoru EKG signálu byl použit výše uvedený digitální signálový procesor. Výhodou tohoto vestavného systému je možnost jednoduché změny parametrů EKG signálu pomocí tlačítka. Jednotlivé EKG signály jsou v systému uloženy a je možné si zvolit jeden z nich. Tento systém dovoluje v krátké chvíli otestovat dané měřící zařízení EKG na několika simulovaných EKG signálech.

Program pro simulaci EKG je vytvořen v programovacím jazyce C ve vývojovém softwarovém prostředí CodeWarrior pro DSP 56F803. Tento software je doplněn speciálními knihovnami určenými přímo pro digitální signálový procesor. Tímto je zaručena dobrá výkonnost i využitelnost daného procesoru. V aplikaci je použita pulsní šířková modulace PWM pro vytvoření výstupního signálu doplněná jednoduchým dolnoproputným filtrem, který se skládá z rezistoru $R = 1,2 \text{ k}\Omega$ a kondenzátoru $C = 1 \mu\text{F}$. Modul pro pulsní šířkovou modulaci je součástí vývojového kitu DSP 56F803 a pro jeho inicializaci a ovládání existuje speciální knihovna dodávaná výrobcem.



Obr.3: Jednotlivé simulované průběhy EKG vytvořené pomocí DSP

5. MĚŘENÍ SIGNÁLU EKG

Pro snímání a zobrazování signálu z periferie digitálního signálového procesoru byl použit signální osciloskop firmy AGILENT 54622D schopný měřit do frekvence 100MHz, tedy zcela vyhovující (obr.3). Signály byly uloženy pomocí disketové jednotky osciloskopu v souboru typu *.TIF. Z těchto signálů je patrné, že byl použit jednoduchý dolnoproputný filtr a tedy celkové provedení je vhodné jen pro studijní účely. Pro profesionální použití v lékařství by bylo nutné vylepšit jednotlivé funkční bloky a použít kvalitnější a dražší elektronické komponenty. Jednotlivé simulované signály EKG na výstupu navrhnutého zařízení jsou zobrazeny na těchto grafech naměřených osciloskopem.

6. ZÁVĚR

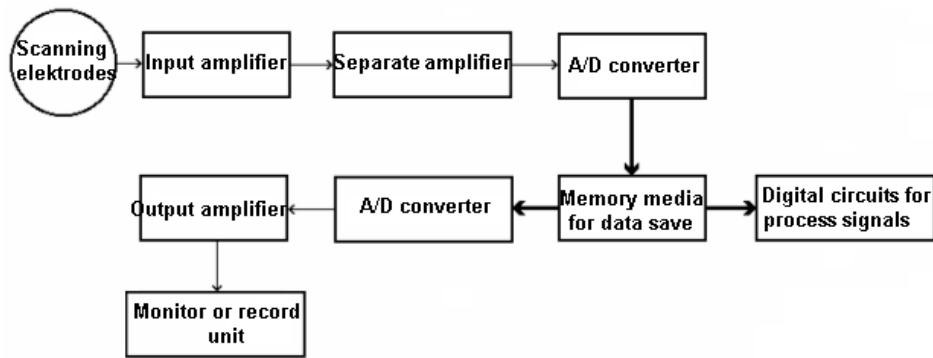
Vytvořený simulátor EKG je vhodný pro studijní účely katedry Měřicí a řídicí techniky. Pro použití v praktickém lékařství by bylo nutné použít nákladnější a dokonalejší elektronické komponenty. Pro vytvoření tohoto zařízení je vhodné použít digitální signálový procesor DSP jako řídicí jednotku. S tímto procesorem je možné měnit parametry například EKG signálu, aniž by bylo nutné zasahovat do elektronického zapojení, tedy hardwaru aplikace. Datové struktury jednotlivých signálů EKG a jejich parametry jsou v této úloze uloženy v paměti digitálního signálového procesoru. Z tohoto důvodu, nemusí být vytvořený systém stále připojen k počítači a může být tedy mobilní, což je další výhodou použití digitálního signálového procesoru pro podobná zařízení.

Potvrzení

Tento dílčí projekt byl řešen na VŠB Technické Universitě Ostrava, Česká Republika v rámci finanční podpory projektu Ministerstva školství České Republiky LN00B029.

7. LITERATURA

- [1] Computer Science and Telecommunications Board – *Embedded, Everywhere*. Washington DC. National Academy Press 2001. ISBN 0-309-07568-8.
- [2] M. Chmelař – *Lékařská přístrojová technika*, Skripta VUT Brno
- [3] J.Kovář – Návrh koncepce a systémového řešení simulátoru EKG s nastavitelnými parametry. VSB-TUO. 2001. 200108419.
- [4] Dokumentace vývojového kitu DSP 56F803 MOTOROLA z www stránek: <http://www.motorola.com>



Picture1: Block schema of modern monitor or diagnostic system device

In the picture we can see components of the monitoring system. These components are assembled according to data handling in block schema of system. Some of the components can be added or extracted from this general monitor schema, it depends on individual needs, requirements and a type of equipment.

INPUT AMPLIFIER

Input amplifiers are the most important and complicated part of medical devices. With the assistance of the input amplifier we can increase the signal level to be acceptable for further processing and control, and we can do the impedance matching of adapt the device input to a signal source (organism). The main function of the amplifier for the increase of biologic signals is to expand the signal level to an acceptable value for next processes in device circuits. Usually, these amplifiers are electric voltage amplifiers which increase the voltage level of signal. In some cases we need to increase the signal performance level, or they can work like a signal insulating and separating the source (a biological object) from other device circuits. All these amplifiers have to have these main characteristics: high input resistance, minor leakage current, have to work in part of frequency spectrum where biological signals are, small own noise, for a distance amplifier – high discrimination factor, possibility of an easy calibration and setting of accurate amplifier values.

DIGITAL CIRCUITS FOR SIGNAL PROCESSING

A type of the digital circuit depends on the manner of next processing. It can be a microprocessor, a digital signal processor or a computer PC. For quality of signal processing is a digital signal processor the best one, because it is designated for signal manipulation and control. The development of digital technique brings new methods of biological signal manipulation and control (more efficiency in archiving measured data, easier finding by database, and efficient methods for signal noise filtration by numeric methods). In this time, they try and explore automatic diagnostic measured biological signals by fuzzy classifiers.

MEMORY SHEETS FOR DATA STORE

- No electronic archiving

Data store is possible in various manners, e.g. ECG, EEG traces, or photographic film (RTG snap).

- Electronic archiving

Electronic data archiving is possible in two main methods:

Analog method

Data are stored on magnetic audio or video tape. This method doesn't make it easy to find files, it is more difficult.

Digital method

Data are stored on a hard disk or CD ROM and it is very popular and frequent in the last time. It enable an easy and fast retrieval of files by databases and saves place by various types of compression. In a digital form it is possible to save all data types (text files, video record etc.)

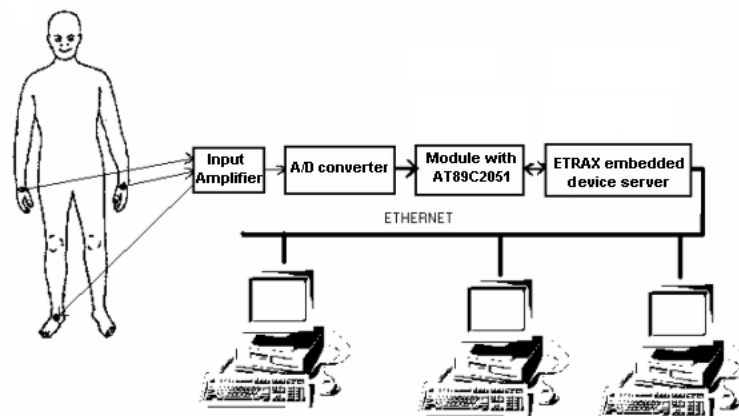
Modern diagnostic devices are usually able data archiving by both store types. Often practice doctors use digital manner of data saving, and for legislative laws data archives are saved in no electronic form.

3. MONITOR SYNTHESIS

In this project, as an example of modern monitor system, an easy device for monitoring of hear activity is proposed. It is a prototype of the device mainly used for educational purposes in the class subject named Medical electronic. Therefore the device is an easy and vivid construction, nevertheless it is accurate in measuring quality.

The device is used for easy data storage of heart activity. The measured data are converted into digital form. The data are handled by an easy microprocessor and saved in a distance server by the Ethernet. The data can be read, displayed or process from any computers connected to the net.

For a good project view a modular construction was choosen. It is convenient for an easy modules replacement (for example more accurate – input amplifier, A/D converter etc. or easier - module for digital data manipulation solved by universal microprocessor board).



Picture2: Block schema of monitor hear activity

Device project is assembled from these modules:

- Module of input amplifier
- Module of A / D converter
- Module of single chip microprocessor AT89C2051
- Module of net device server – embedded system ETRAX 100 LX

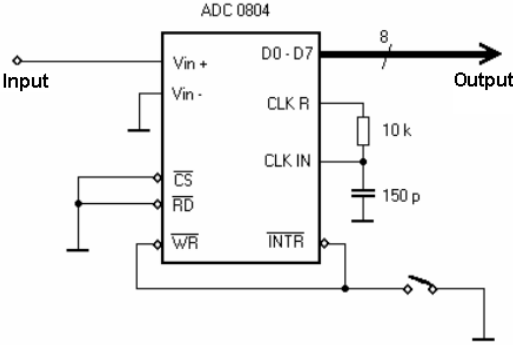
INPUT AMPLIFIER MODULE

Input amplifier module is solved like an equipment distance amplifier. The elected operation amplifier realizes requirments for big input resistance. For this application

integrator LF 347 was chosen, which was made by the firm MOTOROLA. Inside integrator there are four operational amplifiers JFET with low consumption and input resistance $10^{12}\Omega$.

A/D CONVERTER

For the conversion of a measured analog signal to digital form the integrator ADC 0804 is used. It is a parallel analog-digital converter with sequent approximation and with maximal time conversion $100 \mu s$. The converter can be connected in several modes. In this case a self-clocking mode is used, which enables the conversion without the necessary control of the converter by a microprocessor.



Picture3: Schema of A/D converter

MODULE WITH SINGLE-CHIP MICROCOMPUTER AT89C2051

This module is an universal module with the single microcomputer AT89C2051 made by firm Atmel. The module has two parallel interfaces, one series interface RS 232, RS 485 and I²C bus. With the helps of the parallel interface A/D connector is connected to the module and through the series interface measured data are transported to a device server. In the end this server sends data to PC terminal by ETHERNET.

The construction of the device prototype reads data from A/D converter from parallel interface and converts data by transformation to series interface RS 232 for device server. In practice it would be acceptable to connect more scanning devices to the device server, e.g. by bus RS 485. Enumeration of this device will not be able without programmable module.



Picture4: Whole design of ECG system

NET DEVICE MODULE – EMBEDDED SYSTEM ETRAX 100 LX

For monitor modules communication with the net terminals the net module–embedded system ETRAX 100 LX made by firm AXIS COMMUNICATIONS is elected. ETRAX 100 LX is a single chip integrated circuit specially designed for the net embedded applications.

This microprocessor works under the operation system Linux with the version Kernel 2.4.14. All applications are programmed by shell commands or in C language. Relatively high computer possibilities of this microprocessor (similar to possibilities of processor Intel Pentium 100) enable the monitor handle, data transmission, data process (data compression).

4. CONCLUSION

Practical solutions of this project are modules for monitoring ECG signal, measured data transmission by the ETHERNET, and software for their communication. These modules are used for teaching in class subject Medical equipment technique and Embedded systems at the department of Measurement and control. The modules are designed just for educational purposes don't require accuracy, so this monitor system is not designated for a practical medical use. For practical use it is necessary to make more accurate input amplifier and A/D converter.

5. REFERENCES

- [1] N. Matthew, R. Stones – *Linux – programujeme profesionalne*, Computer press Praha 2001, ISBN 80-7226-532-6
- [2] M. Chmelar – *Lekarska pristrojova technika*, Skripta VUT Brno
- [3] M. Syrovatko, B. Cernoch – *Zapojeni s integrovanymi obvody*, SNTL Praha 1984, ISBN 04-535-84
- [4] Documentation of development system AXIS from websites:
<http://developer.axis.com>

6. ACKNOWLEDGEMENT

This project was finished on VSB Technical University of Ostrava, the Czech Republic. The Grant Agency of the Czech Republic supplied the results of the project 102/02/1032 with subvention. And the Ministry of Education of the Czech Republic supplied the results of the project LN00B029 with subvention.

COMBINATION OF POSTUROGRAPHY AND HUMAN BODY MOVEMENT ANALYSIS – INITIAL REPORT

Krzysztof Piotr Michalak MD, Teodor Świdziński Dipl. Ing., Prof. Feliks Jaroszyk PhD

Department of Biophysics University of Medical Sciences, Poznań, Poland
Fredry Str. 10, 61-701 Poznań, Poland

Abstract

Posturography is a method enabling investigation of human's body balance system. It consists in recording of center of pressure (COP) on the ground during quiet standing. The signal consists of 2 co-ordinates: antero-posterior and lateral. This method is somewhat approximate, because postural reflexes from different parts of human body superimpose on themselves in this signal. Nevertheless, many parameters of posturographic signal change significantly with age and in different balance malfunctions.

Human Body Movement Analyzer (HBMA) is a new device enabling recording of movement of different parts of human body (head, neck, hips, knees) with accuracy of $d = 0.1$ mm. Simultaneous registration of COP and movement of different parts of human body is a very useful method enabling investigation of elementary couplings of human's balance system e.g. head-neck, neck-hips, hips-feet. Changes in elementary balance system couplings should be more significant for different balance malfunctions and probably more diagnostic than posturography too.

Keywords: posturography

1. POSTUROGRAPHY

Posturography is a method enabling quantitative evaluation of state and efficiency of human balance system. In this method, location of pressure center of the body is measured and registered under different experimental conditions. Usually posturographic signal is recorded by means of a platform (0.4 x 0.4 m) equipped with 4 force-pressure sensors positioned in platform's corners. The difference between indications registered by front and back sensors defines the AP (anterior-posterior) signal which provides information about front-back movement of pressure center. The difference between indications of the left and right sensors gives LAT (lateral) signal which reflects movement of pressure center from side to side.

There are several types of posturography [1, 2, 4, 5, 6, 10, 11, 15]. Most popular is static posturography in which the pressure center movement is registered during quiet standing while looking on a point located on the gaze level. There are some variants of this method: with eyes open or closed (in order to exclude visual feedback) [2, 5, 6, 10, 15], with normal position of the head and with the head pulled back (in order to partially exclude vestibule feedback), with a parallel performing a mental task (to partially exclude the influence of conscious attention [14]) and with standing on the solid ground versus thick sponge [3] or on a beam [2] in order to partially exclude proprioceptive signals from participants' feet.

Thus far, posturography has not commonly been accepted as a useful clinical diagnostic method mainly for the sake of insufficient sensitivity and accuracy of usual parameterization of the signal (e.g. sway path, sway area, Romberg quotient) [9, 12].

New possibilities in area of postural control research gives chaos theory called non-linear dynamics too. It is a relatively new branch of system theory studying the systems described by a class of deterministic non-linear differential equations. In our previous paper [7, 8] we calculated the dimensional complexity (DC) of posturographic signal, which is formally defined as: [13]: $d = \lim_{r \rightarrow 0} (\log M / \log r)$ where d – stands for DC, r – describes the object size in a single dimension, M – is the “bulk” of the object.

2. HUMAN BODY MOVEMENT ANALYZER (HBMA)

Human body movement analyzer is a new device, projected and constructed in Biophysics Department of University of Medical Science of Poznań (Poland), enabling measure of movement of parts of human body with accuracy of $\Delta x = 0.1$ mm.

To register the movements of some part of human body a photoelectric method was used (fig. 1). A stiff thin wire (A) is fixed to the analysed part of human body. The bulb (B) lights up this wire. The shadow of the wire moves together with the human body along given sensors (C). The sensors consist of a network of appropriately designed fibre optics (D) which are connected to photoelectric diodes (E). Electric signals from photodiodes are analysed by an analog electronic system, which solves certain integral and differential functions (F). As a result, a sequence of digital impulses is created. This sequence is then analysed by an electronic digital system (G). The information on the location of the wire at every moment of its movement is next sent to the computer (H). The accuracy here is 0,1 mm.

3. COMBINATION OF POSTUROGRAPHY AND HUMAN BODY MOVEMENT ANALYSIS

Simultaneous measuring of posturographic signal representing the Center of Pressure (COP) of the body on the ground and the signal of the HBMA representing the information about movement of separate parts of human body gives new possibilities for searching diagnostic criteria in different movement malfunctions.

Such analysis seems to be especially interesting in area of chaos theory called non-linear dynamics, too. So far analyzed posturographic signals inherit the sum of reflex reactions from many floors of human body (neck, lumbal spine, hips, knees, ankles). This is probably the reason, that calculation of dimensional complexity of posturographic signal gives ambiguous results.

Simultaneous subtraction of posturographic signal and from HBMA will give probably information about elementary reflexes of human body. This should be visible as decreasing of dimensional complexity, or improvement of forecasting quality.

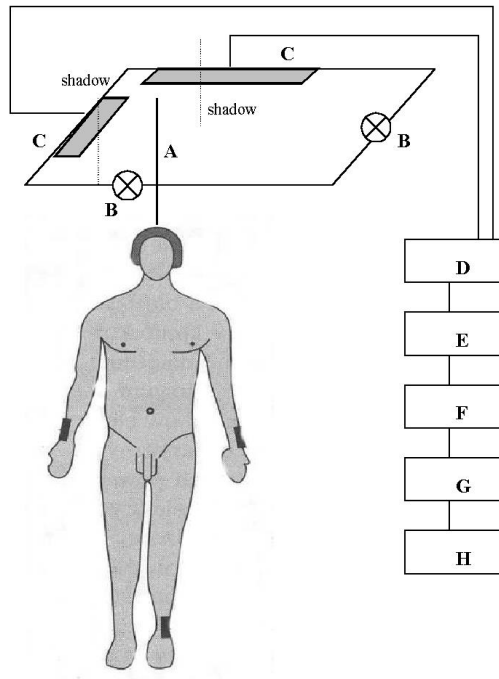


Fig. 1: Human Body Movement Analyzer. Block diagram of the apparatus.

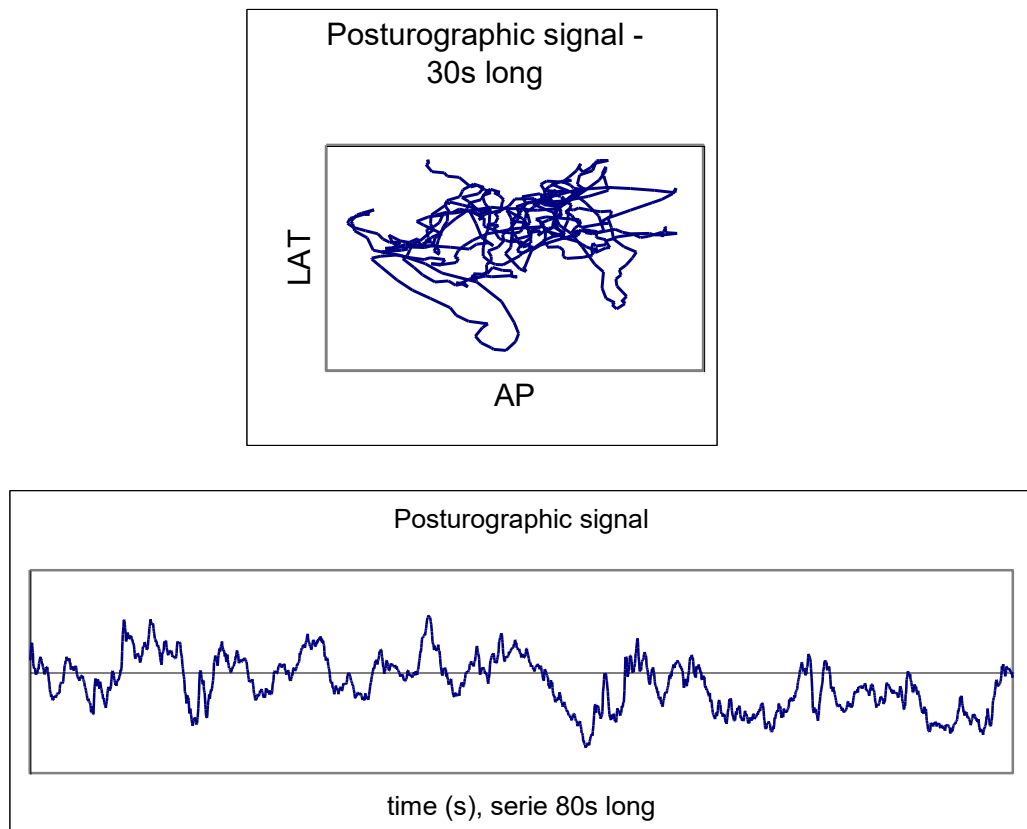


Fig. 2: Example of posturographic signal.

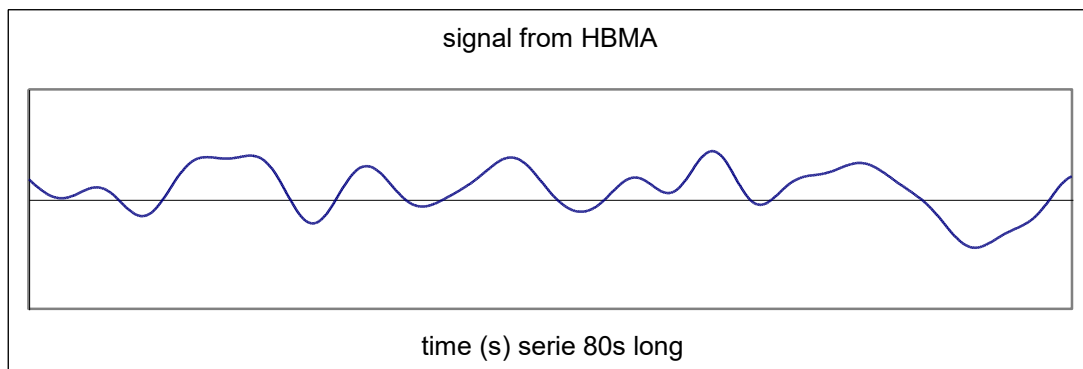


Fig. 3: Example of HBMA signal.

4. LITERATURE

- [1] Accornero, N., Capozza, M., Rinalduzzi, S., Manfredi, GW.: *Clinical multisegmental posturography: age related changes in stance control*, *Encephalography and clinical Neurophysiology*, 1997, 105, 213-219.
- [2] Alexander, NB.: *Postural control in older adults*, *J. Am. Geriatr. Soc.*, 1994, 42, 93-108.
- [3] Colledge, NR., Cantley, P., Peaston, I., Brash, H., Lewis, S., Wilson, JA.: *Ageing and Balance: The Measurement of Spontaneous Sway by Posturography*. *Gerontology*, 1994, 40, 273-278.
- [4] Gu, MJ., Schulz, AB., Shepard, NT., Alexander, NB.: *Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics*, *Journal of biomechanics*, 1996, 29, 3, 319-329.
- [5] Horak, FB., Shupert, CL., Mirka, A.: *Components of postural dyscontrol in the elderly: a review*, *Neurobiology of Aging*, 1989, 10, 727-738.
- [6] Judge, JO., King, MB., Whipple, R., Clive, J., Wolfson, LI.: *Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input*, *Journal of Gerontology*, 1995, 50A, M263-M270.
- [7] Michalak, K., Jaśkowski, P.: *Dimensional complexity of posturographic signal: II. Optimization of embedding parameters: window width, lag and embedding dimension*. In preparation.
- [8] Michalak, KP., Jaśkowski, P.: *Dimensional complexity of posturographic signals: I optimization of frequency sampling and recording time*, *Current Topics in Biophysics*, 2002, 26, 2, 235-244.
- [9] Motta, M., Spano, A., Neri, M., Schillaci, G., Corteloni, C., Andermarcher, E., Gamberini, F., Rizolli, G.: *The specificity and sensitivity of computerized posturography in study of postural unbalance in the elderly*, *Arch. Gerontol. Geriatr. Suppl.*, 1991, 2, 127-132.

- [10] Myklebust, JB., Prieto, T., Myclebust, B.: *Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series*, Ann. Biomed. Eng., 1995, 23, 711-719.
- [11] Perrin, P., Perrin, C.: *Exploration des afferences sensorielles et du controle moteur de l'equilibration par la posturographie statique et dynamique*, Ann. Otolaryngol. Chir. Cervicofac., 1996, 113, 133-146.
- [12] Prieto, TE., Myklebust, JB., Hoffmann, RG., Lovett, EG., Myklebust, BM.: *Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults*, IEEE Trans. Biomed. Eng., 1996, 43, 9, 956-66.
- [13] Pritchard, WS., Duke, DW.: *Measuring "chaos" in the brain: a tutorial review of EEG dimension estimation*. Brain Cogn., 1995, 27, 3, 353-97.
- [14] Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, KA., Baldwin, M.: *The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls*, Journal of Gerontology, 1997, 52A, 4, M232-M240.
- [15] Whipple, R., Wolfson, L., Derby, C., Singh, D., Tobin, J.: *Altered sensory function and balance in older persons*, Journal of Gerontology, 1993, 48 Special Issue, 71-76.

IMPLEMENTATION OF PLETYSMOGRAPHICAL RECORD ANLYSIS BY THE USE OF FRAMEWORK TENETS

Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

VŠB-Technical university Ostrava,
Faculty of electrotechnics and informatics,
Departement of Measurement and control,
17. listopadu 15, Ostrava Poruba, 708 33
Marek.Penhaker@vsb.cz

Implementation of pletysmographical record anylisis by the use of framework tenets

The goal of the project was to create the demonstrational application by the form of the extension of kernel for the use of framework that is determined for support of control and information systems development in the area of signal processing, elaborate and describe the methodology of extention hereof setting in the nature of concrete aplications.

Beyond above-mentioned outputs the solution of the project should give the concrete knowledge about the usage effectiveness of evolutionary frameworks. Fundamental implementation idea is based on usage of MATLAB as the basis for extension of common kernel.

Keywords: framework, kernel extension, signal processing, plethysmography, wavelet transform, expert system,

1. INTRODUCTION

The frameworks provide us the possibility of simple and quick extension of solution contemporary existed some data class that are the integral part of software's developmental applications. The high effectiveness of their development is caused by the shared architecture of partial applications formed from them. Program orientated frameworks offer that way efficient implement for realization of applications that on the basis of graphical notation give evaluation or control of the model problem.

In this case I was interesting in creation of applicatin from the area of signal processing, respectvelly from the biosignal processing.

The aim of this study is the processing and evaluating of biosignals respectvelly of pletysmographical records using framework programming technique.

The finger plethysmography is a noninvasive method for recording pulse waves from fingertips of human extremities. Pulse wave is created by the heart activity and by penetration of blood through the vascular system.

The variability of particular plethysmographical records is rather wide therefore till now the definite criterions that determine limit between physiological and pathological trace were not established. It is why the analyses of records is a time consuming process and the evaluation is before all subjective and it depends on the knowledge and skill of physicians. The aim of this study is to find out the most used methods of evaluation of

plethysmographical record till this time and a proposal for evaluation with the use of new methods of processing by the help of computers and new mathematical methods.

2. EVALUATION IN TIME DOMAIN

Evaluation of pulse waves was done by a skilled physician visually or with the help of the most used criterions.

Some of that criterion did not take in question the possibility of a change of pulse frequency during examination and from it arose an error in reading of parameters of pulse wave. The error was bigger with more quick pulse frequency.

The advantageous was to use criterions, which express the ratios of individual parameters of the pulse wave. We used such parameters, which could better define relations between single parts of pulse wave and limit the influence of the change of pulse frequency and magnitude of amplitude.

The parameters ratio between peaks distance of pulse wave could easier determine the location placement of particular parts with respect for the magnitude of pulse wave, which could be at every single measurement variable. (Fig. 1)

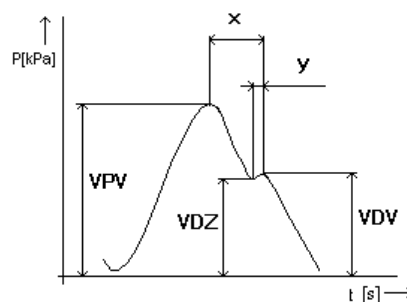


Fig. 1: The parameters of pulse wave in single.

3. THE METHOD OF EVALUATION IN A FREQUENCY DOMAIN

The advantage of this evaluation is looking on the pulse wave in whole not only on it's parts. The most effective method today is Fourier transform but during the systematic research of elastic reactions of arteries with the help of analysis problems arose because still we do not have systematically methodical unified research of these reactions of the arterial system to various stimulus.

In this area the evaluation is orientated more on comparison of records obtained from more measurements done on a lot of patients of the same category of findings and evaluated record it means on particular harmonic components than on evaluation of frequency spectrum of the waveform alone.

The experienced physician (expert) during the analysis of pulse wave in time domain decides about the possible pathological findings and will file into group according the kind of illness. The larger the group of patients is examined in this way the more exact the consequent ranges among particular groups are.

The infliction of vascular system will be characterized by amplitude expansion on particular frequencies that were created from groups of spectrum of the same type of damage. The evaluation of measured record will be done by comparison its spectral components from amplitude expansion of particular groups of findings.

The actual study of the evaluation of plethysmographical record enables to give criterions in frequency domain. These criterions represent from first to forth harmonic parts of amplitude spectrum of the signal. These criterions will be subsequently used as input variable of linguistic model for the diagnosis estimation.

4. THE USE OF WAVELET TRANSFORM TO THE COMPRESS OF DATA

Today is usual to use very often wavelet transform (WT) which serve for before all to time frequency analysis of data and generalization of filtration. It provides also some further possibilities such as compression of data with the little lost of the information value. Because we need to store patient's records from every measurement for long time the problem with the data saving arises because the data capacity is very big.

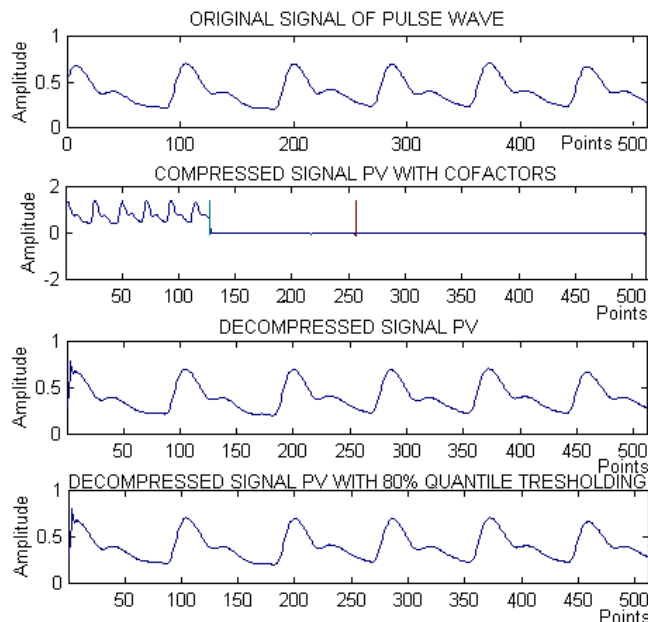


Fig. 2: Example of signal processing by wavelet transform

The important characteristic of wavelet is intellectual simplicity familiar to the used Fourier accesses and also very important computer effective. Easy and quickly is possible to transform with the help of discrete wavelet transform (DWT) big files of data which is an opposite to the classical discrete Fourier transform (DFT).

DWT in the same way as DFT is obtained by suitable discretization from the pertinent integral transformations. If the FFT has a complicated calculation in rules $O(n \log_2 n)$, than in the DVT it is often a decrease as far as to $O(n)$ it means that it is even faster.

For verifying of proceedings at application WT was programmed our testing toolbox in the program MATLAB and we used it for performing necessary calculations. The transformation was applicated on a signal of pulse wave with the characteristic vector with the length 512 (Fig, 2). Wavelet transform was applicated on the signals with base:

- ◆ Daubechies : D2, D4, D8
- ◆ Haar : H1, H4
- ◆ Walsh - Paleye : W-P2, W-P4

A lot of wavelets bases exist which we can use for transform but for correct analysis is necessary bases to be orthonormal what these bases fulfilled.

WT does a decomposition on signal components. The result of the transformation is a signal with the length one half of original signal and also cofactor is the same length.

The cofactor includes complementary information about a signal. Results of compression and decompression of particular signals are shown in table I and the compression was done on the one quarter of original length. In the table are these parameters: remained energy (r.e.), maximum error (m.e.) and standard deviation (σ).

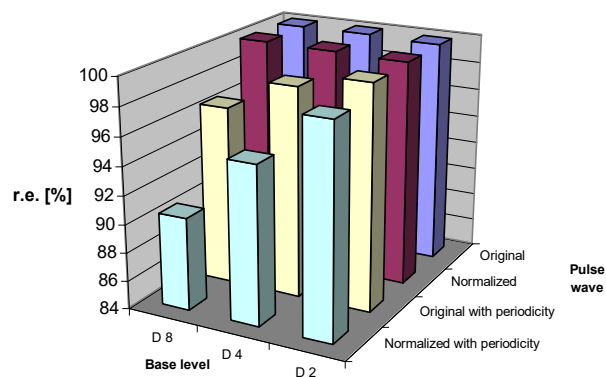


Fig. 3: The values of retained energy (r.e.) at the compression of a pulse wave on the one quarter of its original magnitude at the use of Daubechies bases.

From the Fig. 3 we can find out that when we use the Daubechies (D) transformation base the partial deformation of the signal appears after the reverse decompression before all at the grade 2 what is caused by this that coefficients are tabulated as approximate values. At the compression and decompression was the transformation matrix W corrected in such way to suppress the periodicity of signal as it is shown in the first two lines in the table. In the third and fourth line was matrix W corrected not to be the periodicity of signal suppressed.

Results of decompression with the use Walsch-Paley and Haar's base are the same as at the base H1 - remained energy = 100 %, maximum error and standard deviation is in the rule e^{-33} , this error is caused by around numbers during the calculation on the computer.

If we execute transformation of signal PV with the use of D base we obtain the signal it's course is nearly the same as the signal before the transformation, what we can verify by comparison of both signals.

The PV compressed on the one quarter of original signal has the same spectrum and we save remarkable part of capacity for storage of data files and time necessary for calculation FFT. (Fig. 4)

If we want to save the original signal unchangeable we need after the transformation save the information in cofactor too.

Even here we need to save disk space for data storage by the suitable zero setting (filtration) of cofactors.

At the filtration we put zero setting on some values of cofactors and for reverse transformation- decompression only dominant values. More methods for zero setting exists: quantile, hard, soft etc.

After that tests we can tell if we choose the suitable base for example D2 we can at quantile tresholding 100 % value of cofactors and reverse decompression remain 99,86 % of energy. For saving of signal is enough for us from the original 512 values to save only 128 (compressed signal) plus 0 (cofactor) it is together only 128 values.

On the Fig. 2 is shown the results of quantile tresholding of PV signal with the length 512 values which was compressed and decompressed by the wavelet transform by the base D2 .

From the introduced results is visible that the most appropriate is Daubechies base. We can make a conclusion that it is possible to use for analysis of the spectrum compressed data and to save the time which we need for decompression

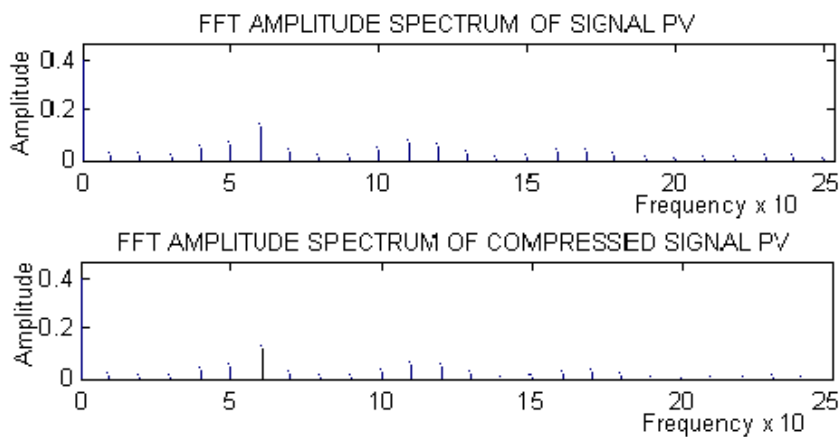


Fig. 4: Comparison of PV spectrum after the wavelet transform.

5. RESULTS - EVALUATION BY EXPERT SYSTEM

The expert system creates the entire elaboration of plethysmographical records and it is able to simulate the work of doctors at the determination of diagnosis.

In the final summary the evaluation by the expert system will include the evaluation in time domain with the help of existing and supplementary criterions and it will contain the evaluation of parameters obtained during the evaluation in frequency domain.

The experimental testing of proposed expert system for support of diagnoses on the basis of analysis of plethysmographical record was realized by problem orientation of fuzzy rule based interactive expert system LMPS v 3.02 (Linguistic Model Processing System).

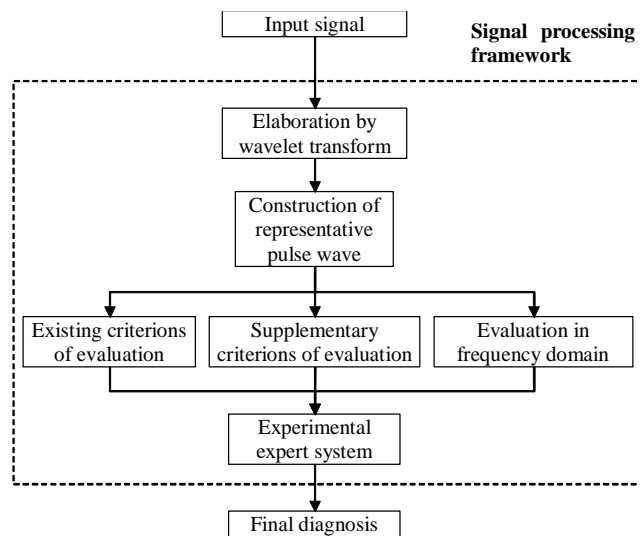


Fig. 5: Model of signal evaluation using framework.

The problem orientation of fuzzy model system LMPS is done on the basis of expert evaluation of the real data measured by analyses of real plethysmographical records and supplemented with diagnosis declared by doctor. In the present the system is able to recognize two chosen diagnoses II and I.

The set of 28 measurements was used for testing method SYMPLERA.

Experimental verification of diagnostic effect of suggested method for evaluation of plethysmographical records was done on four real records.

These test records serve for verification of predicative abilities of suggested bases and for verification of estimation accuracy of diagnostic effect.

The expert system proved in use good results (Table 1). The size of patient's set influenced the number of output diagnoses. Not all-possible diagnoses were found because they were not at this set of patients present.

record number	Sig. Proc. framework		Diagnosis of physician	Results agreement
	I	II		
1	1	0	I	OK
2	1	0,5	I	OK
3	0	0,9	II	OK
4	0,17	0,83	II	OK

Table 1: Rate of possibilities of expert system outputs for particular bases

This method was already successfully proved on the small tested group of people. But we need to perform more explorations on much bigger set of patients to find out the answer to the question if this method is really effective for elaboration of correct diagnosis, monitoring of a development of diseases of the vascular system and effect of the treatment.

6. CONCLUSIONS

The aim to make the evaluation of plethysmographycal records more accurate leads to an idea to create the systemic apparatus (signal processing framework) for evaluation of pulse wave. In order to filtration and storage of modified signal was taken an advantage of possibilities of the new mathematical means of wavelet transform and the final conclusion was made by expert system based on framework. The frameworks provide us the possibility of simple and quick extension of solution contemporary existed some data classes that are the integral part of software's developmental applications. The high effectiveness of their development is caused by the shared architecture of partial applications formed from them.

The final contribution of this work is the extension of the kernel containing particular implementations of selected development tools applicable for the support of control and information systems development in the area of signal processing.

Acknowledgement

The work has been supported by grant GAČR 102/01/D007.

7. REFERENCES

- [1] Čížek, V. (1981)
- [2] Diskrétní fourierova transformace a její použití, SNTL, Praha
- [3] Druckmüller, M. and J. Rychlý (1989)
- [4] Linguistic Model Processing System LMPS v3.0, VUT – FS, Brno
- [5] Honzíková, N. (1990)
- [6] Spectral analysis of circulatory rhythms, Masarykova universita v Brně,
- [7] Oliva, I. and K. Roztočil (1982).
- [8] Pulsová vlna v diagnostice ischemické choroby dolních končetin, Avicem, Praha
- [9] Pokorný, M. (1996)
- [10] Umělá inteligence v modelování a řízení, BEN Praha
- [11] String, G. and T. Nguyen (1996)
- [12] Wavelets and filter banks, Wellesley – Cambridge press, USA

METODY REKONSTRUKCE MEDICÍNSKÝCH 3D ULTRAZVUKOVÝCH DAT

Ing. Radim Petržela, Prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií,
Ústav biomedicínského inženýrství,
Purkyňova 118, 612 00 Brno
petrzela@feec.vutbr.cz, jan@feec.vutbr.cz

RECONSTRUCTION METHODS FOR 3D ULTRASOUND

Abstract:

Conventional diagnostic ultrasound imaging is performed with hand-held probe which transmit ultrasound pulses into the body and receives echoes. These echoes are used to create a 2-D grey-level image (B-scan) of across-section of the body in the scan plane. 3-D ultrasound imaging extends this concept about volume information. B-scans inserted into 3-D voxel array, can be visualized using any-plane slicing, volume rendering or surface rendering. B-scans are typically reconstructed on a regular grid. In this paper we reviewed existing reconstruction methods.

Keywords:

3D reconstruction, 3D interpolation, B-scan, pixel, voxel, Gaussian kernel

1 ÚVOD

Veliká nevýhoda získaných 3D ultrazvukových dat je, že jsou nekonzistentní. Pro vizualizaci konvenčními metodami, jako je objemové nebo povrchové zobrazování, vyžadujeme, aby data byla konzistentní. Musíme tedy provést rekonstrukci těchto 3D dat do pravidelné mřížky. Rekonstrukce [1] – [7] je velice důležitým krokem. Při zpracování musíme být velmi opatrní. I nepatrné zkreslení původních dat může způsobit artefakty ve výsledném zobrazení a vést tak k chybné diagnóze. Každý B – scan se skládá z elementů, které nazýváme pixely. Pixely jsou umístěny do nepravidelného prostoru, který je složen z objemových elementů tzv. voxelů. Problém rekonstrukce můžeme chápat jako interpolaci nestrukturovaných nebo rozptýlených dat. Existuje více odlišných metod pro rekonstrukci 3D ultrazvukových dat. Bohužel bližší informace k těmto metodám nejsou většinou zveřejněny [4]. Nicméně ze získaných informací můžeme metody rekonstrukce klasifikovat do následujících kategorií [4].

2 METODY INTERPOLACE

INTERPOLAČNÍ METODA VOXEL NEAREST NEIGHBOUR (VNN)

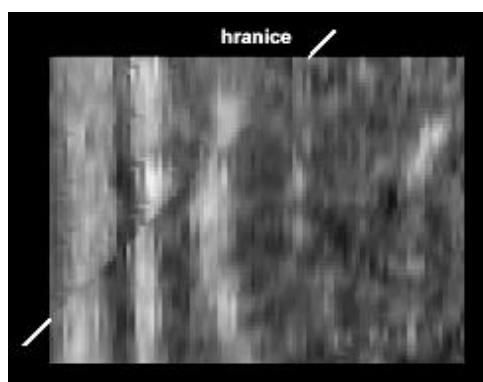
Tato interpolační metoda je velice jednoduchá. Každému voxelu je přiřazena hodnota nejbližšího pixelu. Nemusejí se nastavovat žádné počáteční parametry. Procházíme voxelový prostor voxel po voxelu a hledáme hodnotu nejbližšího pixelu. Při hledání nejbližšího pixelu můžeme místo sekvenčního procházení pixelů uplatnit skutečnost, že nejbližší pixel leží na kolmici k nejbližšímu B – scanu.

U každého B – scanu si uchováme jeho normálový vektor $n(x_n, y_n, z_n)$. K určení vzdálenosti t aktuálního voxelu od daného B – scanu určíme pomocí vztahu:

$$t = -\frac{x_n x_0 + y_n y_0 + z_n z_0 + d}{x_n^2 + y_n^2 + z_n^2}, \quad (2.1)$$

kde x_0, y_0, z_0 jsou souřadnice aktuálního voxelu, x_n, y_n, z_n jsou souřadnice normálového vektoru B scanu a d je parametr roviny B - scanu. Tím dojde k urychlení celé metody a dělá ji tak nejrychlejší interpolační metodou [1], [4].

Další výhodou této metody je, že nezpůsobuje tzv. díry (voxely, kterým nebyla přidělena hodnota). Nevýhodou je možný výskyt artefaktů. Jestliže řez protíná více původních B – scanů, můžeme považovat interpolovaný obraz za koláž projekcí z protnutých B – scanů. Výsledná koláž je velice citlivá na chyby registrace vycházející z pohybu tkání a chyby senzoru [1] – [4]. Tyto chyby mohou způsobit viditelné dělicí hranice mezi projekcemi ve výsledném řezu (obr. 2.1).



Obr. 2.1. Interpolační metoda Voxel Nearest Neighbour (VNN). Viditelné hranice mezi projekcemi výsledného řezu [1]

INTERPOLAČNÍ METODA PIXEL NEAREST NEIGHBOUR (PNN)

Zjednodušeně řečeno interpolační metoda Pixel Nearest Neighbour (PNN) pracuje opačně jako interpolace Voxel Nearest Neighbour (VNN). Každému pixelu hledá nejbližší voxel. Skládá se ze dvou částí.

V první části se každý B – scan prochází pixel po pixelu a hledá se nejbližší voxel, kterému se přidělí hodnota aktuálního pixelu. Hodnota jednoho voxelu může být ovlivněna více pixely. V tom případě se výsledná hodnota voxelu většinou určí jako průměrná hodnota ze všech příspěvků [5],

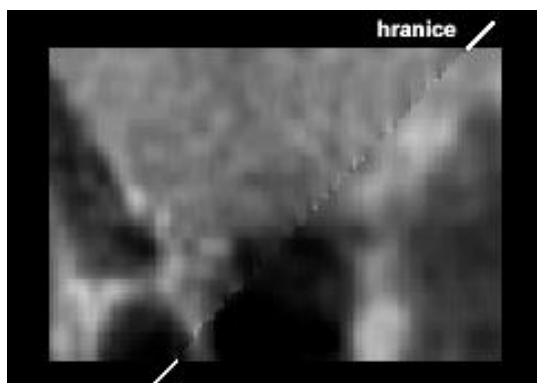
$$E = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}, \quad (2.2)$$

kde x_i jsou hodnoty přispívajících pixelů a N je jejich počet.

Výsledná hodnota voxelu může být také vybrána jako nejvyšší hodnota z přispívajících pixelů. Jestliže velikost voxelů bude malá v porovnání se vzdáleností získaných B – scanů, mohou se ve výsledném obraze objevit díry. Parametrem pro nastavení první části je, jak budou vícenásobné příspěvky počítány.

Druhá část prochází voxelový prostor a vyplňuje vzniklé díry. Hodnota nevyplněného voxelu může být opět určena průměrnou hodnotou okolních neprázdných voxelů [1], [4]. Parametrem pro nastavení druhé části je, jak se určí hodnota díry.

Ve výsledném obrazu se mohou vyskytovat artefakty. V případě, kdy zobrazovaný řez prochází zrekonstruovaným objemovým prostorem voxelů, které byly vyplněny první i druhou částí, mohou být pozorovány zřetelné hranice mezi drobnými detaily (voxely vyplněné první částí) a rozmazáním (voxely vyplněné druhou částí), (obr. 2.2).



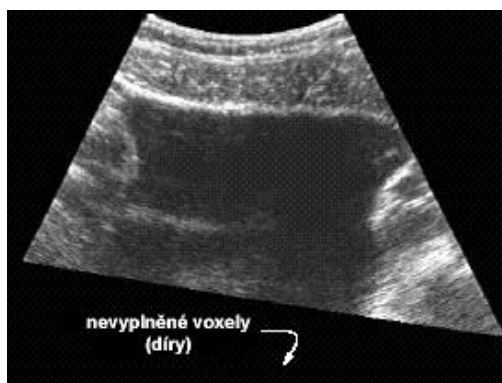
Obr. 2.2. Interpolační metoda Pixel Nearest Neighbour (PNN). Viditelná hranice mezi voxely vyplněnými první částí a částí druhou [1]

INTERPOLAČNÍ METODA DISTANCE – WEIGHTED (DW)

Podobně jako interpolační metoda Voxel Nearest Neighbour, postupuje i tato interpolační metoda voxelovým prostorem voxel po voxelu. Každému voxelu je přiřazena hodnota odpovídající váženému průměru z množiny pixelů B – scanů, které se nachází v blízkém okolí daného voxelu. Parametry pro nastavení jsou určení tvaru zkoumaného okolí voxelu a nastavení tzv. váhovací funkce, která určí výslednou hodnotu voxelu.

Nejjednodušší implementace této metody předpokládá pevné kulové okolí s poloměrem R kolem každého voxelu. Všechny hodnoty pixelů uvnitř tohoto okolí jsou váhovány inverzní hodnotou vzdálenosti od aktuálního voxelu a potom zprůměrnovány. Výsledkem je, že výsledná hodnota voxelu je více ovlivněna bližšími pixely než pixely vzdálenými.

Jestliže poloměr R bude nastaven příliš malý, ve výsledném obrazu se mohou objevit díry (obr. 2.3). Naopak při nastavení velkého poloměru R se výsledný obraz bude jevit jako rozmazaný. Efekt váhování hodnotou inverzní vzdálenosti bude velice rychle překonán velkým počtem pixelů patřících danému okolí. Z toho plyne rozmazání výsledného obrazu. Velice dobré výsledky byly dosaženy při použití husté množiny B – scanů a malé hodnoty R [6].



Obr. 2.3. Interpolační metoda Distance – Weighted (DW). Ořezání výsledného obrazu je způsobeno nastavením malého okolí voxelu [1]

Pokročilejší implementace interpolační metody Distance – Weighted používá okolí, které svým tvarem počítá s asymetrickou rozptylovou funkcí ultrazvukového paprsku. Základem je vytvoření tzv. “Tlustých B - scanů”, které vzniknou konvolucí [7] B – scanu a komolého 3D Gaussovského jádra,

$$f(x, y, z) = \frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu_x)^2}{2\sigma_x^2}} \cdot \frac{1}{\sigma_y \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(y-\mu_y)^2}{2\sigma_y^2}} \cdot \frac{1}{\sigma_z \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(z-\mu_z)^2}{2\sigma_z^2}}, \quad (2.3)$$

kde μ_x, μ_y, μ_z jsou střední hodnoty a $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ jsou směrodatné odchylky.

Zmíněná konvoluce je

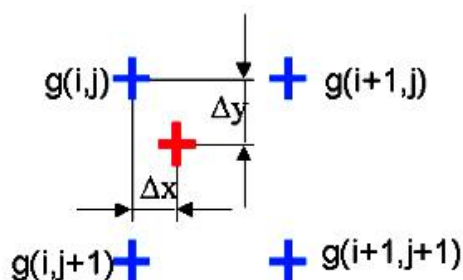
$$Z(x, y, z) = \sum_{x'} \sum_{y'} \sum_{z'} b(x', y', z') \cdot f(x - x', y - y', z - z'), \quad (2.4)$$

kde $b(x,y,z)$ je B – scan umístěn v prostoru a $f(x,y,z)$ je 3D Gaussovské jádro.

Gaussovské jádro je navrženo tak, aby bylo široké při kolmici na B – scan a uvnitř samotného B – scanu úzké. Voxely protnuté těmito “Tlustými B - scany” si uchovávají získanou váhu a intenzitu. Výsledná hodnota voxelu vznikne podělením naakumulovaných hodnot intenzit a vah příslušného voxelu. Zjednodušeně řečeno, každý voxel reprezentuje vážený průměr sousedních B – scanů daný použitím asymetrické Gaussovské váhovací funkce aplikované na každý B – scan. V případě, že komolá Gaussovská váhovací funkce je menší jak vzdálenost mezi B – Scany, mohou se ve výsledném obraze vyskytovat díry.

Další varianta interpolační metody Distance – Weighted používající nerovnoměrné okolí je založena na tzv. párování B – scanů. Hodnota každého voxelu je počítána z hodnot pixelů dvou nejbližších B – scanů obklopující daný voxel. K těmto B – scanům jsou z aktuálního voxelu spuštěny kolmice. Bilineární interpolací (2.5) uvnitř B – scanů určíme velikost příspěvku z každého B – scanu. Hodnota voxelu je potom určena jako vážený průměr těchto příspěvků. Příspěvky jsou váhovány inverzní hodnotou jejich vzdálenosti k příslušnému voxelu. Výhodou této metody je, že ve výsledném obraze nevznikají díry.

Bilineární interpolace:



$$f(x, y) = (1 - \Delta x) \cdot [(1 - \Delta y) \cdot g(i, j) + \Delta y \cdot g(i, j + 1)] + \Delta x \cdot [(1 - \Delta y) \cdot g(i + 1, j) + \Delta y \cdot g(i + 1, j + 1)] \quad (2.5)$$

3 ZÁVĚR

Tato práce participuje na grantovém projektu GAČR No. 102/02/0890.

4 LITERATURA

- [1] Rohling, R.: "3D Freehand Ultrasound: Reconstruction and spatial Compounding", Ph.D. Thesis, University of Cambridge, Department of Engineering, September 1998
- [2] Rohling, R., Gee, A.: Correcting motion-induced registration errors in 3-D ultrasound images. In Proceeding British Machine Vision Conference 1996, volume2, 645-654, Edinburgh 1996.
- [3] Rohling, R., Gee, A., Berman, L.: Automatic registration of 3-D ultrasound images. CUED/F-INFENG/TR 290, May 1997
- [4] Rohling, R., Gee, A., Berman, L.: Radial basis function interpolation for 3-D ultrasound. CUED/F-INFENG/TR 327, July 1998
- [5] Nelson, G. M.: Scattered data modelling. IEEE Computer graphics and applications, 13(1):60-70, January 1993
- [6] Hsien-Min Syn, M.: "Model-Based Three-Dimensional Freehand Ultrasound Imaging", Ph.D. Thesis, University of Cambridge, Department of Engineering, May 1997
- [7] Jan, J.: Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů, VUT v Brně, 1997

IDENTIFKACE STABILIZAČNÍCH PROCESŮ VZPŘÍMENÉHO POSTOJE

Ondřej Resl, Svatava Konvičková

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní
Odbor mechaniky, ústav pružnosti a pevnosti
Technická 4
166 07 Praha 6
e-mail: resl@biomed.fsic.cvut.cz

Vzpřímený postoj, resp. kvalita stabilizačních procesů, je obvykle vyřetřován proto, aby poskytl informace o motorických možnostech pacientů nebo o schopnosti a kvalitě koordinace a řízení těchto schopností. U mnohých pacientů tak lze charakterizovat progresi onemocnění souvisejících s posturální stabilitou. Při popisu mechanismů lidské stabilizace se lidské tělo schematizuje jako soustava tuhých těles s definovanými vazbami. Pro jednoduchost a možnou implementaci navrženého systému do ambulantní praxe byly voleny tři typy modelu lidského těla: 1) tuhé těleso se sférickým pohybem umožněným pouze v hlezenním kloubu (2 DOF) 2) dvě tuhá tělesa, sférický pohyb umožněn v hlezenním a kyčelním kloubu (4 DOF) 3) tři tuhá tělesa, sférický pohyb umožněn v hlezenním kloubu, v kolenním a kyčelním kloubu pouze rotace v sagitální rovině. Pro každý z modelů jsou sestaveny vlastní pohybové rovnice a z nich určen přenos jednotlivých modelů. Dále se předpokládá, že nad takto schematizovaným modelem je zpětnovazebně zapojeno řízení stabilizačních procesů s příslušným dopravním zpožděním.

K určení přenosu stabilizačních procesů, je získán přenos identifikované osoby jako podíl vstupu (bílého šumu) k odezvě tj. výstupu ze stabilometrické snímací plošiny. Průběhy COP (Center of pressure) jsou následně převedeny na náklon modelu v jednotlivých kloubech. Po výpočtu spektrální výkonové hustoty a jsou analyzovány amplitudové a fázové přenosové funkce. Po jejich aproximaci exponenciální regresí je získán přenos stoje pacienta. Při znalosti reálného přenosu a přenosu modelulze dopočítat přenos zpětnovazebně zapojeného řízení a to tak identifikovat.

Klíčová slova: biomechanika, model, vzpřímený postoj, stabilizace, center of pressure

MECHANICKÉ VLASTNOSTI TKÁNĚ OČNÍ ROHOVKY

Ing. Pavel Růžička, MUDr. Martin Janek*, Ing. Radek Sedláček

Laboratoř biomechaniky člověka, ČVUT v Praze, Fakulta strojní
Technická 4, 166 07 Praha, Česká republika

*Oční klinika, Všeobecná fakultní nemocnice, 1. lékařská fakulta, Univerzita Karlova v Praze
Kateřinská 32, 121 08 Praha, Česká republika
ruzicka@biomed.fsid.cvut.cz, mjanek@vfn.cz, sedlacek@biomed.fsid.cvut.cz

Mechanical properties of the cornea tissue

Tensile tests were performed to obtain porcine cornea mechanical properties needed to complete a mathematical model simulating the laser thermokeratoplasty procedure. Obtained nonlinear stress-strain diagrams were approximated in a least square sense by a polyline combined of two lines. Thus two elastic moduli were computed.

Keywords: biomechanics, tensile test, cornea, mechanical properties, stress, strain

1. ÚVOD

Laserová termokeratoplastika je metoda korekce dalekozrakosti. Kolagenní tkáň oční rohovky je lokálně zahřívána na teplotu blížíci se 90°C aplikací záření diodového laseru. V laserem zasažené oblasti dochází k rozměrovým změnám a tím ke vzniku napjatosti. Tímto způsobem je dosahováno změny zakřivení v centrální oblasti rohovky a optické korekce v rozsahu +0.5 až +4 dioptrie. Cílem výzkumného projektu je vytvořit třírozměrný model rohovky pro simulace laserové termokeratoplastiky metodou konečných prvků. Matematický model se skládá z prostorové sítě prvků, okrajových podmínek, zatížení teplotním polem, zatížení nitroočním tlakem a definice materiálových vlastností. Proto je třeba nalézt materiálové vlastnosti tkáně rohovky, konkrétně závislost napětí na poměrné deformaci.

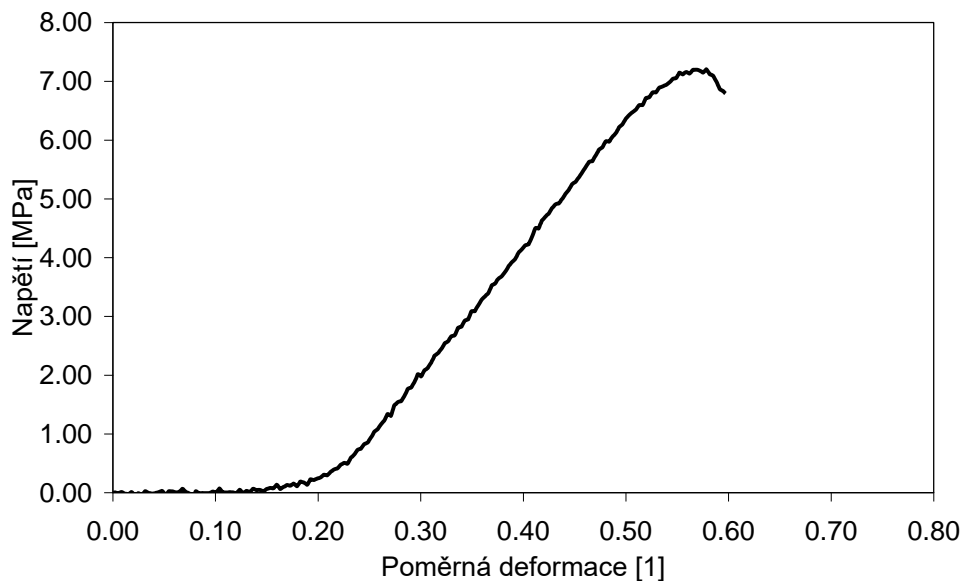
2. METODA

S cílem získat závislost napětí na poměrné deformaci byly provedeny tahové zkoušky vzorků rohovkové tkáně z prasečích bulbů. Testy byly uskutečněny na testovacím zařízení MTS Mini Bionix vybaveným snímačem pro měření sil v rozsahu $\pm 50\text{N}$ a speciálním přípravkem pro uchycení vzorku. Jednoosé tahové zkoušce bylo podrobeno 20 vzorků, proužků získaných radiálním řezem přes centrální oblast oční rohovky. Vzorky byly zatěžovány za konstantní rychlosti deformace 5 mm/min až do porušení vzorku. Ze zaznamenané tahové síly a prodloužení vzorku byla odvozena závislost napětí na poměrné deformaci pro každý vzorek, viz Obr. 1. Pro účely numerických simulací jsme se rozhodli nahradit komplexní tvar závislosti napětí na poměrné deformaci přibližnou závislostí ve formě lomené čáry, viz Obr. 2, která dle metody nejmenších čtverců aproximuje naměřenou závislost. Aproximace byla provedena pro všechny vzorky. Průměrné hodnoty elastických konstant jsou uvedeny níže.

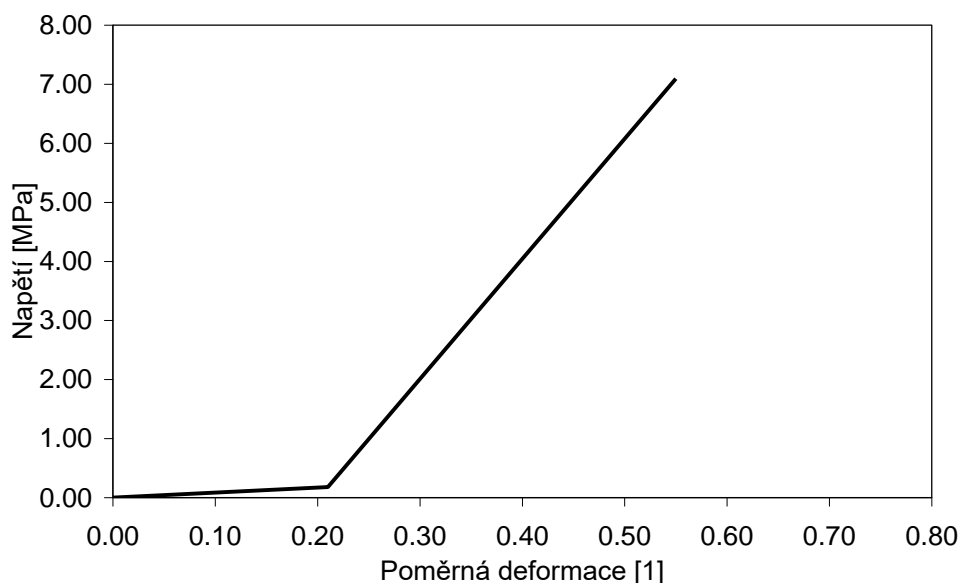
3. VÝSLEDKY A ZÁVĚR

Hledaná závislost napětí na poměrné deformaci rohovkové tkáně byla získána z experimentálně získaných dat. Z grafické reprezentace, Obr. 1, je patrné, že se jedná o závislost nelineární a že chování rohovkové tkáně odpovídá chování kolagenu, jak bylo očekáváno. Aproximací této nelineární funkce lomenou čarou na základě metody nejmenších

čtverců a průměrem ze všech měřených vzorků byla získána závislost zobrazená na Obr. 2. Vypočtený elastický modul v intervalu poměrných deformací 0 až 0.21 nabývá hodnoty 0.87 MPa a pro poměrné deformace větší než 0.21 nabývá hodnoty 20,33 MPa.



Obr. 1: Naměřená závislost napětí na poměrné deformaci rohovkové tkáně vepřů



Obr. 2: Aproximace závislosti napětí na poměrné deformaci rohovkové tkáně vepřů

4. LITERATURA

- [1] Růžička, P., Donát, A., Hycl, J., Jančárek, A., Janek, M., Konvičková, S., Kuhnová, G., Vrbová, M.: *Numerical simulation of laser thermokeratoplasty*. Biomechanics of Man 2002, Czech Society of Biomechanics, Čejkovice, Czech Rep., 13.-15.11.2002, pp. 283-285

Tento výzkum byl podporován výzkumným záměrem č. MSM 210000012 Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky.

VLIV BIOAKTIVNÍCH VRSTEV NA OHYBOVOU PEVNOST KERAMICKÝCH MATERIÁLŮ

Ing. Radek Sedláček, Ing. Jana Rosenkrancová, Ing. Jana Andertová, Ing. Václav Šedivka

Laboratoř mechanických zkoušek,
ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Technická 4, Praha 6, 166 07,
sedlacek@biomed.fsic.cvut.cz, rosenkra@biomed.fsic.cvut.cz, jana.andertova@vscht.cz

The Effect of Bioactive Films on the Bending Strength of the Ceramic Materials

This article deals with the experimental evaluation of the bioactive film effect on the bending strength of the ceramic materials. The surface finish of ceramics, that is used on the production of endoprosthesis, consists in its covering by ceramic layer. This film contains "rough particles", i.e. contains certain share of rough particles of the identical chemical composition as the matrix, that affects properties of the surface from view of the bioactivity, resp. biocompatibility. The experiment was executed in Mechanical Testing Laboratory, on Czech Technical University in Prague, Faculty of Mechanical Engineering, on 51 specimens, that were divided into 9 groups. The determination of the biaxial flexural strength is in according with the international standard ISO 13356: 1997(E)

Keywords: Ceramics, Biomaterials, Mechanical Properties, Bending Strength

1. ÚVOD

Povrchová úprava keramiky spočívá v pokrytí předmětu keramickou vrstvou, která obsahuje „hrubé částice“, tj. obsahuje jistý podíl hrubých částic stejného chemického složení jako má matrice. Tato vrstva ovlivňuje vlastnosti keramiky z hlediska bioaktivity, resp. biotolerance. Hrubý povrch může být pokryt biokompatibilním rozdrčeným materiálem pro zlepšení bioaktivních procesů. Aplikovaná vrstva musí mít zajištěnu dobrou přilnavost k povrchu, pravidelnou tloušťku (okolo 200 μm) a rovnoměrné rozmístění hrubých částic na povrchu.

2. NÁVRH

Pro tento experiment bylo vyrobeno 51 vzorků na bázi ZrO_2 ve spolupráci s firmou Saint-Gobain Advanced Ceramics a VŠCHT v Praze, ústavem skla a keramiky. Byly rozděleny do 9 skupin A – I, kde skupina A (11 vzorků) je kontrolní skupina bez povrchové vrstvy, ostatní skupiny po 5 vzorcích se odlišují složením povrchové vrstvy. Vrstvy byly aplikovány metodou sprayování vyhovujících suspenzí z keramického prášku. Tyto suspenze obsahují následující komponenty: vodní suspenzi submikronového prášku, hrubé částice o velikosti (50 – 250) μm a optimální množství zvoleného typu organických přísad. Byly připraveny smícháním všech komponent, poté nastříkány na keramickou matrici, která byla vyrobena izostatickým lisováním za studena (CIP) z granulátu v pružné formě. Jako granulát byl použit typ TZ – 3YSB – E TOSOH Corp. Z vylisovaného válce byly na soustruhu vyrobeny disky s přídatkem na broušení (v syrovém stavu). Příklad byl pouze na čelních plochách. Disky s nástřikem byly vyrobeny tak, že po přezahu (teploty viz. Tabulka 1) byla na jednu plochu nastříkána suspenze pomocí tlakového vzduchu. Po výpalu byla obroušena strana druhá tak, aby bylo dosaženo předepsané tloušťky. V tabulce 1 jsou uvedeny teploty a časové prodlevy přezahu a výpalu materiálu. Broušení bylo provedeno diamantovým kotoučem o zrnitosti

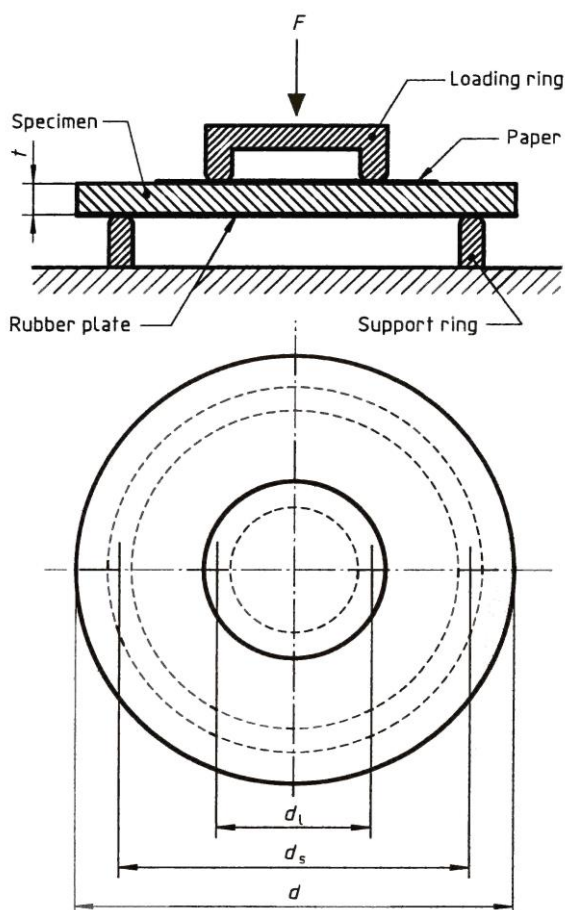
40/28 na brusce B – 61. Kinematika brusných zrn byla rotační. Drsnost broušeného povrchu R_a byla 0,50 – 0,70. Tloušťka nástřiku (suspenze) je 0,18 mm.

	Přezah		Výpal	
	Teplota [°C]	Výdrž [hod]	Teplota [°C]	Výdrž [hod]
ZrO₂	650	3	1530	1

Tab. 1: Parametry teplotního zpracování keramických vzorků

3. ŘEŠENÍ

Pro testování ohybové pevnosti keramiky byl použit biaxiální ohyb provedený podle mezinárodní normy ISO 13356:1997(E) [1] na testovacím stroji MTS Mini Bionix 858.02 se sruženým silovým snímačem nastaveným na rozsah 0 ÷ 25 kN a s přípravkem pro pevnost při biaxiálním ohybu, který se skládá ze dvou soustředných prstenců s různými průměry (Obr.1).



Obr. 1: Přípravek pro biaxiální ohyb

Rozměry jsou uvedeny v tabulce 2. Hodnoty středních průměrů jsou v souladu s požadavky normy a byly použity při výpočtu jmenovité pevnosti v ohybu.

	Podpěrný koužek	Zatěžovací kroužek
Vnější průměr	33,95	15,99
	33,94	15,97
	33,94	15,98
Vnitřní průměr	25,93	8,03
	25,90	8,06
	25,95	8,04
Střední průměr	29,94 mm	12,01 mm
Požadavek normy	30 ± 0,1 mm	12 ± 0,1 mm

Tab. 2: Rozměry přípravku pro biaxiální ohyb

Jmenovitá pevnost byla vypočtena z následujícího vztahu:

$$\sigma = \frac{3F}{2\pi t^2} \cdot \left[(1+\nu) \ln\left(\frac{d_s}{d_l}\right) + (1-\nu) \left(\frac{d_s^2 - d_l^2}{2d^2}\right) \right]$$

- σ jmenovitá pevnost v *MPa*
- F maximální síla při lomu v *N*
- t tloušťka vzorku v *mm* (průměrná ze 3 hodnot)
- d průměr vzorku v *mm* (průměrný ze 3 hodnot)
- d_s průměr podpěrného kroužku v *mm*
- d_l průměr zatěžovacího kroužku v *mm*
- ν Poissonova konstanta (rovna 0,3)

4. ZÁVĚR

Rozměry vzorků s výslednými hodnotami ohybové pevnosti keramiky jsou znázorněny v tabulce 3.

skupina	Vzorek číslo	Průměr vzorku mm	Tloušťka vzorku mm	F_{\max} N	σ_f MPa	Průměr MPa	SO	
							MPa	%
A	1	36,057	2,083	4451,00	681,62	600	±20	±3%
	2	36,057	2,098	4479,00	676,13			
	3	36,263	2,035	3167,00	507,30			
	4	36,267	2,081	4076,00	624,14			
	5	36,060	2,102	3627,00	545,25			
	6	36,063	2,084	3857,00	589,68			
	7	36,090	2,089	3934,00	598,64			
	8	36,070	2,108	3747,00	560,04			
	9	36,093	2,098	3631,00	547,78			
	10	36,087	2,099	3616,00	544,86			

	11	36,080	2,096	4700,00	710,49			
B	12	36,110	2,406	3608,00	492,26	540	±24	±4%
	13	36,303	2,425	4378,00	586,42			
	14	36,283	2,383	4143,00	576,25			
	15	36,077	2,395	4085,00	563,26			
	16	36,280	2,413	3467,00	469,39			
C	17	36,323	2,403	4558,00	622,69	620	±7	±1%
	18	36,143	2,386	4428,00	615,26			
	19	36,333	2,392	4477,00	617,54			
	20	36,107	2,394	4446,00	613,07			
	21	36,323	2,410	4795,00	650,73			
D	22	36,263	2,385	4296,00	596,89	570	±12	±2%
	24	36,110	2,384	3887,00	541,23			
	25	36,270	2,383	4100,00	570,68			
	26	36,277	2,395	4032,00	554,89			
E	27	36,310	2,434	4279,00	568,52	610	±16	±3%
	28	36,290	2,409	4854,00	659,31			
	29	36,283	2,413	4399,00	595,38			
	30	36,307	2,420	4701,00	632,13			
	31	36,317	2,398	4330,00	594,27			
F	32	36,340	2,387	4004,00	554,97	510	±12	±2%
	33	36,320	2,384	3771,00	524,03			
	34	36,333	2,389	3689,00	510,09			
	35	36,317	2,395	3642,00	501,06			
	36	36,370	2,362	3407,00	482,79			
G	37	36,410	2,364	4731,00	669,17	650	±10	±2%
	38	36,410	2,369	4442,00	625,21			
	39	36,423	2,402	4780,00	652,90			
	40	36,417	2,380	4490,00	625,95			
	41	36,410	2,356	4731,00	674,35			
H	42	36,483	2,453	4863,00	634,21	640	±18	±3%
	43	36,483	2,473	4890,00	626,74			
	44	36,430	2,446	5077,00	666,53			
	45	36,517	2,434	4403,00	584,05			
	46	36,473	2,441	5224,00	688,66			
I	47	36,407	2,439	4414,00	583,40	610	±17	±3%
	48	36,357	2,467	4456,00	574,71			
	49	36,410	2,447	5135,00	673,85			
	50	36,400	2,496	4771,00	599,69			
	51	36,403	2,447	4632,00	607,51			

Tab. 3: Výsledné hodnoty ohybové pevnosti keramiky s povrchovou úpravou

Podle hodnot z tabulky 3 po vyhodnocení lze říci, že skupina G a H se významně statisticky liší od kontrolní skupiny A. Z hlediska dalších testů budou tyto dvě skupiny

doplněny na 10 ks a zopakován experiment, pro dosažení širšího statistického základu. Výzkum bude dále zaměřen především na složení suspenze těchto skupin.

Závěr této studie je impulsem pro další bádání na poli úpravy povrchů bioimplantátů. Výsledky mohou sloužit výrobcům endoprotéz jako další parametr, který mohou ovlivňovat při výrobě kloubních náhrad.

5. LITERATURA

- [1] ISO 13356:1997 (E), Implants for surgery – Ceramics materials based on yttriumstabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)

COMPUTING AND TELEMETRY OF PLETYSMOGRAPHICAL RECORD

Ing. Jan Semkovič, Ing. Marek Penhaker Ph.D.

VŠB-Technical university Ostrava,
Faculty of electrotechnics and informatics,
Department of Measurement and control,
17. listopadu 15, Ostrava Poruba, 708 33
Jan.Semkovic@vsb.cz , Marek.Penhaker@vsb.cz

Computing and telemetry of pletysmographical record

The aim of this work is different methods and realizations of telemetric data transfer from pulse oximeter Criticare 504 USP to computer. This device takes the pletysmographical curve, ECG curve, saturation and beat. Pletysmography is diagnostic method, which serves for rating of well perfused tissue and gives information about working and reactivity of vessels. Finger pletysmography focus on acquiring records of pulse waves during hearth action by sensor, which is located on the end of finger. In present time, the pletysmography is classic non-invasive method for examinee of vessels, which is used in angiology and also in industrial medicine.

Keywords: Pulse wave, Oximetry, Pletysmograph, Saturation, Communication, RS-232 interface, Microprocessor

1. INTRODUCTION

Pletysmographical method is based on the passing of light beams through tissue. The light beams are emitted from the light source with constant intensity and it is placed to the inner side of phalanx. On the opposite side is sensor – photodiode. After passing through tissue of phalanx, the light beams falls on photodiode.

Rhythmical changes of tissue originated from hearth activity causes change of electric current, which is displayed on the plotter as content wave. In systole during the rising of blood content, it is absorbed more light beams, so less of them falls to the photodiode than in diastole, when the absorption is lesser.

Pulse oximeter Criticare USP (Fig. 1) takes the pletysmographical curve, ECG curve, saturation and beat. In contradistinction, for example, to ECG curve there is not uniquely determined the pathologic waveform of pletysmographical curves and the evaluation of findings is only on a doctor and therefore it is very subjective. Nevertheless this kind of examinee is very important and it may find serious health problems. For doctor it is necessary to save measured curves for possibility of later use of them or for comparison of them. Till this time, the output from pletysmograph has been only printed on connected printer. From this point of view, using of computer seems like very effective.



Fig. 1. Pulse oximeter Criticare 504 USP

The result of this work is creating of communication interconnection with using of economically unassuming parts from view of purchase cost as well as from view of operating cost. The tendency was to use as many in that time accessible parts as possible. However this tendency was mainly subordinated to sufficient communication speed and precision of transferred data.

2. THE DESIGN OF COMMUNICATION INTERCONNECTION

For possibility of transferring data from pulse oximeter to computer, it is necessary first to connect the output of pulse oximeter and input of computer. Pulse oximeter contains two analog outputs and one digital output with interface RS-232. Computers have usually two interfaces RS-232, so the easiest way of realization would be just using this interface. This solution has, except the simplicity and low price, the advantage, that we would gather data taken by pulse oximeter – pletysmographycal curve, saturation and beat – over one cable. However we wouldn't get the ECG curve, because this is not supported by the device. But the biggest disadvantage of this solution is too low quality of transferred curves, which is probably caused by insufficient sampling rate of device. So it is necessary to use another solution with using of already mentioned analog outputs, where we can route signals with help of configuration menu. The output signal is continual and is on the BNC connectors on the rear panel of device.

It is possible to route to analog outputs all signals, which the device processes. Output signal level is between 0 – 1 VDC. For exact setting of device measuring analog outputs, it is possible to use testing signal.

Connection design is the following: On the first analog output is pletysmographycal curve, on the second one is ECG curve and on the interface RS-232 are beat and saturation. Beat and saturation progress in time isn't important, a doctor is interested only in steady-state value, so the sample rate is irrelevant there and therefore these values may be transmitted over RS-232 interface. On the contrary the sample rate is very important for pletysmographycal and ECG curve, because it is necessary to know their waveform and therefore their progress in time and with regard to insufficient sample rate of device internal A/D converter, these values must be sampled and converted outside device. However computer isn't usually equipped with analog inputs and purchasing of A/D conversion card is too expensive and in addition it isn't possible to put this card into notebook. So first it is necessary to create some interlink, which would convert analog signal to digital and then send it to any standard computer input. As an ideal interlink appears a simple microprocessor, which would receive signals from both analog outputs and one RS-232 interface and then all of these accepted data transmit to computer RS-232 interface.

3. THE SELECTION OF SUITABLE MICROPROCESSOR

Data transferring via RS-232 is digital, so it is necessary to convert analog signals to digital. For this purpose the microprocessor must be equipped with at least two-channel A/D converter. For accuracy it is enough to use only eight-bit A/D converter, but with regard to displaying curves on monitor, it would be better to use more accurate A/D converter. If we use eight-bit converter, then we have $2^8 = 256$ different levels of signal. But if the monitor's resolution is 1024x768, which is relative commonly used resolution, then we have vertically 1024 pixels. Therefore for smoother curve it would be better to use ten-bit A/D converter, whereby we have exact 1024 levels. Converting sample rate was determined to 150 Hz, which is sufficient frequency for pletysmographical and ECG curve.

Further the microprocessor should be equipped with two interfaces, which are able to communicate with RS-232, one for receiving data from the device, second one for transmitting data to computer. But after consideration, it was taken the view, that theoretically one interface is enough. We only receive data from the device and we don't need transmit any data to the device, conversely we only transmit data to the computer and, if the program in the microprocessor and the receiving program in the computer are well programmed, we don't need to receive any data from the computer. Receiving and transmitting are quite independent procedures and therefore they can be processed simultaneously. Interface RS-232 use for data transfer (without control inputs and outputs) three-wired cable, one wire for transmitting, one for receiving and one is ground. So it would be sufficient to connect receiving wire to the device, transmitting wire to computer and ground to both. However the disadvantage there is transfer speed. Although the receiving and transmitting are processed separately, they cannot use different speed. Adjusted transfer speed applies to whole interface, thus for receiving as well as for transmitting. The maximum transfer speed of pulse oximeter is 19200 bauds and while using one interface, the transfer speed must be the same for transmitting from microprocessor to computer. The computers are able to use the transfer speed also ten times higher.

So it is needed to consider, if the transfer speed 19200 baud is enough for transmitting from microprocessor to computer. Main criteria of this consideration are data transfer requirement and real-time presentation in computer.

Transfer speed expressed in bauds means number of transferred bits per second. By using the transfer speed 19200 bauds, it will be transferred 19200 per second. Transferring of one byte takes eight information bits and two control bits (start-bit and stop-bit), totally ten bits. So the microprocessor is able to transfer 1920 bytes per second. For our needs the microprocessor must transfer converted values from A/D converter (thus actual value of pletysmographical and ECG curve) and values received from RS-232 (saturation and beat) before next A/D conversion. Using sample rate 150 Hz, the A/D conversions are executed one per 6.66 milliseconds. In case we use eight-bit A/D converter, then the microprocessor must transmit four bytes per 6.66 milliseconds. If the microprocessor has ability to transmit 1920 bytes per second, then we can easily calculate that he is able to transmit 12.7872 bytes per 6.66 milliseconds. We may transmit up to 12 bytes per one A/D conversion, which gives us the possibility to use for example more precision A/D converter or to transmit some control bytes per every transmitting cycle. From this it is clear, that the transfer speed 19200 bauds is sufficient and we may use the microprocessor with only one RS-232 compatible interface.

4. INTEGRATION OF MICROPROCESSOR

As interlink for transferring data from pulse oximeter to computer, it was created a circuit, whose main component is microprocessor PIC16F873 of firm Microchip (Fig. 2). This microprocessor is, with regard to its architecture and accessories, very cheap. It is equipped with five-canal ten-bit A/D converter and one USART interface, which is able to communicate with RS-232 interface

Microprocessor PIC16F873 has possibility of connecting maximum and minimum reference voltage for A/D converter. In regard to fact, that the output analog signals from pulse oximetr vary from 0 to 1 volt, the possibility for connecting minimum reference voltage is unused (in that case the minimum is ground or 0 volt), while the possibility of connecting maximum reference voltage is used (if it be to the contrary the maximum reference voltage would be supply voltage, thereby the range of A/D converter would be greatly unused). The most ideal would be connecting of 1 volt as the maximum reference voltage.

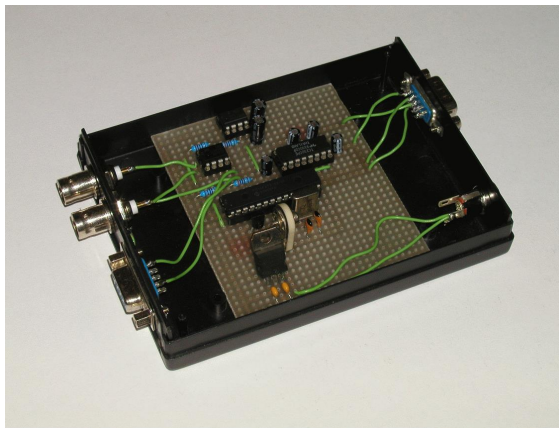


Fig. 2 Communication device with embedded microprocessor

For amplification of both input signals from 0 – 1 volt to 0 – 5 V is used circuit TL082. This circuit contains two operational amplifiers, which are based on BI-FET II technology. Among others they are suitable for application, where the input signal has fast changes. The advantage is possibility of easy replacement, because many operational amplifiers have the same assignation of pins.

For creating of negative voltage for operational amplifiers supply voltage, it is used circuit 7660. This circuit convert the input voltage in range from 0 to 10 volt to exactly opposite (negative) voltage (from 0 to -10 volt).

Although the microprocessor USART interface is designed for serial communication, it is not fully compatible with RS-232 interface. While the method and possibilities of setting of messages transmitting and receiving are the same, the voltage levels are different. For RS-232 interface, the voltage for logic 0 is equal to value between 3 and 25 volt and for logic 1 it is equal to -3 to -25 volt. For the microprocessor USART interface, the voltage for logic 0 is 0 volt and for logic 1 it is equal to supply voltage (5 volt), which is equal to standard TTL levels.

Circuit TC 232 is derived from circuit MAX 232 and is able to convert TTL voltage levels to RS-232 voltage levels and vice versa. It is directly designed for serial communication between RS-232 interface and other serial interface with TTL voltage levels.

5. CONCLUSION

The schemes of how to connect pulse oximeter with computer are certainly many. One possibility is to buy new pulse oximeter with full support of communication with computer. But except this possibility the new pulse oximeters don't bring so much function improvement, therefore it isn't of advantage to buy new pulse oximeter with regard to price. Cheaper and more effective is creating of own interconnection of present oximeter with computer. Next it was taken into consideration as lowest purchase price of necessary parts for realisation of communication interconnection as possible. But the most important factor was speed and quality of data transfer.



Fig. 3 Overall wiring of telemetric chain

For processing of data transferred from pulse oximeter to computer, it was created program in programming environment Borland Delphi version 5. Program is designed for easy control and during measuring itself it is as much automatic as possible. So the staff does not have to pay big attention to controlling program and may consecrate to patient and measuring. Program is able to automatically find serial port, to which is communicator connected, during processing measure the program automatically changes between measures, which should be done within the frame of particular investigation. Saved curves is possible to examine any time later, visualize them and move cursors above them at will, by the help of them we can determine for example time difference between two peaks of graph, curves are able to print.

This work brings, except concrete practical utilization directly in hospital, also hint of future possible way of interconnection progress between medical devices and computer. In this work there was discussed the interconnection of only one device and computer. But the speed of computers, microprocessors and communications is increasing. In the future there might be interconnected more medical devices together with one computer, whether by help of another interlink (likewise in this work) or directly, as far as the computer and medical devices will support this option.

6. REFERENCES

- [1] Oliva, I., K. Roztočil (1982). Pulsová vlna v diagnostice ischemické choroby dolních končetin, Avicenum, Praha
- [2] Goffon, P., (1995). Sériová komunikace. Grada, Praha

MEZIOBRATLOVÉ IMPLANTÁTY

Doc. Ing. Miroslav Sochor CSc, Ing. Petr Tichý

Laboratoř biomechaniky člověka,
Fakulta strojní, ČVUT v Praze
Technická 4, Praha 6 – Dejvice,
sochor@fsid.cvut.cz, tichy@biomed.fsid.cvut.cz

Interbody Devices

The aim of our work was to design the implants which will be applicable in the standard operative treatment of degenerative diseases of lumbar spine. The currently used titanium implants are very rigid and in some cases the implant can penetrate the vertebral body. This state has unfavourable influence on the system of internal fixation. Described state came to failure of internal fixation and must be followed by further revision operation. These cases are not frequent, but constitute further costs for the cure and considerable charge on patients which are already enough traumatize. The development of the implant has been sight on construction proposal that should have been from the mechanical aspect more suitable than in the currently used implants of Ti6Al4V alloys. For proposal and construction of the implant was chosen polymer PolyEtherEtherKeton (PEEK). Forasmuch as in many cases there is no alternative method of treatment, it is possible to presume the interest on the part of surgeons in implants with more suitable mechanical properties. The proposed implants should reduce the risk of penetration the vertebral body and subsequent necessary reoperation. The primary purpose of the work was to decrease the global rigidity of the implant in conjunction with conservation his supporting function.

Keywords: FEM, Biomechanics, Degenerative Disc Disease, Lumbar Spine, Implants

1. ÚVOD

Bolest v oblasti bederní páteře je jedním z nejčastějších bolestivých syndromů vůbec. Tento syndrom je obecně označován jako bolest zad, ve světě je pak nejčastěji užívána zkratka LBP (Low Back Pain). Syndromem bolestivých zad trpí značná část takzvané moderní společnosti. Studie prokázaly, že celá jedna třetina dotázaných bez ohledu na rasu, etnickou příslušnost, barvu pleti, pohlaví, zaměstnání či kterýkoliv jiný znak trpí bolestmi v oblasti dolní bederní páteře či L-S přechodu. V současné době není známa efektivní metoda prevence bolestivých stavů bederní páteře. Nezanedbatelným faktorem ovlivňujícím stav a kondici bederní páteře je věk. Podobně jako u jiných částí lidského skeletu dochází i u bederní páteře s přibývajícím věkem k degenerativním změnám. Degenerace v oblasti bederní páteře se projevují ztrátou pružnosti a stability meziobratlových spojení. Organismus na tyto změny reaguje tvorbou nových opěrných struktur tak, aby kompenzoval ztrátu stability osového skeletu. Hypertrofie pojivových tkání (především kostí a kloubních pouzder) páteře postupuje na úkor prostoru pro nervovou tkáň, čímž dochází k jejímu útlaku, ovlivnění motorických a senzitivních funkcí a k bolestivým projevům.

Jedním z nejčastějších operativních postupů při léčbě onemocnění bederní páteře je fúze nestabilního hybného segmentu. Fúze hybného segmentu je velmi častou, a v některých případech i jedinou možnou léčbou chorob způsobených degenerativními změnami. První

operace tohoto typu byla provedena již v roce 1956. Původně byly místo implantátů použity kortikální, autologní transplantáty z femuru pacienta. Později se začaly používat meziobratlové implantáty různého provedení, většinou vyrobené z chirurgické oceli, nebo slitiny titanu. Implantáty z titanu se používají dodnes prakticky na všech pracovištích v ČR, kde je praktikována spinální chirurgie. Cílem fúze je stabilizace instabilního segmentu, který je příčinou bolestivých stavů nebo dokonce invalidizace pacienta. Stabilizace spočívá ve vytvoření pevného kostěného spojení (osteosyntéze) mezi sousedními obratlovými těly. Úkolem operace je uvolnění prostoru pro nervovou tkáň a vytvoření vhodných podmínek k osteosyntéze obratlových těl. Při těchto operacích se používají meziobratlové implantáty společně s různými systémy vnitřní fixace. Meziobratlové implantáty slouží k dočasnému vymezení prostoru po resekovaném (odstraněném) disku. Tento prostor je postupně zaplňován nově vytvořenou kostní tkání, která postupně vytvoří pevné meziobratlové spojení.

2. MOTIVACE

Cílem naší práce bylo navrhnout implantáty použitelné ke standardní operativní léčbě degenerativních onemocnění bederní páteře. V současnosti používané titanové implantáty jsou velmi rigidní a stávají se případy, kdy dochází k zaboření implantátu do těla obratle, což má nepříznivý vliv na systém vnitřní fixace. V tomto případě přestává implantát plnit svou opěrnou funkci a veškeré zatížení segmentu páteře se přeneso na fixátory. Jsou popsány případy, kdy došlo po penetraci těla obratle implantátem k porušení vnitřní fixace a musela následovat další revizní operace. Tyto případy nejsou časté, ale představují další náklady na léčbu a značnou zátěž pro již tak dost traumatizovaného pacienta. Vývoj implantátů byl zaměřen na návrh konstrukce, která by měla být z mechanického hlediska vhodnější než v současnosti používané implantáty ze slitiny Ti6Al4V. Pro návrh a konstrukci implantátů byl vybrán polymer PolyEtherEtherKeton (PEEK). Vzhledem k tomu, že v řadě případů neexistuje alternativní způsob léčby, lze předpokládat zájem ze strany lékařů o implantáty s vhodnějšími mechanickými vlastnostmi. Navržené implantáty by měly snížit riziko penetrací obratlových těl a následných nutných reoperací. Primárním cílem práce tedy bylo snížení komplexní tuhosti implantátu při zachování jeho opěrné funkce.

3. NÁVRH

V průběhu řešení projektu byla vytvořena řada výpočtových modelů implantátů. Jako vstup do celé problematiky posloužily výpočty titanového PLIF implantátu posterirního tupu firmy MEDIN a.s. Prvotní výsledky ukázaly značnou pevnostní rezervu v konstrukci implantátů a poukázaly na jejich nedostatky spojené s distribucí tuhosti. Cenné informace z těchto primárních analýz následně pomohly při návrhu konstrukce nových implantátů na bázi polymeru PEEK. Postupně byly vypracovány tři varianty posteriočních PLIF implantátů, které respektují anatomický tvar endplate obratlových těl (Obr. 1).



Obr. 1: Varianty PLIF implantátů – CAD modely

Jde o dvě varianty klasických klecí, umožňujících umístění kostního štěpu do vnitřního prostoru implantátu, a jedna varianta implantátu typu RAMP, dovolující minimální rozsah laminektomie při jejich zavádění. Celý konstrukční návrh prošel iteračním procesem, kdy byly nejdříve pomocí MKP analyzovány základní tvary implantátů, následovala jejich úprava spočívající v odlehčení konstrukce, upravená konstrukce byla opět analyzována z hlediska pevnosti a interakce s kostí.

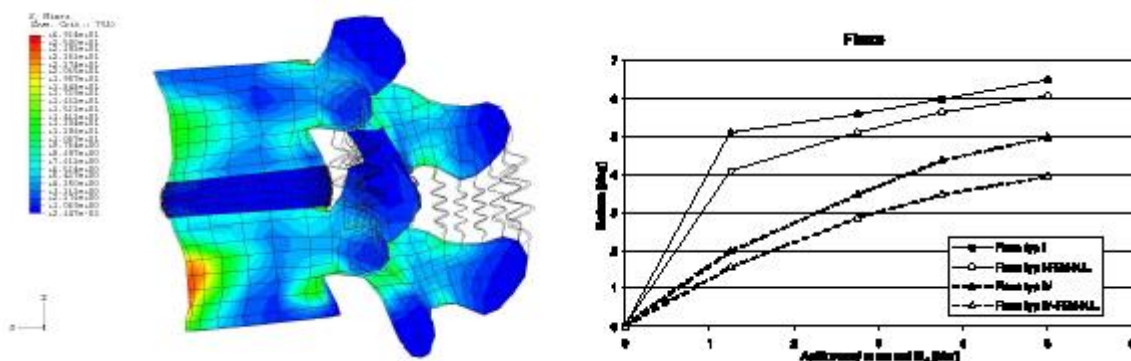
4. ŘEŠENÍ

BIOMECHANIKA BEDERNÍHO SEGMENTU

Naším cílem nebyla realizace vlastních nákladných experimentů vedoucích ke zjištění kinematiky a silových účinků, ale vytvoření biomechanického modelu funkčního meziobratlového spojení za pomoci metody konečných prvků na základě dat z publikovaných experimentů. MKP model funkčního segmentu slouží k simulaci zatížení fyziologického segmentu a k verifikaci jeho kinematiky. Na téma biomechaniky bederní páteře byla publikována řada studií a je možno říci, že pohyblivost a silové účinky v oblasti bederní páteře jsou poměrně dobře zmapovány. Jistou nevýhodou většiny publikací je určitá izolovanost zkoumaných problémů. Valná většina prací se zabývá buď pouze kinematikou segmentu, nebo naopak pouze rozbořem silových účinků. Publikací, které by řešily komplexní kinematicko-silové chování segmentu, je poměrně málo. Poměrně kvalitní jsou práce popisující kinematiku v závislosti na vnějším zatížení post mortem (posmrtně) odebraných segmentů páteře. Z dostupných publikací [1,2,3,4,5,6,11] byla vybrána data použitelná pro formulaci okrajových podmínek, verifikaci výsledků MKP modelů a jejich testování.

MKP MODEL FYZIOLOGICKÉHO SPOJENÍ BEDERNÍHO SEGMENTU L4-L5

Cílem MKP modelu "fyziologického" meziobratlového spojení segmentu L4-L5 je popis mechaniky segmentu, závislosti jeho kinematiky na zatížení a ověření okrajových podmínek, které budou následně použity při analýzách stabilizovaných segmentů. Na tomto materiálově a geometricky nelineárním modelu proběhla simulace in-vitro experimentů podle publikací [1,11].

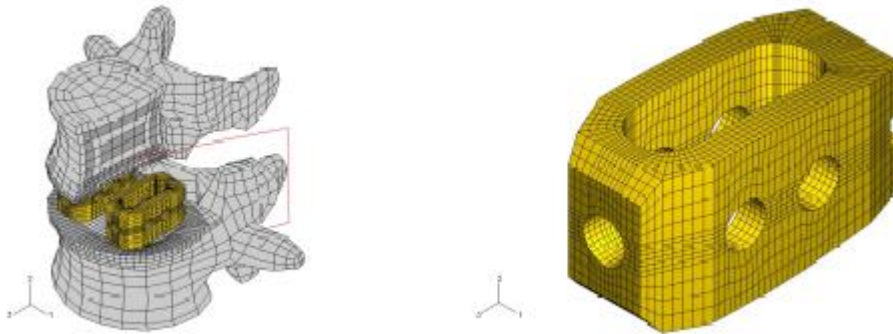


Obr. 2: Flexe segmentu L4-L5 při zatížení kompresní silou $F_2 = -400$ N a čistým flekčním momentem $M_1 = 5$ Nm v konfiguracích Type I a Type IV v souladu s [1]

Nelineární model vykazuje celkově větší tuhost v celém rozsahu pohybu (ROM) než post mortem měřené segmenty. Celkově vyšší tuhost je generována především v oblasti neutrální zóny (NZ), jejíž tuhost (NZS) je větší než u cadaver vzorků. Výsledky v oblasti elastické zóny (EZ) jsou srovnatelné se zkušebními vzorky a rozdíly tuhostí elastické zóny (EVS) mezi modelem a vzorkem nejsou dramatické. Nelineární model splnil svůj úkol, kterým bylo nalezení spektra okrajových podmínek pro analýzy segmentů stabilizovaných pomocí PLIF implantátů a komponent vnitřní fixace.

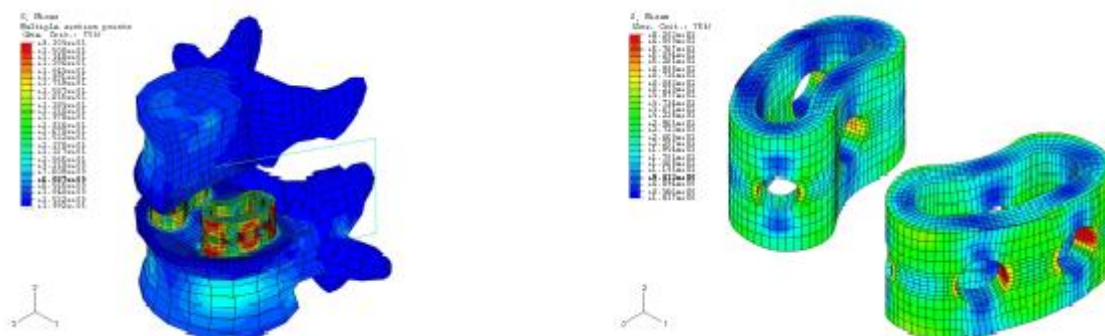
MKP ANALÝZA PLIF IMPLANTÁTŮ Z POLYMERU PEEK

Z klinické praxe vyplívá, že mechanická stránka interakce implantátu s obratlí má významný vliv na úspěšnost celé léčby z hlediska pooperační stability segmentu. Implantáty tedy nebyly testovány izolovaně. K jejich ověřování byly použity modely popisující celý stabilizovaný segment v pooperačním stádiu léčby včetně elementů vnitřní fixace. Všechny modely sestávají z obratlů L4-L5, páru implantátů různé konstrukce a páru elementů vnitřní fixace (stabilizační tyče, resp. dlahy připojené pedikulárními šrouby k bázím příčných výběžků).



Obr. 3: Příklad MKP modelu stabilizace segmentu L4-L5 s párem posteriorních (PLIF) implantátů typu CAGE z polymeru PEEK, detail sítě implantátu

Mechanické vlastnosti kostní tkáně respektují hustotu spongiosní kosti. Poněkud detailněji je modelována subchondrální vrstva endplate obratlového těla v oblasti kontaktu s implantátem. Materiálový model popisující polymerní implantáty je uvažován jako lineárně elastický s modulem $E = 3800 \text{ MPa}$, $\mu = 0,4$ a pevností v tlaku $R_m = 100 \text{ MPa}$. Komponenty vnitřní fixace jsou modelovány pomocí strukturních elementů typu BEAM s kruhovým průřezem, materiálové vlastnosti $E = 1,14e5 \text{ MPa}$ a $\mu = 0,33$ odpovídají slitině Ti6Al4V standardně používané pro tyto účely. Jako reprezentativní zatížení byla z analyzovaného spektra vybrána kombinace axiální komprese $F_2 = -5 \text{ kN}$ a lateroflexe $M_3 = 10 \text{ Nm}$. Laterální flekční moment byl vybrán proto, že systém vnitřní fixace je na lateroflexi citlivější než na flexi či extenzi. Tento fakt prokázaly testovací výpočty segmentu. Zatížení modelu je realizováno stejně jako zatížení "fyziologických" modelů segmentu. Tímto způsobem byly analyzovány všechny tři typy implantátů z polymeru PEEK a standardně používané implantáty ze slitiny Ti6Al4V z produkce firmy MEDIN a.s. Tato rozsáhlá studie dovolila přímé porovnání v současnosti používaných implantátů ze slitiny titanu a nově vyvíjených implantátů z polymeru PEEK.



Obr. 4: Stav napjatosti v obratlích stabilizovaného segmentu L4-L5 a modifikovaných PLIF implantátech typu CAGE - σ_{Red} (HMH), maximum 25 MPa

Pro vyhodnocení všech modelovaných případů fúze meziobratlového segmentu L4-L5 byly zvoleny geometrické a strukturní parametry. Z geometrických parametrů je zajímavý objem a kontaktní plocha implantátu. Z hlediska pevnosti implantátu, resp. možného poškození endplate obratlů jsou důležité hodnoty napětí v implantátech, resp. kostní tkáni obratlů. Pevnost implantátu je nutným kritériem pro hodnocení samostatného implantátu. Z hlediska pevnosti dopadl nejhůře modifikovaný PLIF implantát typu CAGE z polymeru PEEK s bezpečností $k = 1,63$. Je ovšem nutno vzít v úvahu fakt, že jsme výrazně na straně bezpečnosti použitím fiktivních hodnot napětí za mezí pevnosti kosti i stanovením poměrně optimistické meze pevnosti kosti $R_{m(kosti)} = 25$ MPa. V hodnotách průměrných kontaktních tlaků jsou implantáty z polymeru PEEK prakticky rovnocenné. Nejlépe dopadl PLIF implantát klasické koncepce, následován implantátem typu RAMP a modifikovaným PLIF implantátem. Za nimi se značným odstupem implantát MEDIN viz Tab 1.

Typ implantátu	Implantát		Endplate		Kontakt
	$\sigma_{Red.}$ (HMH)	σ_{P3} [MPa]	$\sigma_{Red.}$ (HMH)	σ_{P3} [MPa]	CPRESS [MPa]
RAMP	56, 36	-60, 70	38, 79	-37, 77	34, 01
PLIF	81, 10	-82, 19	34, 69	-33, 66	34, 44
Modif. PLIF	82, 03	-86, 01	38, 16	-36, 52	27, 57
MEDIN	441, 8	-340, 2	69, 17	-65, 24	104, 6

Tab. 1: Porovnání maximálních hodnot $\sigma_{Red.}$ (HMH), σ_{P3} a maximálních kontaktních tlaků v implantátech a endplate obratlových těl

Posledním parametrem hodnocení vlivu implantátu na fúzi segmentu jsou silové účinky v tyčích vnitřní fixace. Skutečné tyče a elementy vnitřní fixace se dimenzují na trvalou únavovou pevnost v ohybu. Amplituda mijivého ohybového momentu pro trvalou pevnost se uvádí v rozsahu $8 \div 10$ Nm [MOSS, SOCON]. Maxima ohybového momentu v tyčích vnitřní fixace MKP modelů dosahují 460 Nmm. Je zřejmé, že ohybový moment $M_0 = 460$ Nmm nemůže ohrozit fixační tyč dimenzovanou na $8 \div 10$ Nm.

5. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo navrhnout takový implantát, který sníží riziko penetrace obratlového těla. Snahou bylo minimalizovat napětí v oblasti interakce implantátu s kostní tkání. Ke snížení rizika penetrací a napětí v kosti obratlových těl byly zvoleny následující přístupy:

1. Výběr materiálu, který se svým modulem pružnosti přiblíží modulu kostní tkáně obratlů. Jako z mechanického hlediska příznivý byl vybrán PolyEtherEtherKeton (PEEK) v tzv. čisté formě s modulem pružnosti $E = 3800$ MPa.
2. Tvar implantátu respektující anatomii obratlového těla (viz Obr. 1). Implantáty mají konkávní kontaktní povrch, který zajistí distribuci kontaktního tlaku lépe než povrch rovný.
3. Přesun interakce implantátu s obratlem do oblasti s větší pevností kostní tkáně (viz Obr. 1). Pevnost kostní tkáně obratlů koresponduje s její hustotou. Hustota kostní tkáně roste směrem od středu k okraji obratlových těl.

Porovnání výsledků MKP analýz navržených implantátů s implantátem firmy MEDIN používaným ke standardní léčbě ukázalo prokazatelné snížení napětí v kostní tkáni obratlových těl v případě použití polymeru PEEK. Distribuce napětí v oblasti interakce implantátu z polymeru PEEK s kostí je hladší, v kostní tkáni nejsou výraznější koncentrace napětí a okraje implantátu nezpůsobují nárůst gradientů napětí. Koncentrace napětí jsou hlavní příčinou porušení kosti a penetrace obratlového těla implantátem s velkou tuhostí.

Anatomický tvar navržených implantátů je dalším příspěvkem ke snížení napětí v kostní tkáni bezprostředně po operaci, kdy se dostane kost do kontaktu s implantátem na větší ploše než v případě rovné kontaktní plochy. Prohnutí implantátů laterálním směrem zvětší potenciální kontaktní plochu, což se pochopitelně projeví snížením tlaku na kontaktní ploše, a navíc se interakce přenesou do oblasti s vyšší pevností kostní tkáně. Strukturní analýza fúze s PLIF implantáty z PolyEtherEtherKetonu potvrdila snížení rizika penetrace obratlových těl těmito implantáty. Navržené implantáty mají v budoucnu šanci najít uplatnění ve standardní léčbě degenerativních onemocnění bederní páteře a napomoci ke snížení počtu nutných reoperací segmentů po selhání stabilizace.

6. LITERATURA

- [1] P. A. Cripton, S. B. Bruehlmann, T. E. Orr, T. R. Oxland, and L. P. Nolte. In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduces apparatus-related artefacts. *Journal of Biomechanics*, 33:1559–1568, 2000.
- [2] K. G. Davis, W. S. Marras, and T. R. Waters. Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clinical Biomechanics*, 13(3):141–152, 1998.
- [3] K. G. Davis, W. S. Marras, and T. R. Waters. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics*, 41(8):1155–1168, 1998.
- [4] C. Knop, U. Lange, L. Bastian, and M. Blauth. Three-dimensional motion analysis with Synex: Comparative biomechanical test series with a new vertebral body replacement for the thoracolumbar spine. *Eur Spine Journal*, 9:472–485, 2000.
- [5] J. R. Meakin and D. W. L. Hukins. Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 33:575–580, 2000.
- [6] I. A. Stokes nad M. Gardner-Morse, D. Churchill, and J. P. Laible. Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix. *Journal of Biomechanics*, 35:517–521, 2002.
- [7] I. Dylevský, R. Druga, and O. Mrázková. *Funkční anatomie člověka*. Grada Publishing, s. r. o., U Průhonu 22, Praha 7, 2000.
- [8] R. M. H. McMinn and R. T. Hutchings. *A Color Atlas of Human Anatomy*. Wolfe Medical Publishing Ltd., England, 1988.
- [9] I. A. F. Stokes and M. Gardner-Morse. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *Journal of Biomechanics*, 32:311–316, 1999.
- [10] K. J. Stabile, H. J. Pfaeffle, J. A. Weiss, M. T. Gabriel, M. M. Tomalno, and K. J. Fischer. Longitudinal and Transverse Mechanical Properties of the Interosseous Ligament of the Forearm. In *Bioengineering Conference ASME 2001*, volume 50, pages 363–364, 2001.
- [11] R. Eberlein, G. A. Holzapfel, and C. A. J. Schulze-Bauer. An anisotropic constitutive model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies. *Computational Biomechanics*, 6, 2000.
- [12] J. Valenta and S. Konvičková. *Biomechanika člověka II*. Vydavatelství ČVUT, Žitkova 4, Praha 6, 1997.
- [13] *Mechanical Propeties of Intervertebral Joints*. Literature Review.

VÝBĚR DIPLOMOVÝCH PRACÍ V ZAMĚŘENÍ MĚŘICÍ A ŘÍDICÍ TECHNIKA V BIOMEDICÍNĚ

Ing. Hana Soušková, Mgr. Petr Tiefenbach

Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava
17. listopadu 15,
708 33 Ostrava-Poruba,
hana.souskova@vsb.cz, petr.tiefenbach@vsb.cz

Master Theses Digest in the specialization of Measurement and Control in Bio-Medicine.

The goal of this paper is to summarize the best of master theses, that were submitted to the Department of Measurement and Control during the last few years. The approach of engineers to problem solving is usually different from the approach of doctors. That is why bilateral exchanging of experiences brings a new approach to the solution of joint problems

Keywords: MySQL, WWW server, PHP, instructions, structure, validating, spreading the temperatures, telemedicine, telepathology, euroISDN, dermatoskop.

1. ÚVOD

Zaměření Měřicí a řídicí technika v biomedicíně na FEI-VŠB se od svého vzniku v roce 1991 těší trvalému zájmu studentů. Tento relativně mladý a atraktivní obor přitahuje zájemce o moderní rychle se rozvíjející techniku používanou v lékařství. Studenti získávají znalosti z oblasti lékařských přístrojů, softwarových nástrojů a metod využitelných pro zpracování lékařských dat a informací.

Výuka v této oblasti je velmi úzce svázána s výzkumnou činností. Témata řady diplomových a disertačních prací vychází z řešení grantových projektů. Během posledních let vznikl na pracovišti Katedry měřicí a řídicí techniky FEI-VŠB velké množství kvalitních diplomových prací, všechny ve spolupráci s odbornými pracovišti. Za všechny jmenujme alespoň Fakultní nemocnici v Ostravě-Porubě, Krajskou hygienickou stanici Ostrava a ortopedickou protetiku ING corporation, s.r.o. Frýdek Místek.

Inženýrský pohled na řešení problému bývá zpravidla odlišný od lékařova pohledu. Proto vzájemná výměna zkušeností a znalostí přináší vzájemnou inspiraci a obohacení a často znamená i nový přístup k řešení společných problémů. Cílem tohoto příspěvku je stručně seznámit s vybranými tématy diplomových prací řešených na našem pracovišti. Jedná se o :

- Petr Vdoleček : Řešení problematiky lokálního ohřevu prstu pro diagnostické účely, ve spolupráci s KHS Ostrava.
- Jiří Kopecký : Manipulace s databázemi prostřednictvím WWW rozhraní, ve spolupráci s FNŠPo.
- Martin Bartulec : Analýza zatížení a řízení LAN sítě FNŠPo v jednotlivých etapách modernizace, ve spolupráci s FNŠPo.
- Ondřej Zedníček : Monitorování záznamů rozložení teplot při skladování transfúzních přípravků.
- Táňa Kuchařová : Telemedicína
- Petr Topínka : Dermatoskop

2. ŘEŠENÍ PROBLEMATIKY LOKÁLNÍHO OHŘEVU PRSTU PRO DIAGNOSTICKÉ ÚČELY (PETR VDOLEČEK)

Pletysmografické metody jsou používány pro určení diagnózy onemocnění cévní sítě. Tvar pletysmografické křivky měřené na končetinách pacienta je závislý nejen na fyzickém stavu pacienta, ale i na okolním prostředí například na teplotě, při které je měření prováděno. K ohřívání prstů na předem stanovenou teplotu (max 47 °C) slouží právě unikátní přístroj, který byl navržen a vyroben v rámci této DP.

Zařízení je vybaveno čtyřmi nezávislými vstupy a lze konstrukčně rozdělit na dvě základní části. Regulační a měřicí část. Regulační část reguluje teplotu ohřívače pomocí nelineárního spojitého regulačního členu, limitního integračního článku. Samotný ohřívač se skládá z tranzistoru, který slouží jako topné tělísko, teplotního čidla a měděného plíšku kumulující teplo. Měřicí část převádí analogový údaj o teplotě do digitální formy, která se v reálném čase zobrazuje spolu se zadanou teplotou na LCD displeji. Jádrem tohoto obvodu je jednočipový mikropočítač ATMEL 89C52. Přístroj je navržen tak. Aby nebezpečí úrazu při normálním provozu a za stavu jedné závady bylo vyloučeno (Norma ČSN EN 60601-1).

Přístroj byl vyvinut na základě požadavků Krajské hygienické stanice Ostrava odboru pracovního lékařství. Toto pracoviště se zabývá výzkumem v oblasti pletysmografických metod řadu let.

3. MANIPULACE S DATABÁZEMI PROSTŘEDNICTVÍM WWW ROZHRANÍ (JIŘÍ KOPECKÝ)

Práce se zabývá rozbořem základních technik zpracování a prezentace dat na WWW stránkách. Popisuje vztahy architektury klient-server a výhody jejího použití. Dále se zabývá bezpečným přístupem k datům ze sítě Internet/Intranet. Na základě všech těchto poznatků byl navržen a realizován model databázového systému pro FNŠPo v Ostravě, který za pomoci systému PHP a technologie SQL pracuje v prostředí MySQL databáze. Jeho úkolem je shromažďování údajů o dětech trpících syndromem týrání. Aplikace zavádí jednotná pravidla registrace takto trpících dětí mezi různými resorty, čímž usnadňuje a hlavně urychluje jejich vzájemnou spolupráci. Údaje v databázi registru týraných dětí nebudou sloužit jen k prosté evidenci, ale měly by být podkladem pro orgány činné v trestném řízení a napomoci tak k rychlejšímu odhalení týrání dítěte. Aplikace umožňuje sledování vybraných druhů diagnóz a zjišťování jejich počtu v určitém časovém období. To napomáhá při vytváření statistických závěrů souvisejících s týráním dětí. Systém zajišťuje autorizovaný přístup, čímž zabraňuje manipulaci s daty nepovolaným osobám. Pro vyšší bezpečnost jsou přenášena data v síti šifrována pomocí dnes již běžně používaných ochranných mechanismů, jako je např. SSL protokol. Aplikace dále umožňuje rozdělení uživatelů do tří skupin podle přístupových práv. Uživatelé mohou zadávat nové údaje, editovat a rušit staré nebo vyhledávat v databázi podle nejrůznějších kritérií.

Program je implementován v jazyce PHP, jehož použití současně s databázovým systémem MySQL tvoří velmi výkonnou kombinaci v přístupu k datům ze sítě Internet. Aplikaci lze nadále jednoduše rozšiřovat přidáváním dalších PHP skriptů, které by pracovaly nad společnou databází a rozšiřovaly by tak nabídku již zavedených služeb. Celý projekt je realizován bez vynaložení jakýchkoliv finančních prostředků, protože veškerý použitý software je volně dostupný.

Z důvodu testování je systém provozován na regionální úrovni města Ostravy. Při jeho osvědčení a po vyjasnění některých legislativních otázek může sloužit jako základ k vytvoření centrálního celostátního registru.

4. ANALÝZA ZATÍŽENÍ A MOŽNOSTI ŘÍZENÍ LAN SÍTĚ V JEDNOTLIVÝCH ETAPÁCH MODERNIZACE (MARTIN BARTULEC)

Tato diplomové práce se zabývá modernizací lokální počítačové sítě ve fakulní nemocnici Ostrava. Dynamický rozvoj informačních technologií, hlavně Internetu, a jejich pronikání do každodenního života, klade zvýšené nároky na komunikační prostředky. Nejinak je tomu i v nemocniční síti, která musí svým rozvojem tyto trendy sledovat. Změny musí být podloženy důkladným monitorováním a analýzou provozu na síti, aby byly efektivní a neminuly se svým účinkem.

Po úvodním seznámení se strukturou nemocniční sítě se práce zaměřuje na samotné monitorování sítě. Podstatná část měření na síti je prováděná pomocí protokolového analyzátoru, jenž analyzuje data až do aplikační vrstvy. Výhodou je jeho komplexnost, neboť poskytuje nástroje pro zmapování datových toků v síti, tak i prostředky pro detailní analýzu založené na dekódování zpráv přenášených sítí. Při monitorování se klade důraz na páteř sítě, hlavní servery jako poskytovatele služeb, strukturu protokolů přenášejících data a zdroje problému na síti. Výsledkem této práce je zachycení přechodu páteře sítě od sdíleného prostředí k rychlému, přepínanému Ethernetu, a to náhradou rozbočovačů přepínači, a možnosti zavedení nových technologií pro zajištění kvality služeb pro aplikace.

5. MONITOROVÁNÍ ZÁZNAMŮ ROZLOŽENÍ TEPLŮ PŘI SKLADOVÁNÍ TRANSFÚZNÍCH PŘÍPRAVKŮ (ONDŘEJ ZEDNÍČEK)

Lidská krev a její deriváty musí být skladovány ve velmi úzkém rozmezí teplot. Tento biologický materiál se uchovává ve skladovacích vacích ve speciálních chladicích zařízeních. Aby nedošlo k jeho zbytečnému znehodnocení, je nutná validace rozložení teplot uvnitř skladovacího prostoru. Diplomním úkolem byla realizace měřicího přístroje, teploměru s pěti čidly k monitorování rozložení teplot ve skladovacích zařízeních Krevního centra Fakultní nemocnice s poliklinikou v Ostravě - Porubě.

Přístroj splňuje všechny požadavky, které na něj byly kladeny. Je vyroben jako přenosný, napájený baterií. LCD displej zobrazuje teplotu zvoleného čidla ve stupních Celsia s rozlišením na jedno desetinné místo. Jednotlivá čidla se připojují nezávisle pomocí konektorů a jsou navržena tak, aby byla ve vstupech přístroje záměnná. Každé čidlo je opatřeno dvoumetrovým vodičem, což usnadňuje jeho instalaci v měřeném objektu. Jelikož je přístroj určen pro měření v prostorách s nekondenzující vlhkostí, nejsou čidla přístroje chráněna proti vodě.

Přístrojem byly v Krevním centru Fakultní nemocnice s poliklinikou v Ostravě – Porubě validovány dvě běžné lednice a dvě lednice určené ke skladování lidské krve a jejích derivátů. Měřicí integrovaný teploměr označený jako TMP 5 po rozmístění čidel, velmi rychle dokázal určit prostorové rozložení teplot uvnitř chladicího zařízení a vyhodnotit, zda je zařízení vhodné ke skladování krve. Bylo zjištěno, že běžné lednice vzhledem k velkým teplotním rozdílům ve vnitřním prostoru nejsou vhodné. Až nástup speciálních chladicích zařízení s nuceným oběhem vzduchu a mikroprocesorovým řízením dokázal zajistit optimální skladovací podmínky pro lidskou krev a její deriváty.

6. TELEMEDICÍNA (TÁŇA KUCHAROVÁ)

Hlavním požadavkem při vypracování této diplomové práce bylo zhodnotit přenosové cesty z hlediska rozdílu ve zpracování statického a dynamického obrazu. Byla posuzována funkčnost domácí telepatologické sítě a neurochirurgického konzultačního systému propojení nemocnic moravskoslezského regionu. Oba dva tyto systémy jsou představiteli statických konzultací.

Hodnocení statické telepatologické sítě bylo prováděno jak z hlediska použitých technických prostředků, tak z hlediska uživatele. Využití služeb ISDN sítě s přenosovou rychlostí 128 kbit/s naprosto postačuje ke správnému přenosu obrazové dokumentace druhé straně a navíc zřizovatel těchto služeb, Český Telecom, a.s., garantuje, že nemůže dojít k úniku přenášených dat a tedy jejich zneužití třetí osobou. Existence telepatologické sítě poskytla možnost konzultace s jiným lékařem - patologem na dálku. Z technického i uživatelského hlediska je telekonzultační systém navržen vhodně a i přes určité problémy se v telepatologii uplatnil.

Také neurochirurgický konzultační systém usnadnil práci odborných lékařů. Využitím telekonzultací se především zamezilo zbytečnému převozu pacientů. Došlo k úspoře cestovních nákladů. Systém je založen na přenosu tomografických snímků z regionálních pracovišť do Fakultní nemocnice a naopak. Po technické stránce je projekt dobře zabezpečený, neboť přenosová rychlost 128 kbit/s pro obraz i zvuk zajišťuje spolehlivý přenos informací. Podobně jako telepatologický systém, i tento nachází uplatnění v každodenní práci lékařů a jeho výhody jsou nesporné.

U přenosu dynamického obrazu, to je u videokonferencí to již tak jednoznačné není. Jejich použití v každodenní práci lékařů není mnohdy potřebné a například pro výše zmíněné aplikace zcela postačuje posílání zdravotnické dokumentace po ISDN síti. Náklady související se zavedením a provozem videokonferenčních systémů v reálném čase v současné době nedovolují jejich používání v takové míře jako v zahraničí. Pro realizaci videokonferenčních přenosů je nutné mít zavedeny 3 euroISDN linky s přenosovou rychlostí 384 kbit/s. V České republice jsou tyto systémy využívány hlavně za účelem vzdělávání a doškolení lékařů. Slouží k prezentaci diagnostického a léčebného postupu, výsledků operace a aktuálních kasuistik. Videokonference se využívají především pro přenos přednášek s možností zapojení účastníků do panelové diskuse v jiném městě eventuálně státě.

Telemedicína je tedy poměrně nový lékařský obor, který teprve postupně proniká do mnoha oblastí lékařství. Zájem o telemedicínu stále stoupá, což dokazuje rostoucí počet aplikací telemedicíny.

7. DERMATOSKOP (PETR TOPÍŇKA)

Diplomová práce se zabývá návrhem zařízení dermatoskopu, jehož úkolem je snímání patologických kožních nálezů, jejich přenos do počítače a následné zpracování a uložení ve vytvořeném softwaru. Podnět pro zpracování tohoto zařízení přišel po konzultaci s lékaři z oboru dermatologie, kdy bylo potřeba vyvinout program nejen pro archivaci, ale především pro snadné orientování se ve složitějších patologických kožních nálezech určitých pacientů.

Celý systém se skládá z profesionálního digitálního fotoaparátu a jeho příslušenství, softwarem pro komunikaci mezi fotoaparátem a PC, osobním počítačem a navrženým softwarem.

V návrhu hardwarové části bylo důležité zohlednit to, že se jedná o zařízení určené pro zdravotnické účely, u kterého jsou kladeny vysoké nároky na kvalitu celého zařízení. Obzvláště jeho snímací části, kterou je profesionální digitální fotografický přístroj typu jednooké zrcadlovky s kvalitními objektivy s možností použití předsádek pro režim makro..

Navržený software, který tvořil stěžejní problém celé práce byl zpracován ve vývojovém prostředí Delphi 6, a byl koncipován dle klinických požadavků, jak co do funkčnosti, tak i snadného pochopení jeho obsluhy a ovládání lékařem. Funkční odzkoušení zařízení a metodiky dermatoskopického vyšetření bylo hodnoceno v klinické praxi za velmi prospěšné.

Tato verze programu totiž kožnímu lékaři zjednodušuje práci, tím že bude mít obrazový přehled o jednotlivých pacientech, hlavně s opakovanými diagnózami, a může kdykoliv a velmi jednoduše vyhledávat předešlá vyšetření i s jejich fotodokumentací.

8. ZÁVĚR :

V tomto příspěvku je uvedeno jen několik zajímavých diplomových prací ze zaměření měřicí a řídicí technika v biomedicině obhájěných v letech 2000-2003. Tituly všech diplomových prací v jednotlivých letech jsou pravidelně uveřejňovány vždy koncem roku, v posledním čísle bulletinu ČSZT. Všechna témata diplomových prací z této oblasti byla zpracována a realizována na katedře Měřicí a řídicí techniky fakulty Elektrotechniky a informatiky VŠB-TU Ostrava.

Diplomové práce jsou zadávány ve spolupráci se zdravotnickým zařízením, kde konsultantem je nejčastěji lékař nebo příslušný odborný technický pracovník – specialista, pro určitý obor. Proto pak převážná většina takto formulovaných a řešených diplomových prací nachází praktické uplatnění na klinických pracovištích zdravotnických zařízení.

9. LITERATURA

- [1] Vdoleček, P. : *Řešení problematiky lokálního ohřevu prstu pro diagnostické účely*, DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2000.
- [2] Bartulec, M. : *Analýza zatížení a řízení LAN sítě v jednotlivých etapách modernizace*, DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2001.
- [3] Kopecký, J. : *Manipulace s databázemi prostřednictvím WWW rozhraní*, , DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2001.
- [4] Zedníček, O. : *Monitorování záznamů rozložení teplot při skladování transfúzních přípravků*, DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2003.
- [5] Kuchařová, T. : *Telemedicina*, DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2003.
- [6] Topínka, P. : *Dermatoskop*, DP, Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava, 2003.

NEINVAZÍVNA DIAGNOSTIKA

Ing. Milan Šebök, Ing. Milan Šimko PhD, Ing. Milan Chupáč PhD

Katedra teoretickej a aplikovanej elektrotechniky, Elektrotechnická fakulta ŽU v Žiline
Veľký Diel , 01026 Žilina , tel : + 421 41 513 2125 , Mail: sebok@fel.utc.sk, simko@fel.utc.sk
chupac@fel.utc.sk

NON – DESTRUCTIVE DIAGNOSTIC

Abstrakt: Možnosti využitia termovízie pri neinvazívnom meraní teploty na povrchu tela v diagnostike patologických stavov.

Summary: Possibility of usage the thermovision in non-destructive measurement of surface body temperature in pathological status diagnostic.

Keywords: thermogram, thermovision, diagnostic, thermography

1. ÚVOD

Účelným využitím termovíznych systémov môžeme prispieť k riešeniu niekoľkých základných okruhov diagnostických problémov s využitím zobrazenia povrchových teplotných polí ľudského tela. V mnohých odvetviach medicíny sa využíva registrácia teploty na povrchu tela v diagnostike patologických stavov. Na povrchu tela je možné merať teplotu metódou kontaktnou (invazívnu), alebo bezkontaktnou (neinvazívnu), ktorá vychádza z princípov elektronickej termografie.

Termograficky je detekovateľná každá zmena prekrvenia na povrchu tela, pokiaľ nie je prekrytá iným procesom. V prospech tejto diagnostickej metódy hovoria neinvazívnosť, jednoduchosť samotného aktu vyšetrenia a pomerne nízka cena vyšetrenia. Obmedzujúcimi faktormi sa javia rozlišovacia schopnosť prístroja, stálosť teploty okolia, skúsenosť a zručnosť vyšetrujúceho [3].

2. FAKTORY OVPLYVŇUJÚCE POVRCHOVÝ TEPLOTNÝ RELIÉF

Základným predpokladom pri snímaní teplotného reliéfu tela pacienta je skutočnosť, že postihnuté miesto vydáva iné množstvo tepla ako okolité zdravé tkanivo, pričom rozloženie teploty je u každého jedinca ovplyvňované rôznymi faktormi a to vnútornými a vonkajšími, v závislosti na zmene dôležitých parametrov ako sú povrchová teplota a emisivita (pri

termovíznej diagnostike ľudského tela je spektrum snímaného infračerveného žiarenia v rozsahu $2 \div 10 \mu\text{m}$ a emisivita pokožky 0,98) [2].

2.1. VNÚTORNÉ FAKTORY

Povrchový teplotný reliéf ľudského tela závisí od dejov prebiehajúcich v organizme a v jeho jednotlivých častiach, medzi ktoré patrí fyzikálna termoregulácia - regulácia tepelných strát a chemická termoregulácia - tvorba tepla pri chemických dejoch látkovej výmeny. Tieto vnútorné faktory môžu vykazovať individuálne fyziologické respektíve patologické zmeny, ktoré výrazne ovplyvňujú povrchovú teplotu tela napr:

- vrodené cievne anomálie
- narušenie priemeru ciev vplyvom porúch vegetatívneho systému
- poruchy krvného obehu (traumy, skleróza)
- zmeny v tepelnej priechodnosti tkanív (opuchy, tukové vankúše atď.)

Preto pri všeobecnom pohľade na analýzu povrchového teplotného reliéfu (termogramu) je nutné brať do úvahy aj genetický faktor.

2.2. VONKAJŠIE FAKTORY

Okrem už zmienených vnútorných faktorov ovplyvňujú teplotný reliéf aj vonkajšie faktory, medzi ktoré radíme všetky vplyvy, ktoré sú viazané na prostredie obklopujúce organizmus a vonkajšie povrchové vlastnosti organizmu.

Termovízny zobrazovací systém nedetekuje priamo povrchovú teplotu, ale energiu, ktorá je z pokožky vyžiarená v závislosti na jej vlastnostiach - emisivita. Zariadenie spolu s povrchom tela vytvára systém v ktorom dochádza k niekoľkonásobnej transformácii signálu.

Teplota je transformovaná ako hustota toku emitovaných fotónov v spektrálnom intervale citlivosti detektora termovíznej kamery, tento je ďalej transformovaný detektorom na elektrický signál a ten opäť transformovaný na ľudskými zmyslami detekovaný vnem - jas, resp. farbu.

Výsledky tejto transformácie môžu byť ovplyvnené vonkajšími faktormi ako sú:

- topológia povrchu ľudského tela
- emisivita povrchu pokožky
- vonkajšie zdroje infračerveného žiarenia
- prúdenie vzduchu (ochladzovanie)

3. LEKÁRSKE INDIKÁCIE TERMOVÍZNEJ DIAGNOSTIKY

Neinvazívne meranie teploty je jedna z diagnostických metód používaných k určeniu funkčného stavu organizmu. Teplota ako fyzikálna veličina je v určitej miere ovplyvnená individuálnymi fyziologickými vlastnosťami organizmu, a je determinovaná chorobnými zmenami v organizme. Jej meraním teda získame možnosť tieto patologické zmeny objaviť a bližšie určiť. To znamená, že ak máme k dispozícii termogram, môžeme na ňom určiť chorobné ložisko a poruchy v organizme lokalizovať, dokonca sledovať priebeh prejavu v reálnom čase (dlhodobé snímanie).

V medicíne sa vyhranilo niekoľko základných okruhov diagnostických problémov, pri ktorých k riešeniu podstatnou mierou môže prispieť aj termovízna diagnostika.

- nádorové zmeny v organizme
- zápalové zmeny v organizme
- funkčné, alebo farmakologicky podmienené zmeny periférneho prekrvenia
- hormonálne a nervové zmeny v organizme

Rozdelenie povrchovej teploty nie je u zdravých ľudí rovnaké, ani nenexistuje databáza termogramov povrchu ľudského tela s jeho rôznymi variantmi a nie je vypracovaná metodika pri klasifikácii chorobných prejavov organizmu na základe termogramov, preto sa najčastejšie pri samotnej diagnostike porovnávajú teplotné pomery homológnych častí tela (končatiny, oba prsníky atď.)

V príspevku sú uvedené niektoré vyšetrenia realizované so skupinou pacientov s ochorením prsníka a s ochorením cievneho systému. Pacienti boli poučení o priebehu a o neškodnosti vyšetrenia aby sa eliminovala aj emočná zložka ovplyvnenia periférneho prekrvenia [3].

3.1. NÁDOROVÉ OCHORENIA

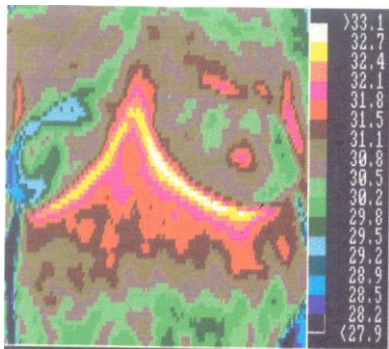
Termogram nádorového chorobného procesu Obr.1, je okrem vnútorného teplotného spádu ovplyvnený :

- dodatočným teplom produkovaným nádorovým tkanivom ako dôsledok zvýšeného metabolizmu rakovinových buniek
- cievnyimi zmenami, ktoré sú spojené s produkciou rakovinového rastu

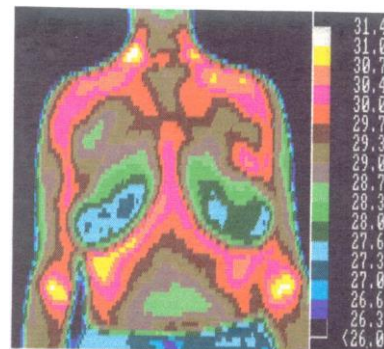
Množstvo tepelnej energie, ktorá je produkovaná za jednotku času a jednotku objemu je typická pre každý druh nádoru (pri nezhubných benígnych nádoroch býva teplotná diferencia medzi okolím - fyziologickým tkanivom a samotným nádorom asi 1°C, pri

zhubných malígnych nádoroch je teplotná diferencia medzi okolím - fyziologickým tkanivom a patologickým tkanivom je asi $2 \div 3$ °C.

Pre porovnanie je na Obr.1 uvedený termogram 63 ročnej pacientky so zhubným nádorom prsníka umiestneným v jeho vonkajšej časti. Termogram poukazuje na výrazné oteplenie postihnutej časti prsníka a na termograme Obr.2. je termogram pacientky, ktorá nemá zhubný nádor, ale je jednoznačne detekovateľný akútny zápal v jej hornej časti ľavého prsníka.



Obr.1: Termogram zhubného nádoru
(detail ľavého prsníka)



Obr.2: Termogram akútneho zápalu
(detail ľavého prsníka)

3.2 ZÁPALOVÉ OCHORENIA

Oblasti s akútnymi zápalovými procesmi vykazujú veľké teplotné prevýšenia, ktoré sú spôsobené jednak zvýšeným metabolizmom a jednak zvýšeným prietokom krvi v postihnutej oblasti. Pri diferenčnej diagnostike akútnych zápalov a zhubných nádorov musíme vychádzať z predpokladu, že pri rýchlej chladivej stimulácii danej oblasti sa teplotná diferencia medzi zhubným nádorom a okolím ustáli na pôvodnej hodnote za omnoho dlhšiu dobu ako zápalová oblasť (thermal recovery method) Obr.2.

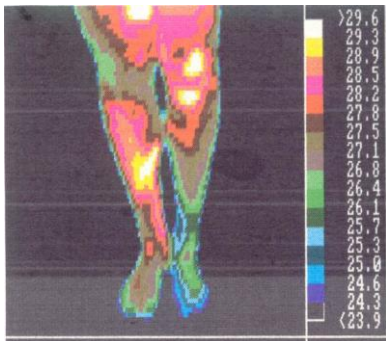
3.3 OCHORENIA PERIFERNÉHO KRVNÉHO RIEČIŠŤA

Veľmi úspešné je využitie termovízie v diagnostike fyziologických a patologických zmien cievnych riečišť horných a dolných končatín. Pri diferenčnej diagnostike vychádzame z predpokladu, že teplotný reliéf oboch končatín je symetrický aj keď miestne teplotné diferencie sú veľké u pacientov, ktorých tepny sú postihnuté tepnovým uzáverom končatín, zúžením ciev Obr.3, Obr.5, teda prietok krvi v periférnych žilách je menší. Oblasti nízkych teplôt je možné využiť pri amputáciách [4].

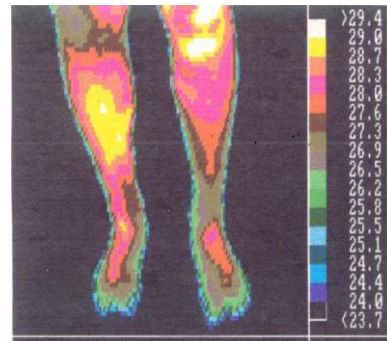
Diagnostika cievnych riečišť môže byť využitá aj v iných lekárskejších odboroch:

- identifikácia popálenín a omrzlín (popáleniny 1. Stupňa vykazujú výrazné prekrvenie a tým zvýšenú teplotu, zatiaľ čo 3. Stupeň je charakterizovaný absenciou krvného prietoku v poškodenej oblasti - teplota klesá o $2 \div 3^{\circ} \text{C}$.
- identifikácia polohy placenty pred pôrodom - väčšinou sa v dôsledku enormného prekrvenia placenta veľmi dobre zobrazuje na povrchovom teplotnom reliéfe brušnej oblasti gravidnej ženy
- transplantácia orgánov napr. obličiek - odmietavá reakcia organizmu na nové tkanivá je spojená so zvyšovaním teploty, zatiaľ čo zlá funkčnosť transplantovaného orgánu vedie k zvýšeniu teploty
- transplantácia kože - uchytenie kožného štepu a jeho rast so spodinou je spojený s prerastením cievneho riečišť'a (je možné ľahko identifikovať na termograme v oblasti štepu)

Na Obr. 3 je privedený termogram pacientky so sklerotickým zúžením ciev ľavej dolnej končatiny pred a na Obr.4 je termogram tej istej pacientky po medikamentnej vazodilatačnej liečbe – výrazné zlepšenie prekrvenia ľavej nohy.

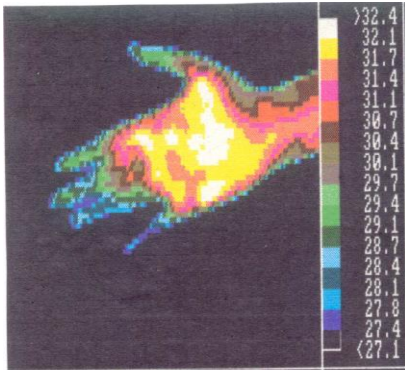


Obr.3: Termogram sklerotického zúženia ciev – ľavá dolná končatina

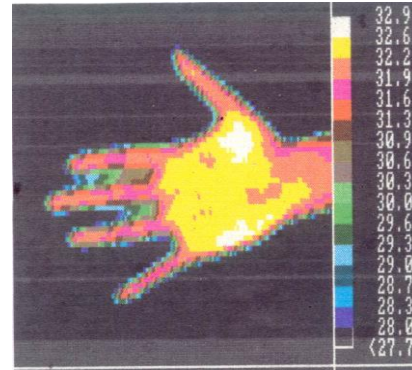


Obr.4: Termogram po úspešnej medikamentnej liečbe

Na Obr.5 je termogram mladej pacientky s Reynardovým syndrómom (nedokrvenie prstov pravej ruky) pred a na Obr.6 je termogram tej istej pacientky po úspešnej thorakoskopickkej operácii.



Obr.5: Termogram pravej ruky pacientky pred operáciou



Obr.6: Termogram pacientky po úspešnej operácii

4. ZÁVER

Termogramy zobrazujúce povrchové teplotné polia častí ľudského tela získané meraním umožňujú určiť chorobné ložisko a poruchy v organizme lokalizovať poprípade sledovať priebeh ozdravenia. V rámci spolupráce s chirurgickým oddelením Nemocnice s Poliklinikou uvádzame niektoré príklady úspešnej aplikácie termovíznej diagnostiky pri vyšetreniach chirurgických pacientov s ochoreniami cievneho systému a ochorením prsníka.

LITERATÚRA

- [1] BARTL,J., HAIM, M.: Infrared investigation of works of art. In proceedings of the 11 th Slovak Czech Polish Conference, 1998
- [2] MICHALÍK, J., a kol.: Aplikácia termovízie v slaboprúdovej technike a lekárskej praxi. Správa k záverečnej oponentúre výskumnej úlohy, Žilina, 1999
- [3] MICHALÍK, J., ŠIMKO, M.,ŠEBOK, M.: Termovízne merania v rozvodoch elektrickej energie. Medzinárodná konferencia Diagnostika 99, Plzeň
- [4] REŽŇÁK, I., HUŠÁK, V.: Moderné zobrazovacie metódy v lekárskej diagnostike. Osveta, Martin 1992

REGISTRATION OF CORE OLFACTORY RESPONSES FOLLOWING ACTION OF OLFACTIVE STIMULANTS

¹Teodor Świdziński, ²Piotr Świdziński, ²Andrzej Obrębowski

¹Department of Biophysics, ²Department of Phoniatics and Audiology
University of Medical Sciences, Poznań, Poland

¹Fredry Str. 10, 61-701 Poznań, Poland,

²Przybyszewski Str. 49, 60-355 Poznań, Poland

Abstract

Objectives: *Within audiological and otoneurological diagnostics, the value of quantitative research on the evaluation of differentiated pathological changes located in the central nervous system is of an auxiliary nature. The universally applied Elsberg blast method describing the perception and identification thresholds of odours (substances stimulating only nerve I as well as those stimulating nerves I and V) is a subjective evaluation. The aim of this work is the replacement of the subjective aspect of the research with an objective one.*

Methods: *In order to objectify olfactory responses, an automatic dosimeter of olfactory stimulants was constructed and, by means of neurological responses from the central nervous system, the reactions to olfactory stimulants measured.*

Results: *Using the above-mentioned original measuring apparatus, it was possible to register the characteristic responses of the central nervous system with a latency time of 100 to 500 ms. Interesting features in cases of olfaction pathology were registered.*

Conclusions: *The method described in this paper for measuring and registering responses to olfactory stimulants is useful in objectifying olfactory measurements for audiological and otoneurological diagnostics.*

Keywords: core olfactory responses, olfaction

1. INTRODUCTION

Clinical practices applied for objectively measuring olfactory response (sense of smell) are based on: 1) involuntary responses (involuntary response olfactometry); 2) changes in bioelectric properties of the brain (electroencephalographic olfactometry).

In the Department of Otolaryngology in Poznań, initial objective research employed the so-called pneumographic method. We have been performing psychogalvanic olfactometry in the Department of Phoniatics and Audiology through to the present time, and in given cases electroencephalographic olfactometry.

Since 1977, the Department of Phoniatics and Audiology has been conducting experimental research on the use of an apparatus for registering auditory evoked electrical potentials (ERA) in research on the objective measurement of olfactory responses. In 1999 at the EMBEC Congress in Vienna, T. Świdziński presented an apparatus of his own construction, allowing for the appropriate application of olfactory stimulants.

response potential registered within a latency potential of 380 to 600 ms. Whereas in response to mint oil and lemon oil, i.e. substances eliciting a response from 1st and 5th cranial nerve, a registration of two potentials was obtained: the first with a time of 180 to 340 ms and a second with a time of 380 to 600 ms. These potentials were respectively labeled as Pn-V and Pn-I.

Average values, standard deviations, medians and ranges (maximal and minimal values) of latency times for these potentials in a group of subjects without olfactory disturbances have been presented in Table 1.

			Mean value	Median value	Min.	Max.	Standard Deviation
substances stimulating 1 st cranial nerve	Anise seed oil	Pn-I	477	480	380	600	60.08
	Natural coffee	Pn-I	494	490	380	600	67.03
substances stimulating 1 st and 5 th cranial nerves	Mint oil	Pn-I	500	485	380	620	58.56
		Pn-V	266	270	180	370	51.86
	Lemon oil	Pn-I	492	460	430	640	74.45
		Pn-V	220	210	160	370	65.43

Tab. 1. Average values of times for classifying potentials elicited in a group of 30 persons with a proper olfactory response (sense of smell).

The initial results for stimulation by 5, 10 and 15 cm³ quantities of olfactory stimulants showed no differences as to the latency times of responses both in Pn-I as in Pn-V. It was, however, observed that independent of the volume of stimulant inhaled, there was a quick drop in the amplitude of responses measured. We suspect that this is an expression of olfactory fatigue. Further to this, we limited the number of olfactory responses to the averaged response number of 10. Table I shows that in the case of substances stimulating 1st and 5th cranial nerve, the latency of the second response elicited was within the bounds of the latency time of the potential registered during stimulation of only 1st cranial nerve. The latency time of responses in the stimulation of the 5th nerve ending was shorter, within the range of 160-370 ms. Fig. 2a-d presents examples of registering responses elicited in a 48-year-old male subject with a normal olfactory response (sense of smell) over a variety of stimulants.

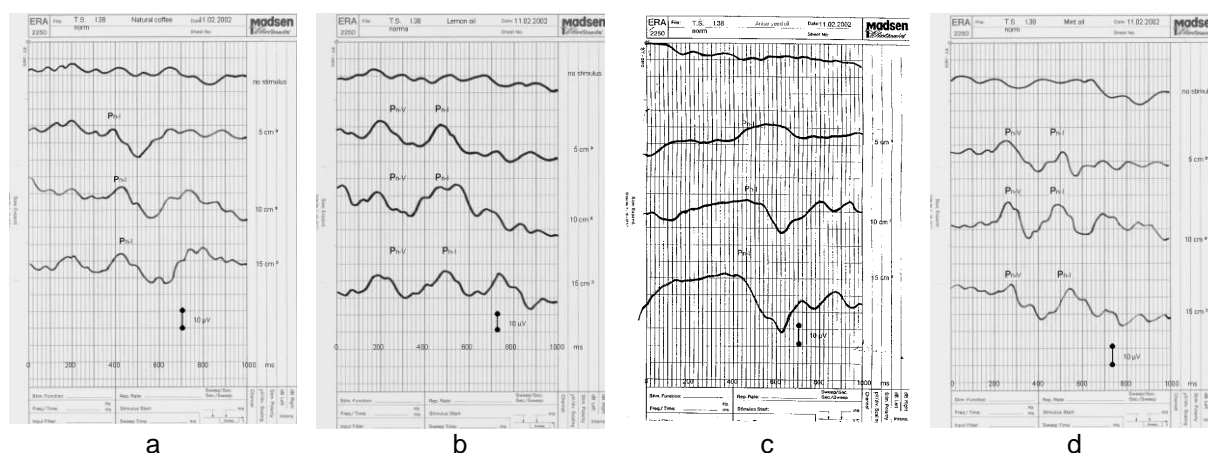


Fig. 2: An example of registering potentials elicited in a 48-year-old male subject with proper olfactory response (smell) when subjected to stimulation: a) Natural coffee, b) Lemon oil, c) Anise seed oil, d) Mint oil

On the other hand, Fig. 3a-b there was no registration of elicited responses of olfactory potentials among those suffering from total anosmia. Fig. 4a presents a lack of Pn-1 responses to a stimulation of the olfactory nerve (anise oil), whereas Fig. 4b does register response Pn-V to a stimulation of 1st nerve and 5th nerve (mint oil). The results of analyses obtained allow us to state that the registration of core potentials in stimulating the olfactory nerve and trigeminal nerve allow for their use in clinical practice as one of the fundamental methods of objective olfactometry.

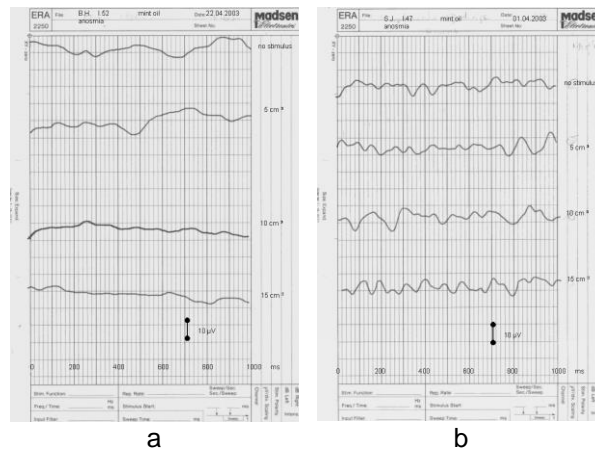


Fig. 3: Examples of registering potential elicited in the case of: a) A 52-year-old woman lacking a subjective sense of smell, b) A 47-year-old-man lacking a subjective sense of smell

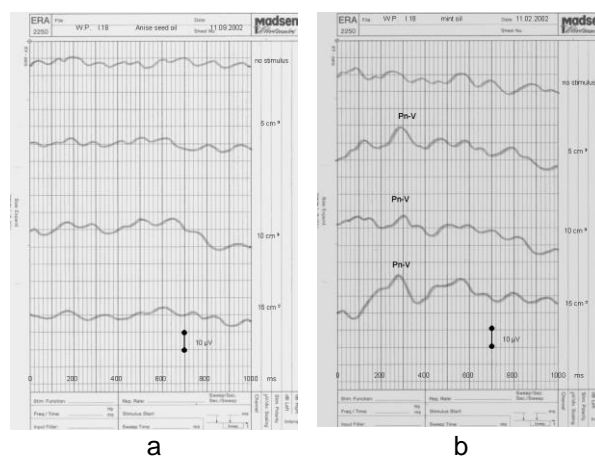


Fig. 4: An example of registering potentials elicited in the lack of a response to stimulation of nerve I (a) with the registered response from nerve V (b)

The initial results of our research confirm the existence of one potential in stimulating the olfactory area with a scent stimulating nerve ending 1st nerve (natural coffee, anise oil) with a latency time of 370 to 600 ms as well as two potentials for stimulants of 1st and 5th nerve (lemon oil, mint oil), with latency times of 180 to 370 ms as well as 380 to 640 ms. We believe that the potential of shorter latency time is the reason for the stimulation of 5th nerve, having a longer latency time of response to the stimulation of olfactory receptors.

4. CONCLUSIONS

1. The method developed for stimulating receptors in the area of the nasal-olfactory cavity allows for the registration of olfactory core potentials.

2. An initial analysis of latency times elicited by olfactory core potentials allows for the differentiation to the stimulation of nerve endings 5th nerve (shorter latency time) and 1st nerve (longer latency time)

5. LITERATURE

- [1] Alber, K., Mrowiński, D., Giesen, M., Schwab W.: *Objektive Olfaktometrie in der klinischen Diagnostik*, Arch. Ohr.Nas.-Kehlk., 1971, 199, 687.
- [2] Finkenzeller, P.: *Gemittelte EEG-Potentiale bei olfaktorischer Reizung*, Pflügers Arch. ges. Physiol., 1966, 292, 76.
- [3] Giesen, M., Mrowiński, D.: *Klinische Untersuchungen mit einem Impuls-Olfactometer*, Arch. Klin. Exp. Ohr. Nas. Kehlk., 1970, 196, 377.
- [4] Gerhardt, H.J., Rauch, Ch.: *Objektive Olfaktometrie-Erfahrungen mit Atmungsregistrierung unter Geruchreiz*, Z. Laryng. Rhinol., 1963, 42, 658.
- [5] Gudziol, H., Gramowski, K.H.: *Olfakto-EEG-Untersuchungen bei normal Personen*, HNO-Praxis, 1982, 7, 102.
- [6] Gudziol, H., Mlynski, G.: *Die Olfakto-Rhinorheometrie-eine objektivierende Methode zur Überprüfung des Riechsinnnes*, Laryng. Rhinol. Otol., 1982, 61, 513.
- [7] Herberhold, C.: *Computer-Olfaktometrie mit getrenntem Nachweis von Trigemini und Olfactorius-reaktionen*, Arch. Klin. Exp. Ohr. Nas. Heilk., 1972, 202, 394.
- [8] Obrębowski, A., Pruszewicz, A., Szmeja, Z., Rydzewski, B., Tyczyńska, J.: *Olfaktometria obiektywna*. Otolaryngol. Pol., 1977, supl. 131.
- [9] Rous, J., Synek, V.: *Objektivni stanoveni intensity cichoveho ujemu pomoci galvanickeho kozniho reflexu*, Čs.Otolaryng., 1966, 15, 271.
- [10] Rous, J., Synek, V.: *Eine polygraphische Methode zum Objektiven Nachweis von Anosmie bei Zuständen nach kranio-zerebralem Trauma*. J. Laryng.Rhinol., 1967, 46, 635.
- [11] Roseburg, B., Fikentscher, R.: *Klinische Olfaktologie und Gustologie*, Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1977.
- [12] Semeria, C.: *Studio delle reazioni psico-galvanometriche alla stimolazione olfativa*, Minerva Otorhinologia, 1956, 6, 97.
- [13] Svitavska, A., Uchytíl, B.: *Objektivni olfaktometricky dismutacni test pro overeni anosmickych poruch*, Cs. Otolaryng., 1969, 18, 151.
- [14] Świdziński, T., Obrębowski, A., Pruszewicz, A.: *The use of an automated apparatus for testing olfactory efficiency*, Proc. EMBEC, Vienna 1999, 37, Supl. 2.

MODEL PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

Mgr. Petr Tiefenbach, Ing. Daniel Kurka, Ing. Jiří Richterek

Katedra měřicí a řídicí techniky, FEI, VŠB-TU Ostrava
17. listopadu 15,
708 33 Ostrava-Poruba,
petr.tiefenbach@vsb.cz

Model of Lower Artificial Limb

The aim of this project was to create the model of biocybernetics application, which applied medical findings from the area technical orthopedic - limbs prosthodontics. As a result of this project is operational model of prosthodontics of human limb.

Keywords: technical orthopedic, prosthodontics, pneumatic cylinder, tensiometer, microprocesor.

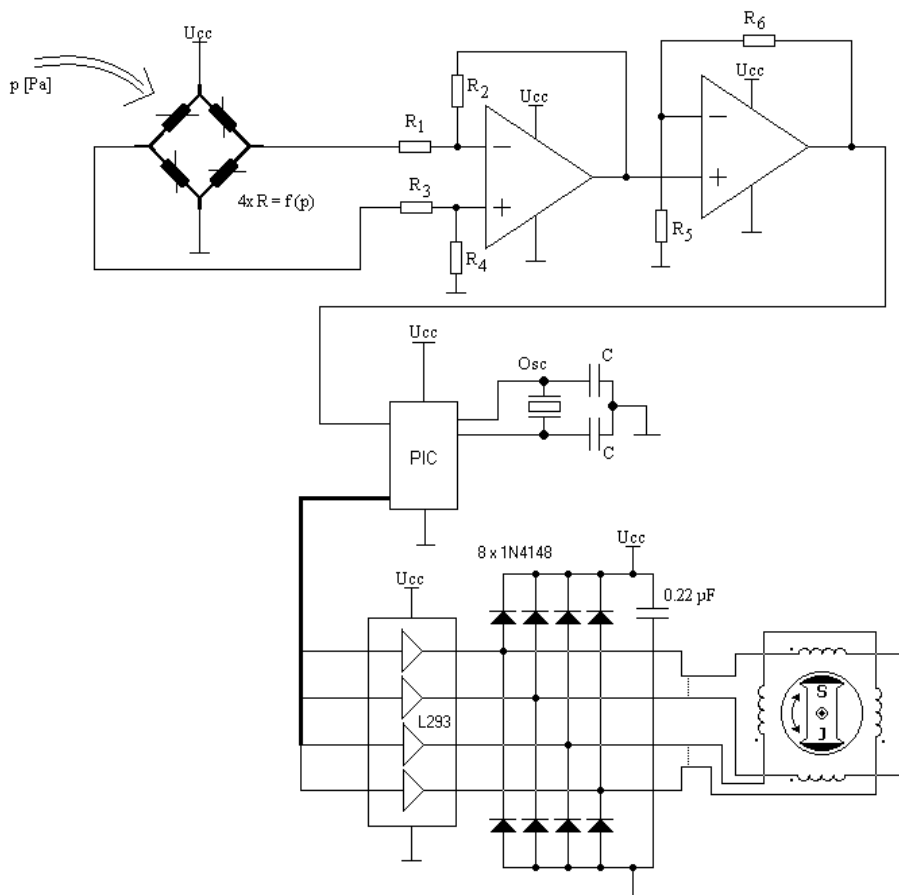
1. ÚVOD

Projekt řeší vytvoření nové laboratorní úlohy pro předmět Biokybernetika v rámci zaměření Měřicí a řídicí technika v biomedicině. Formou modelové biokybernetické aplikace z lékařské oblasti technické ortopedie ukazuje na možné řešení problému náhrad končetin. Konkrétním výstupem projektu je vytvořený funkční model řídicí jednotky protézy pro dolní lidskou končetinu. Ten ukazuje konstrukci elektricky řízené protézy, která je schopna reagovat na změny tempa chůze postiženého pacienta, což bude umožňovat krok plynulejší a přirozenější.

Celá sestava se skládá z části mechanické a především elektronické, tvořící část řídicí. Mechanickou část tvoří pneumatický píst, kde veškerá regulace probíhá uvnitř pístu. Jako regulátor slouží jehlový ventil, který je řízen krokovým motorkem. Jehla je tedy elektronicky řízený systém, který otevírá nebo zavírá ventil. Potřebné veličiny jsou reálně snímány snímačem tlaku, který je umístěn v plášti pneumatického pláště. Elektronická část je realizována mikroprocesorem PIC, který vyhodnocuje všechna naměřená data všech vstupních signálů a tím provádí vlastní sledování a regulaci pohybu.

2. ELEKTRONICKÁ ČÁST ŘÍDICÍ JEDNOTKY PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

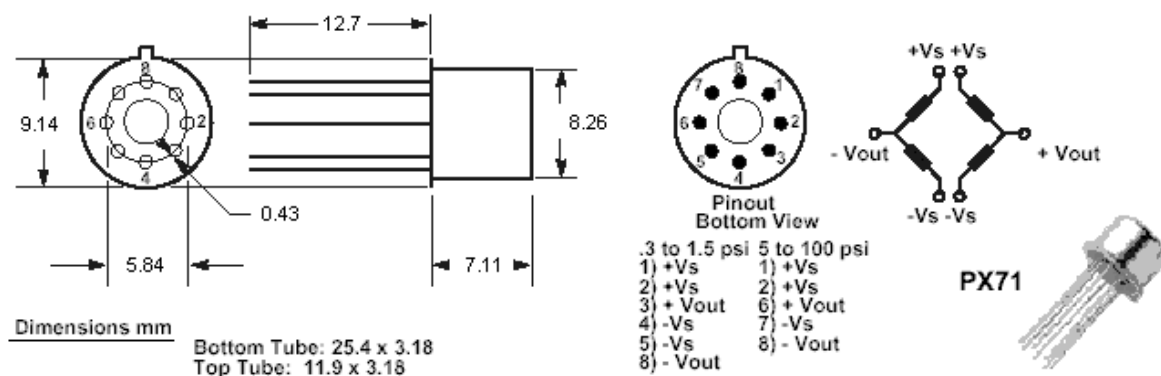
Řídicí jednotka protézy je samotnou podstatou řešení celého problému. Zde dochází k nejdůležitějším dějům, které ovlivňují průběh celé chůze. Tato řídicí jednotka (Obr.1) provádí nastavení protézy tak, aby chování protézy co nejlépe kopírovalo chování zdravé končetiny.



Obr.1: Celkové schéma řídicí jednotky

3. SNÍMAČ TLAKU POD PÍSTEM TLUMIČE

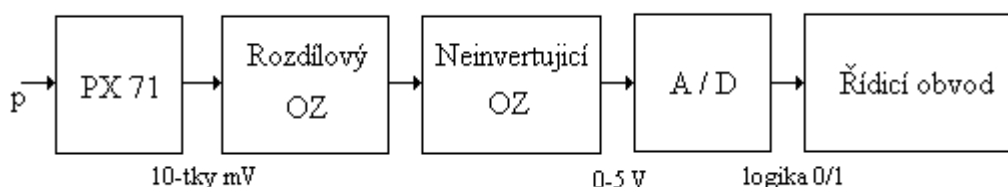
Pro snímání tlaku pod pístem jsme použili průmyslový snímač tlaku s označením PX71-060AV. Je založen na principu můstku, kdy ve dvou jeho větvích jsou zapojeny odporové tenzometry, které tento můstek rozváží. V naší úloze jsme zvolili zapojení snímače dle Obr.2 pro měření tlaku v rozsahu 5 až 60 psi (34,4 kPa až 413,7 kPa). Tento snímač vykazuje při atmosférickém tlaku ($1,013 \cdot 10^5$ Pa) nenulové napětí (43 mV), proto je potřeba dodatečně můstek vyvážit pomocí dvou trimrů.



Obr.2: Zapojení snímače série PX71

4. ÚPRAVA SIGNÁLU ZE SNÍMAČE TLAKU

Abychom mohli dále zpracovávat signál, který odpovídá tlaku na vstupu snímače, musíme jej upravit. Samotné vyhodnocování provádí jednočipový mikroprocesor. Z toho vyplývá úkol, převést analogovou hodnotu signálu na digitální. V našem případě jsme použili mikroprocesor PIC16F873, který má AD převodník vestavěný, čímž odpadají přídavné obvody. Výstup ze snímače tlaku při maximálním dovoleném zatížení 60 psi (413,7 kPa) je 180mV. Hodnoty napětí se tedy pohybují v hodnotách, které by AD převodník nezpracoval. Z tohoto důvodu je nutné signál zesílit, aby hodnota napětí při maximálním zatížení byla 4 V. K tomu účelu použijeme unipolární operační zesilovač TLC 272. Na Obr.3 je blokové schéma pro zesílení a převod tlaku do digitální podoby.



Obr.3: Zapojení pro úpravu signálu ze snímače PX71-060AV blokově

Blok PX71

Zde dochází k fyzickému měření tlaku. Snímač je umístěn v plášti pneumatického válce. Snímač tlaku je umístěn tak, aby měřil tlak pod pístem, a to i při malém zdvihu pístu. Napájecí stejnosměrné napětí je 4,7 V ze stabilizovaného síťového zdroje. Jednotlivé větve jsou spojeny do klasického Weatsnova můstku dle Obr.2.

Rozdílový OZ

V tomto bloku je použita polovina operačního zesilovače (dále jen OZ) zapojena jako rozdílový zesilovač. Na neinvertující vstup OZ je připojen výstup ze snímače označený +Vout a na invertující pak -Vout. Toto zapojení musí být zachováno, aby na výstupu byla amplituda napětí kladná.

Neinvertující OZ

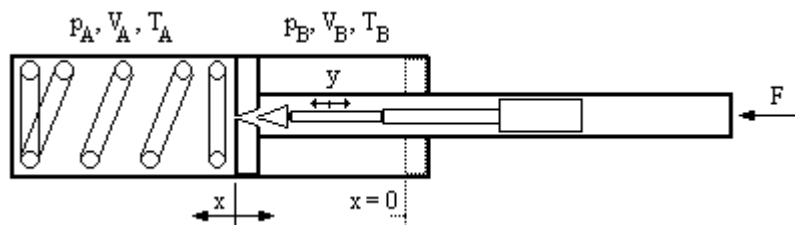
V tomto bloku je použita druhá polovina OZ jako neinvertující. Jeho hlavním úkolem je zesílit vstupní napětí, které bude v rozsahu hodnot $0 \div 4,5$ V.

Blok A/D

Je součástí řídicího bloku.

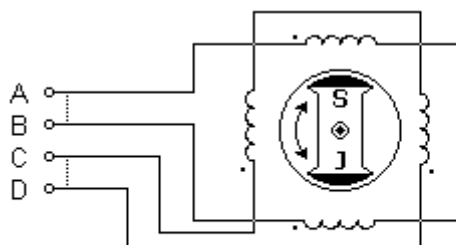
5. POPIS AKČNÍHO ČLENU

Regulovaný obvod by nebyl celý, kdyby neměl prostředek, jak zasáhnout svým způsobem do vstupních hodnot. V našem případě provádíme regulaci tlaku pod pístem v pneumatickém válci a tím i rychlost zněny ohybu nohy v kolenním kloubu. K tomuto účelu je do soustavy vložen regulační člen v podobě škrťacího ventilu v místě přepouštění plynu z prostoru před pístem do prostoru za píst.



Obr.4: Schéma pneumatického válce

Kde p je hodnota tlaku v daném prostoru, V je aktuální objem média a T jeho teplota. Pozice x je dána ohybem nohy v kolenním kloubu a charakterizuje polohu pístu. Samotný ventil je ovládán pomocí krokového motorku. Použili jsme motorek s označením AM 1524. Tento motorek je navržen tak, aby otáčka o 360° byla rozdělena na 24 kroků. Tedy jednomu kroku odpovídá změna natočení hřídelky o 15° . Vnitřní struktura použitého jednoduchého motorku je zobrazena na obrázku Obr.5.

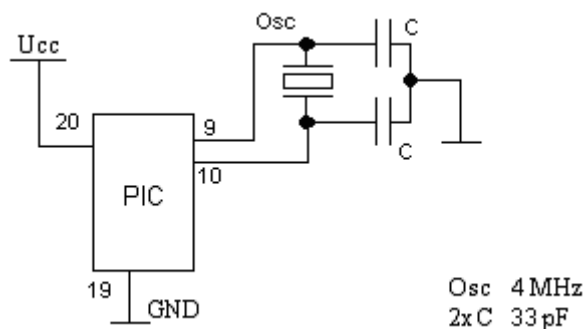


A - B a C - D tvoří vývody samostatných vinutí

Obr.5: Vnitřní uspořádání jednoduchého krokového motorku

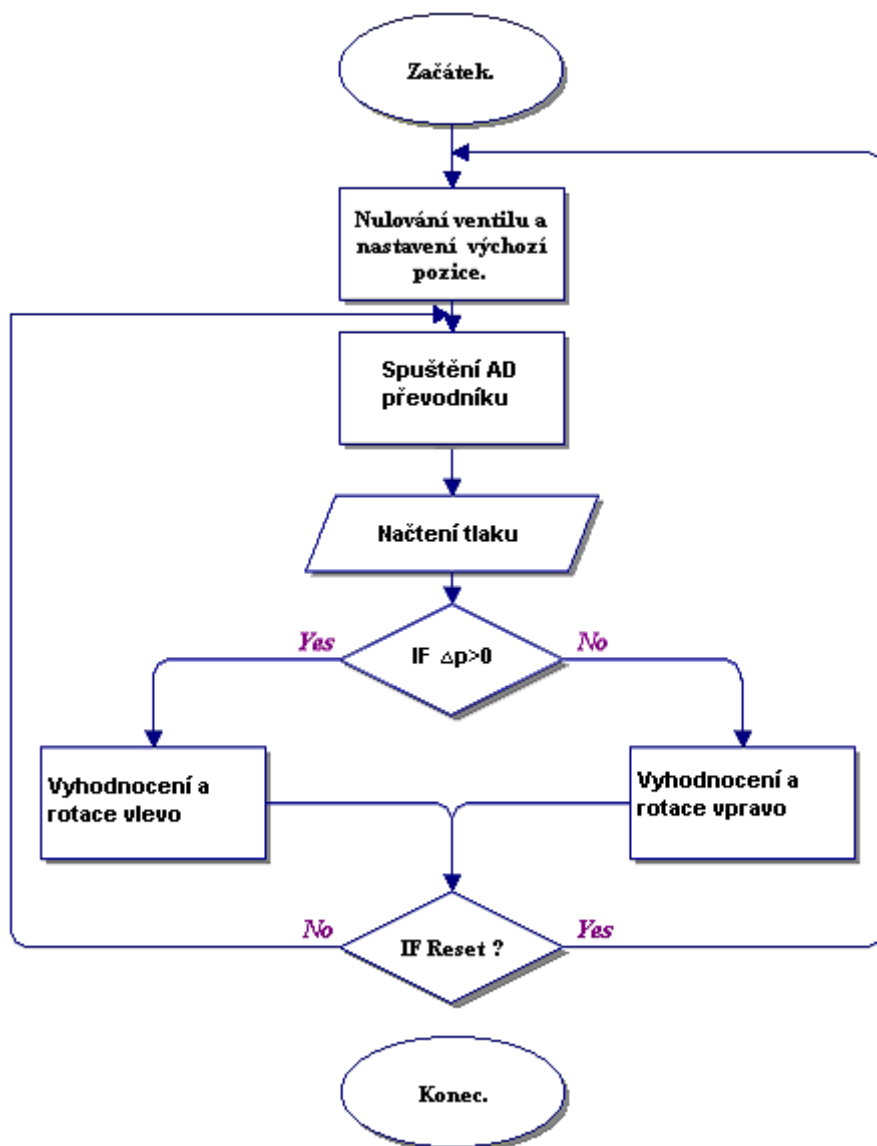
6. ŘÍDÍCÍ OBVOD PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

Řídící obvod je nejdůležitější částí celého elektronického návrhu, protože zde dochází k vyhodnocování všech vstupních signálů ze snímače. Akční člen, jehlový ventil ovládaný krokovým motorkem, je prostředek, jímž řídicí obvod může zasáhnout do regulované soustavy. Jako řídicí člen jsme použili mikroprocesor PIC16F873, který má implementovaný A/D převodník. Mikroprocesor potřebuje pro svou činnost vnější oscilátor (Obr.6), který tvoří krystal a dva kondenzátory.



Obr.6: Zapojení vnějšího oscilátoru

7. VÝVOJOVÝ DIAGRAM ŘÍZENÍ

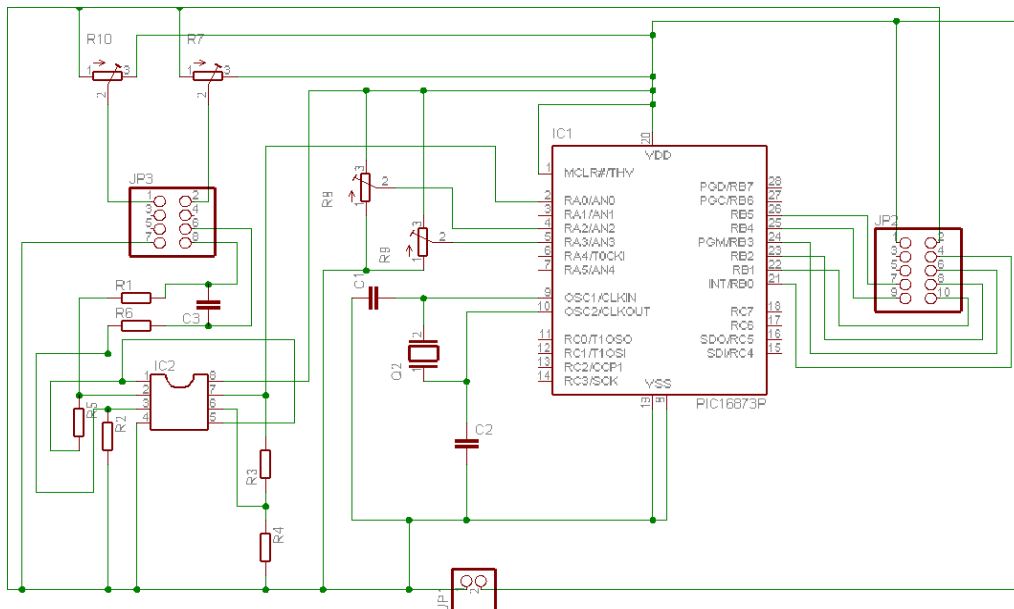


Obr.7: Vývojový diagram řízení

V inicializaci se nuluje ventil, tzn. vynulování všech hodnot a nastavení vstupních-výstupních portů, včetně konfigurace A/D převodníku. Po spuštění A/D převodníku dojde k vyhodnocení hodnoty tlaku pod pístem a rozhoduje se o kolik má motorek rotovat vpravo nebo vlevo. Počet kroků je přímo úměrný změně tlaku, tzn. změně hodnoty A/D převodníku. Počet kroků v obou směrech je omezen optickou závorou. Jeden krok motorku = změna o 15°. Při otočení o 360° tedy 24 kroků je zdvih jehly o 1 mm v příslušném směru.

Program je nastaven tak, aby k rotaci motorku došlo až při dostatečně velké změně hodnoty A/D převodníku a to z důvodů kolísání napětí ze zesilovače. Do celého procesu regulace vstupuje navíc hodnota označená „Reset“, která je aktivovaná při stisknutí tlačítka na protéze. Po stisknutí se procesor restartuje a protéza se uvede do počáteční (nulové polohy).

Celkové schéma zapojení řídicího obvodu k vyhodnocování vstupních a výstupních signálů je zobrazen na Obr.8.



Obr.8: Celkové schéma zapojení řídicí obvodu

JP1 ... přípojka napájení

IC1 ... PIC16F873

JP2 ... přípojka krokového motorku

IC2 ... zesilovač TLC 272

JP3 ... přípojka tlakového snímače

8. ZÁVĚR

V tomto projektu byla realizována modelová aplikace dle dříve navržené metody. Byl vytvořen funkční model řídicí jednotky protězy lidské končetiny s použitím mikroprocesoru, který vyhodnocuje velikost změn tlaku uvnitř pneumatického pístu vlivem zatížení při chůzi. Podle tlakových změn lze provádět nastavení propustnosti ventilu a tak měnit tlumení pístu a tím i rychlost ohybu protězy v kolením kloubu. Všechny části řídicí jednotky jsou napájeny ze stabilizovaného síťového zdroje. Na této řídicí jednotce lze tedy praktikovat funkční úlohu biomechaniky pohybového systému.

Projekt byl realizován ve školní biomedicínské laboratoři na Katedře měřicí a řídicí techniky FEI VŠB-TU Ostrava ve spolupráci se specializovaným pracovištěm Ortopedické protetiky – ING corporation, spol s r.o, Frýdek – Místek.



9. LITERATURA

- [1] Valenta, J. : *Biomechanika*, Academia, Praha, 1985
- [2] Noskievič, P. : *Modelování a identifikace systémů*, Montanex a.s., Ostrava, 1999
- [3] Odborný časopis federace ortopedických protetiků technických oborů, ING corporation, s.r.o., *Ortopedická protetika*, ročník 2, 5/2000 a ročník 3,9/2001.

BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI KLOUBNÍ CHRUPAVKY

Jan Vrána, Jiří Michalec, Radek Sedláček, Zdeněk Horák, Jana Koukalová

Laboratoř biomechaniky člověka, Ústav mechaniky, ČVUT v Praze
Technická 4, 166 07 Praha 6, tel.: +420-2-24352542
e-mail: janvrana@biomed.fsid.cvut.cz

Biomechanical properties of human articular cartilage

Arthritis is disease, which is of due to chemical, mechanical and genic causes. One of the most significant causes is mechanical loading of artificial cartilage. Just for findings the causes of beginning arthritic disease it is necessary the exact description of mechanical property of artificial cartilage, as very specific inhomogeneous material. [1] Therefore come out necessity to determinate the explicit methodic for measuring this biological material and prescribe the method for mechanical loading of the specimens. The choice of loading has to be in according with physiological loading of artificial cartilage for static and also for dynamic loading. This work describe the proposed methodic for measuring the mechanical property of artificial cartilage for static and dynamic loading. Next the realized tests will be presented with their interpretation. The results of these measurements were used for verification of the MKP materials model of artificial cartilage.

KEYWORDS

mechanical, properties, measurement, analysis, stress, cartilage.

METODA MĚŘĚNÍ

Vzorky zdravé kloubní chrupavky byly rozděleny do šesti skupin podle pohlaví a věku dárce; ženy (20–30 let), ženy (30–40 let), ženy (40–50) let, stejné věkové rozdělení pro muže. Hmotnost dárců se pohybovala kolem 60 kg u ženy a 80 kg u muže. Výška a váha dárců sledovala průměrnou část populace. Dárcům byla odebrána celá kloubní hlavice v kyčelním kloubu, z resekované caput femoris byly preparovány konečné vzorky pro měření. Vzorky byly uchovány ve fyziologickém roztoku při 5 °C. Před vlastním měřením byly ponechány ve fyziologickém roztoku při pokojové teplotě a v tomto prostředí i měřeny. Z resekované kloubní hlavice se oddělila kloubní chrupavka od vlastní kosti se zajištěním orientace vzhledem k identifikačním bodům femuru, těmito body byli trochanter major, linea intertrochanterica a fovea capitis femoris. Vzorek měl tvar kvádrů o výšce h a ploše 5 x 6 mm. Vzorek byl orientován vzhledem ke spojnicím těchto identifikačních bodů.

Chrupavka byla postupně staticky zatěžována až do síly $F=3x BW$, kde BW byla výsledná celková hmotnost dárce. Velikost síly $F=3 BW$ byla stanovena pro cyklus chůze, dále pak zatížení $F=6 BW$ (pomalý běh) a $F=10 BW$ (ráz, např. při dopadu).

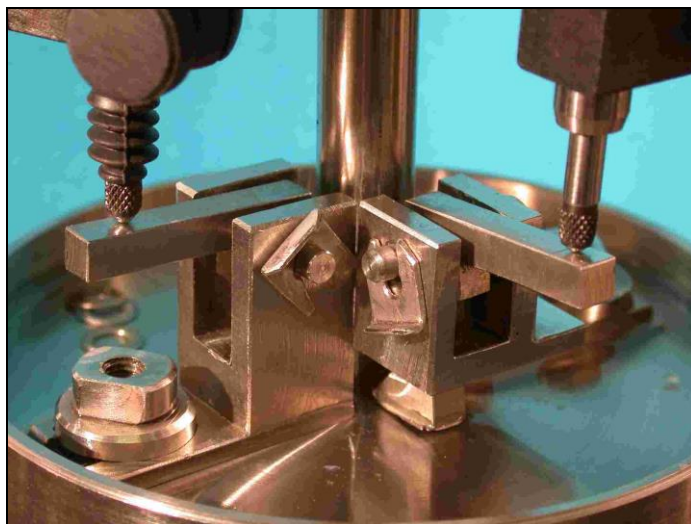
Vzorek chrupavky byl umístěn do speciálního přípravku připojeného k systému MTS (viz Obr. 1). Na tomto zařízení byly poté sledovány hodnoty tří směrů deformací v závislosti na zatěžující osově síle.

Samotné měření bylo provedeno v Laboratoři biomechanických zkoušek Ústavu mechaniky Fakulty strojní ČVUT. Mechanické zkoušky byly provedeny na zkušebním zařízení **MTS 858.2 Mini Bionix**.

Speciální přípravek umožnil sledovat deformace vzhledem jak k původní tak i k aktuální velikosti zatěžované plochy vzorku chrupavky.



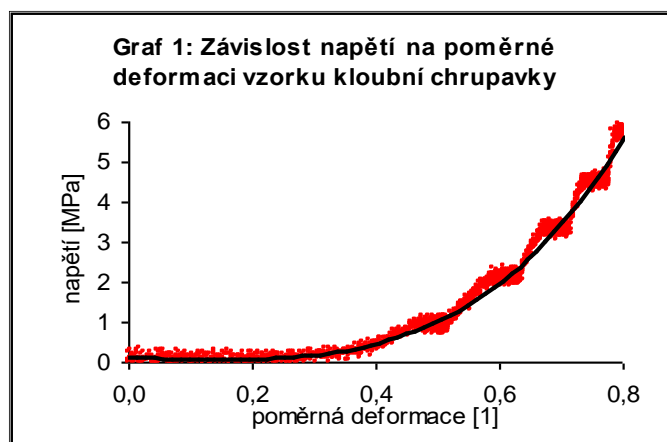
(a)



(b)

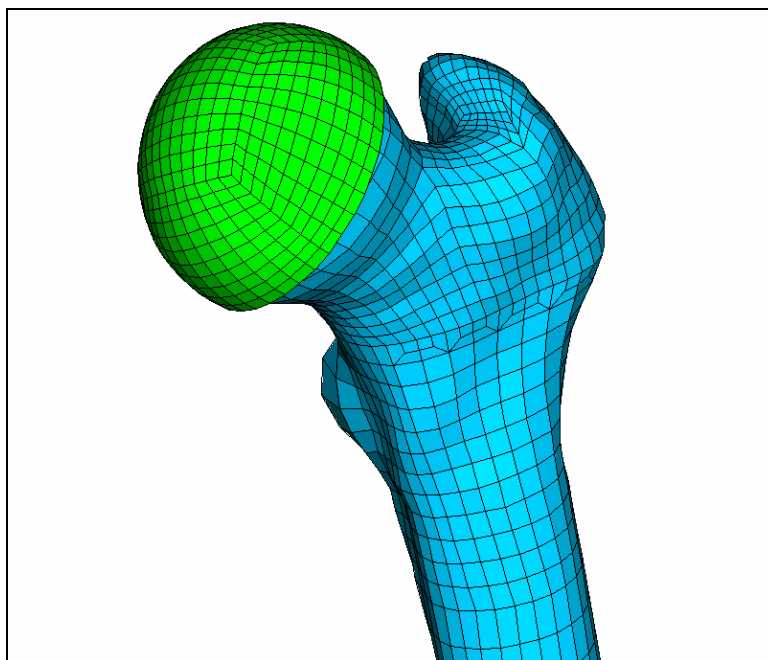
Obr. 1: Přípravek pro měření kloubní chrupavky systémem MTS (a), detail dotykových vahadel, zátěžového členu spolu s připojenými úchylkoměry (b).

Naměřené hodnoty byly zpracovány statistickými nástroji programu MS EXCEL a závislost napětí na poměrné deformaci pro jednotlivé směry byla vynesena v grafech (viz Obr 2).



Obr. 2: Závislost napětí na poměrné deformaci kloubní chrupavky při statickém zatížení

Tyto charakteristiky byly použity pro matematické modelování ve výpočetním programu ABAQUS. Model umožnil simulovat různé zátěžové stavy, ty budou podrobeny analýze a eventuálně experimentálně ověřeny.



Obr. 3: MKP model části stehenní kosti.

ZÁVĚR

Kloubní chrupavka je materiál heterogenní a anizotropní. Tento biologický materiál je složen z buněk chrupavky (chondrocytů), z mezibuněčné hmoty amorfni (proteoglykany) a vláknité (kolagenní vlákna). Tyto komponenty jsou jednotlivě zřejmě velice obtížně měřitelné. Experimentálním měřením byly zjištěny orientační hodnoty základních materiálových charakteristik, jako je modul pružnosti a Poissonovo číslo. Chrupavka byla sledována jako směs povrchově uložených vláken, amorfni hmoty a buněk chrupavky, kde vliv kolagenních fibril byl zahrnut specifickým orientováním měřeného vzorku.

Sledování chování materiálu za pomoci moderních experimentální metod společně se současnými výpočetními softwarovými produkty by mohlo přinést odpověď na příčinu vzniku artrotického poškození kloubu.

LITERATURA

- [1] DiSilvestro M.R., Wong M., Jurvelin J.S., Suh J.-K.F. Biphasic poroviscoelastic simulation of the unconfined compression of articular cartilage: I-simultaneous prediction of reaction force and lateral displacement. *J. Biomech. Eng.* 2001:**123**:191-197.
- [2] Valenta, Konvičková, Valerián, Biomechanika kloubů člověka, ČVUT 1999

DATA BASE STRUCTURE IN BONE AGE ASSESSMENT

Krzysztof Witko, MS.

Division of Biomedical Electronics,
Institute of Electronics,
Silesian University of Technology
Akademicka 16, 44-100 Gliwice, Poland

Clinical method of the bone age assessment is based on a comparison of the left hand wrist radiograph with the closest image match from an atlas pattern. A computerized approach to the assessment of skeletal maturity is based on 11 features extracted from 6 regions of interests (ROI). The features are written into a relational database. The tables include patient's data (age, sex, race, weight, height, trunk height, etc.), complete sets of features, the ROIs, reference image. For a clinical database, additional tables with patient demographic are implemented. The database allows a fast access to image data at the classification stage without processing the standard radiographs many times.

KEYWORDS: data base, bone age assessment

KOMPILACE 3D ULTRAZVUKOVÝCH DAT SNÍMANÝCH METODOU FREE-HAND

Jiří ZAČAL, Jiří JAN
Ústav biomedicínského inženýrství,
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií,
Vysoké učení technické v Brně,
Purkyňova 118, 612 00 Brno
zacal@feec.vutbr.cz

Compilation of free-hand acquired 3D ultrasonic data

In free-hand 3D ultrasound, a position sensor is attached to the probe of a 2D ultrasound scanner. The resulting 3D data should permit flexible visualisation and more accurate volume measurement than can be achieved using 2D B-scans alone; however the use of the position sensor can be inconvenient for the clinician. The objective is thus to replace the sensor with a technique for estimating the probe trajectory based on the B-scan images themselves. One such technique exists [1], based on a speckle decorrelation algorithm. In this paper we propose realisation of this method on image matching to accurate position using speckle correlation based algorithm, including the possible modification.

Keywords: ultrasound imaging, 3D ultrasound, free-hand, correlation, speckle

1. ÚVOD

Díky neinvazivnímu přístupu, snadnému použití v klinické praxi, relativně nízké ceně a možnosti získávat výsledná obrazová data v reálném čase hraje ultrazvukové (US) zobrazování důležitou roli v diagnostickém procesu a má v tomto směru výhodu oproti magnetické rezonanci (MRI) a počítačové tomografii (CT). V posledních letech se vývoj zaměřil na 3D ultrazvuk, který nabízí lepší zobrazení vnitřní struktury lidského těla a oproti běžnému 2D ultrazvuku přináší více užitečných informací pro samotného lékaře. Tento vývoj je podporován také rychlým růstem snadno dostupného výpočetního výkonu, díky kterému se stávají reálné postupy, jejichž složitost byla ještě nedávno nepřijatelná. Třetí rozměr umožňuje přesněji určit tvar a příp. rozměry pozorované struktury a nabízí také pohled na tuto strukturu z různých úhlů. Zatímco pro sestavení 2D snímku stačí jeden řez, pro sestavení 3D dat je třeba získat celou sérii řezů, pokrývajících danou oblast zájmu (ROI-region of interest). Jedna z metod snímání, která se běžně používá pro získávání takové série řezů se nazývá free-hand („z ruky“). Jedná se asi o nejběžnější a pro lékaře nejpřirozenější metodu, kdy drží ultrazvukovou sondu volně v ruce a plynulým pohybem snímá ROI z různých směrů a úhlů. Aby bylo možno sestavit z těchto jednotlivých řezů 3D ultrazvuk, je třeba ke každému takto získanému řezu získat ještě přesné údaje o jeho poloze a orientaci.

3D ULTRAZVUK SNÍMANÝ METODOU FREE-HAND

V případě snímání metodou free-hand je nejčastěji přímo na ultrazvukovou sondu připevněn senzor (elektromagnetický, optický, příp. akustický), který umožňuje měřit aktuální pozici a orientaci sondy [2]. Takto upravenou sondou potom operátor (lékař) snímá ROI

jižběžným způsobem, tj. plynulým pohybem sondy provede nasnímaní z různých úhlů. Protože však není žádným způsobem předem zaručeno, jaké umístění budou mít jednotlivě nasnímané 2D řezy, je třeba, aby se sám operátor postaral o to, aby bylo nasnímaní ROI dostatečné a bez významných mezer. Během manipulace se sondou se do připojeného počítače průběžně ukládají právě snímané 2D řezy společně s údaji o aktuální pozici a orientaci senzoru, pevně spojeného se sondou. Tyto informace jsou následně využity pro sestavení 3D ultrazvukového obrazu. Značnou nevýhodou tohoto postupu je to, že poziční senzory často nejsou dostatečně přesné a jejich kalibrace není jednoduchá. Je zde proto snaha nutnost snímání pozice vyloučit explicitně.

Jako možné řešení tohoto problému se jeví využití specifického zkruslení ultrazvukového obrazu, které je vázáno na vznik tzv. „speckles“. Jedná se o rušivou texturu, která vzniká vlnovou interferencí ultrazvukových signálů, odražených od mikroskopických nehomogenit zobrazované tkáně při koherentním ozáření ultrazvukem. Řada prací se zabývá spíše potlačováním této rušivé textury [4], což často přináší snadnější segmentaci, či detekci objektů ve tkáni.

Co se týká statistických vlastností této rušivé textury, hodnota autokorelace intenzity v místě rušivé textury sleduje zhruba 2D Gaussovo rozložení vzhledem k pozici v řezu. Pokud má být korelační funkce použita k odhadu vzdálenosti mezi jednotlivými řezy, je třeba, aby se sonda během snímání pohybovala rovnoměrně a dostatečně pomalu, aby bylo zajištěno, že každý další řez bude nezanedbatelně korelován s předcházejícím. Pro takto získané soubory řezů je vypočtena hodnota korelační funkce a následně je vyhodnocena pomocí Gaussovy funkce. Potom je možno vypočítat původní vzdálenost mezi dvěma řezy.

2. METODIKA

Princip algoritmu založeného na korelaci textur, tak jak je popsán v literatuře [1] spočívá v tom, že lze sledovat pohyb v rovině pohybu sondy a to na základě změn v hodnotách korelace rušivé textury „speckles“.

Protože tento algoritmus funguje správně pouze v oblastech, kde se vyskytuje tato rušivá textura, je nutno nejprve použít jiný algoritmus k detekci těchto oblastí. Využijeme předpokladu, že pro plně rozvinutou rušivou texturu by měl mít intenzitní obraz exponenciální rozdělení a konstantní poměr střední hodnoty ke směrodatné odchylce hodnotu 1.0. Pokud bude poměr střední hodnoty ke směrodatné odchylce v rozmezí hodnot 0.9-1.1, budeme předpokládat, že daná oblast obsahuje rušivou texturu. Další z možných způsobů detekce oblastí s výskytem rušivé textury můžeme nalézt např. v literatuře [3].

Pro potřeby výpočtu hodnoty korelace jsou potom použity pouze pixely z oblastí, kde byl detekován výskyt rušivé textury. Pro vyjádření korelační funkce je použito autokovarianční funkce. Autokorelace (R_A) pro pozice r_1 , resp. r_2 je definována jako

$$R_A(r_1, r_2) = \langle A(r_1)A(r_2) \rangle,$$

autokovariance (C_A) potom jako

$$C_A(r_1, r_2) = R_A(r_1, r_2) - \langle A(r_1) \rangle \langle A^*(r_2) \rangle, \quad (1)$$

kde $\langle \rangle$ znamenají odhad střední hodnoty a A představuje intenzitní funkci.

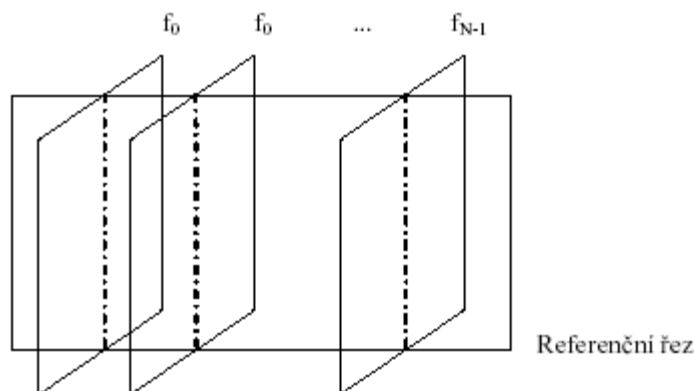
Normalizovaná hodnota korelace intenzitní funkce je následně upravena [1] podle Gaussovy funkce na

$$C(\Delta y) \approx \exp[-2a_0 (\Delta y)^2], \quad (2)$$

kde Δy je změna vzdálenosti ve směru posuvu $a_0 \propto 1/(\lambda_0 z)^2$ λ_0 je vlnová délka ultrazvukové vlny, z je hloubka mezi zdrojem ultrazvukového vlnění a odraznou strukturou. Tyto parametry jsou určeny vlastnostmi snímací sondy. Pomocí aproximace korelační funkce Gaussovou křivkou, pro sérii po sobě jdoucích snímků, je potom možno zpětně vypočítat průměrnou vzdálenost mezi jednotlivými sousedními snímky. Ověření platnosti vztahu (2) je součástí realizace.

3. NÁVRH REALIZACE

K přesnému umístění jednotlivých řezů do 3D prostoru použijeme referenčního obrazu, který získáme nasnímáním řezu v rovině podélné, zatímco rovina posuvu sondy při snímání série řezů pro sestavení 3D bloku da je příčná (obr.1). Takto získaný referenční řez dále použijeme k získání odhadu pozice každého ze série řezů.



Obr.1: Vztah mezi nasnímanými řezy v rovině posuvu sondy a referenčním řezem

POROVNÁVACÍ FUNKCE PRO VYHLEDÁNÍ PRŮSEČNICE

Protínají-li se dva řezy a my nemáme žádné další apriorní informace o tom, ve kterém místě, potom existuje velké množství přímek, které mohou představovat jejich průsečnici. Průsečnice zřejmě nese teoreticky stejné jasové hodnoty a lze ji tedy nalézt pomocí vhodně zvoleného podobnostního kritéria. Vycházíme z toho, že podobnost jakýchkoliv dvou pixelů v prostoru lze obecně charakterizovat podobností jejich intenzity. Menší rozdíl v intenzitě znamená větší podobnost daných pixelů. Jednoduchým rozšířením tohoto kritéria pro porovnávání dvou přímek dostaneme jednoduchou porovnávací funkci (*match_line*) pro dvě přímky jako sumu rozdílů intenzit odpovídajících si pixelů těchto dvou přímek,

$$match_line(i, j) = \sum_{k=0}^{H-1} |f(i, k) - r(j, k)|, \quad (3)$$

kde i a j označují porovnávané přímky, f a r jsou intenzitní funkce a H udává výšku oblasti zájmu (ROI-region of interest). Šum a především rušivá textura „speckles“ mohou způsobit to, že

rozdíly mezi sousedními přímkami budou jen velmi malé. Pokud jednotlivý řez nemá dostatečnou rozlišovací schopnost, nemusí být výsledek porovnávání jednoznačný.

Abychom odstranili tento problém, zvedneme počet současně porovnávaných přímek na tři.

$$\begin{aligned} match_3lines(i, j) = & match_line(i-1, j-1) + match_line(i, j) + \\ & + match_line(i+1, j+1). \end{aligned} \quad (4)$$

Při získávání dat metodou free-hand dochází k chybám, které vznikají drobným pohybem sondy nahoru a dolů v průběhu snímání. Proto je nutné tuto chybu vhodně kompenzovat ještě před samotným vyhodnocením nejlepší shody. Potom můžeme (3), resp.(4) přepsat na

$$match_line(i, j, s) = \sum_{k=0}^{H-1} |f(i, k) - r(j, k + s)|,$$

resp.

$$\begin{aligned} match_3lines(i, j, s) = & match_line(i-1, j-1, s) + match_line(i, j, s) + \\ & + match_line(i+1, j+1, s), \end{aligned} \quad (5)$$

kde s je počet pixelů, o které korigujeme. Pokud bude např. $2 \leq s$, budeme vyhodnocovat funkci $match_3lines$ pro $s=0$, $s=1$ a $s=2$ a za výsledek porovnávání přímek i a j bude zvoleno teprve minimum z těchto hodnot.

NALEZENÍ PRVNÍ PRŮSEČNICE

Nejprve je nutno si vhodně zvolit referenční řez. Pro naše účely je nejvhodnější zvolit z řezů nasnímaných v podélné rovině takový, který zachycuje co možná největší část ROI. Podle stejného kritéria vybereme jeden ze série řezů nasnímaných v rovině příčné. Pokud $(f_0, f_1, \dots, f_{m-1}, f_m, f_{m+1}, f_{N-1})$ představuje N řezů, f_m potom představuje vybraný řez. Protože řez f_m i referenční řez obsahují přibližně největší část ROI, dá se očekávat, že se protnou někde blízko středu ROI. Vybereme všechny možné kombinace dvou přímek, z nichž jedna je z okolí středu ROI v řezu f_m a druhá z okolí středu ROI z referenčního snímku. Vyčíslíme funkci $match_line$ pro všechny tyto dvojice přímek, první průsečnice je potom dána minimem kritéria.

NALEZENÍ DALŠÍCH PRŮSEČNIC

Na základě znalosti pozice f_m lze získat pozici řezu f_{m-1} . Pokud se řez f_m protíná s referenčním řezem v i -té přímce řezu f_m , dá se předpokládat, že i další řezy se budou s referenčním řezem protínat v jejich i -té přímce. Ve směru pohybu sondy, pokud řez f_m protíná referenční řez v j -té přímce referenčního řezu, potom řez f_{m-1} protne referenční řez v přímce nalevo od jeho j -té přímky. Na základě těchto předpokladů vyčíslíme funkci $match_line$ pro dvojice přímek, přičemž jedna je vždy i -tá z řezu f_{m-1} a jako druhou dosazujeme postupně vždy jednu z přímek nalevo od j -té přímky z referenčního řezu. Je třeba vhodně zvolit rozsah, pro kolik těchto přímek se bude výpočet provádět. Průsečnice je potom opět dána minimem kritéria. Opakováním tohoto postupu získáme postupně

průsečnice pro řezy f_{m-1} až f_0 . Analogicky použijeme tento algoritmus také pro získání průsečnic f_{m+1} až f_{N-1} .

Tento postup nalezení průsečnic je založen na několika předpokladech. Jednak, že během skenování se sonda pohybuje vždy v dopředu směru a nikdy ne zpět, a také že její pohyb je téměř přímkový.

ODDĚLENÍ SPLÝVAJÍCÍCH PRŮSEČNIC

Při použití výše uvedených algoritmů k nalezení průsečnic může docházet k tomu, že sousední řezy protínají referenční řez téměř ve stejném místě. Souvisí to s tím, že rozdíly mezi sousedními přímkami mohou být velmi malé. Abychom omezili tento efekt, upravíme pozice těchto téměř se překrývajících sousedních průsečnic. Když hledáme průsečnice, uvažujeme, že všechny řezy protínají referenční řez v jejich i -té přímce. Sousední přímky $i-1$ a $i+1$ s přímkou i použijeme pro řešení tohoto problému. Pozice řezu bude vypočtena jako průměr mezi pozicemi vypočtenými pro přímku $i-1$ a $i+1$ daného řezu. Jakmile tímto postupem oddělíme všechny průsečnice, které se téměř překrývaly, můžeme sestavit lepší soubor P pozic všech řezů. Tento soubor dále využijeme k dodatečným korekcím pozic jednotlivých řezů po aplikaci algoritmu pro určení vzdálenosti mezi řezy na základě korelací speklí.

URČENÍ VZDÁLENOSTI MEZI ŘEZY NA ZÁKLADĚ KORELACÍ SPEKLÍ

Hodnota vzdálenosti mezi dvěma řezy může být odvozena na základě předpokladu o Gaussovském tvaru kovariační funkce (2) takto

$$\frac{D(j, i)}{D(k, j)} = \sqrt{\frac{\ln(C(i, j))}{\ln(C(j, k))}}, \quad (6)$$

kde i, j, k jsou jednotlivé řezy, D je funkce vzdálenosti mezi dvěma řezy a C je korelační funkce pro dva řezy. Ze vzorce (6) tak postupně dostaneme vzdálenost mezi každou dvojicí sousedních řezů a to bez nutnosti znát další parametry.

Z uvedeného algoritmu jsme schopni získat pouze relativní vzdálenosti mezi jednotlivými řezy, potřebujeme tedy znát pozici alespoň jednoho řezu předem. Pro tyto účely použijeme pozici prvního řezu f_0 ze souboru P . Potom již lze pozice ostatních řezů dopočítat, čímž získáme jiný soubor P pozic všech řezů. Pro další zpřesnění výpočtu se snahou minimalizovat vliv chyby, vznikající postupným načítáním odchylek, je možné využít znalost pozice také dalších řezů, např. posledního řezu f_{N-1} , ze souboru P .

DODATEČNÁ ÚPRAVA POZIC

Pozice řezů v souboru P' jsme získali vyhodnocením korelací a jsou tak zatíženy nepřesnostmi, které s tímto algoritmem souvisí. Použijeme teď tedy původní soubor P pozic jednotlivých řezů k dodatečnému zpřesnění výsledných pozic. Pro každý řez f_i ze souboru všech řezů f_0 až f_{N-1} upřesníme jeho pozici v rámci malého rozsahu, který definujeme jako rozdíl mezi střední pozicí řezů f_{i-1} a f_i v souboru P' a střední pozicí řezů f_i a f_{i+1} v souboru P . V takto definovaném rozsahu je výslednou pozicí řezu f_i ta, která je nejbližší pozici řezu f_i ze souboru P .

4. ZÁVĚR

Byla představena metoda, která umožňuje sestavit 3D blok dat z 2D skenů nasnímaných metodou free-hand a to teoreticky bez nutnosti použít přídavný poziční systém. Metoda má jistá omezení, které je třeba při získávání dat respektovat. V současné době se pracuje na experimentální realizaci a ověření tohoto přístupu.

5. UZNÁNÍ

Tento příspěvek vznikl v rámci projektu podporovaného grantem Grantové agentury ČR č.102/02/0890 a částečně též výzkumným záměrem CEZ J22/98:262200011.

6. LITERATURA

- [1] T.A.Tuthill, J.F.Krucker, J.B.Fowlkes and P.L.Carson: *Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation*. Radiology, vol. 209, no.2, pp. 575–582, Nov. 1998
- [2] T.R. Nelson and D.H. Pretorius: *Three-dimensional ultrasound imaging*. Ultrasound in Med. Biol., vol. 24, no. 8, pp. 1243-1270, 1998
- [3] R.W.Prager, A.H.Gee, G.M.Treece and L.Berman: *Decompression and speckle detection for ultrasound images using the homodyned k-distribution*. Pattern Recognition Letters, vol. 24, Iss. 4-5, pp. 705-713, Feb. 2003
- [4] J.Jan: *Korelační analýza vztahu mezi rušivými texturami tomogramů snímaných s různou polohou ultrasonografické sondy*. Slaboproudý obzor, roč.50, čís.8, s.287-294, 1989

FILTRACE EKG POMOCÍ PYRAMIDOVÉ TRANSFORMACE S MEDIÁNOVÝMI BLOKY

Miloslav Zadražil, Jiří Kozumplík
 Vysoké učení technické v Brně,
 Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií,
 Ústav biomedicínského inženýrství,
 Purkyňova 118, 612 00 Brno
zadrazil@feec.vutbr.cz, kozumpli@feec.vutbr.cz

ECG Denoising by Block-Median Pyramidal Transform

Block Median Pyramid Transform is nonlinear multiscale pyramidal transform based on nonoverlapping block decompositions using median operation and a linear interpolation filters. This structure can be useful for denoising ECG signal and give better results than LP filters.

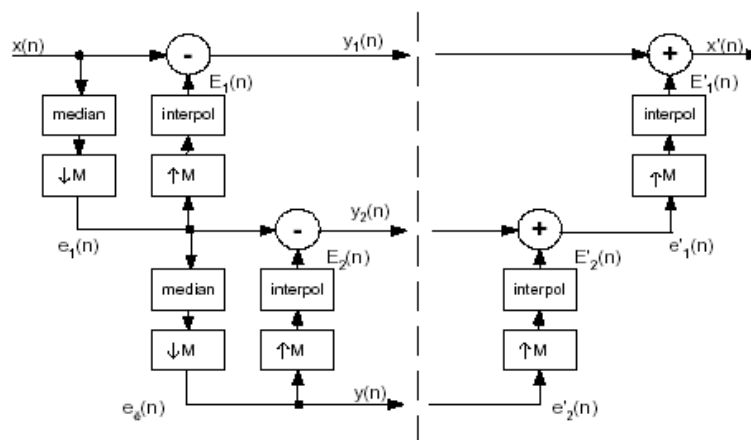
Keywords: denoising, ECG, Block-Median Pyramidal Transform

1. ÚVOD

Pyramidová transformace s mediánovými bloky (BMPT-Block Median Pyramid Transform) je transformační metoda, které provádí rozklad signálu na souhrn rozkladových koeficientů v několika úrovních. Tuto metodu lze s úspěchem použít na dekompozici jednorozměrných i více rozměrných signálů a jejich filtraci [1].

2. POPIS METODY

Podstata pyramidové transformace, dekompozice a rekonstrukce ve dvou úrovních, je znázorněna na obr. 1. Vstupní signál $x(n)$ je filtrován mediánovým filtrem a následně podvzorkován faktorem M . Výsledný signál $e_1(n)$ je použit k výpočtu odhadu $E_1(n)$ pomocí expanze na původní vzorkovací frekvenci a následně filtrován lineárním interpolačním filtrem (DP). Hodnota $y_1(n)$ je dána rozdílem signálu $x_1(n)$ a odhadnutého signálu $E_1(n)$ a udává rozkladové koeficienty dané úrovně. Signál $e_1(n)$ je možné použít pro další stupeň rozkladu.



Obr. 1: Schema dvoustupňové přímé a zpětné pyramidové transformace s mediánovými bloky

Faktor M určující stupeň podvzorkování/převzorkování je možné nastavovat libovolně. Nižší hodnoty M umožňují provádění rozkladu do vyšších úrovní a poskytují tak detailnější pohled na dekomponovaný signál ve všech úrovních. Naopak vyšší hodnoty faktoru M snižují hloubku rozkladu.

3. POPIS ALGORITMU

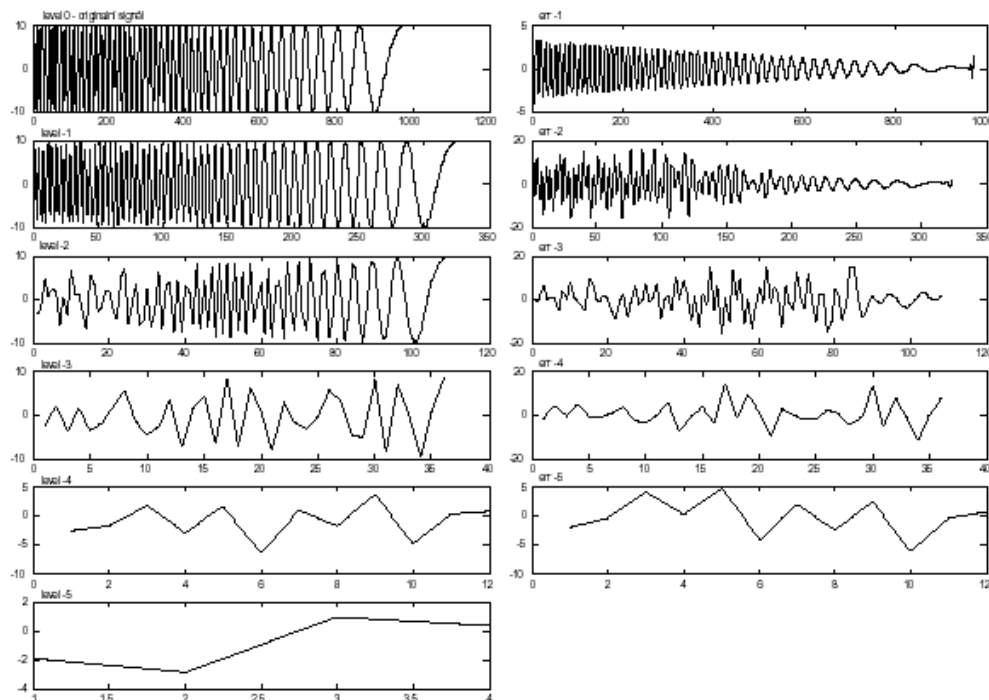
Dekompozice

1. $k=0$; $e_k(n) = x(n)$
2. Signál $e_k(n)$ je rozdělen do několika nepřekrývajících se bloků délky M .
3. Pro každý blok $e_k(n)$ je vypočítán medián $e_{k+1}(n)$, který bude tento blok reprezentovat.
4. Pomocí interpolace je z hodnot $e_{k+1}(n)$ vypočten odhad $E_k(n)$ původního signálu.
5. Z hodnot $E_k(n)$ a $e_k(n)$ je vypočten chybový signál $y_k(n) = e_k(n) - E_k(n)$.
6. $k=k+1$, pokud $k <$ požadovaná úroveň rozkladu jdi na bod 2.
7. souhrn chybových koeficientu $\{ y_1(n), \dots, y_K(n) \}$

Rekonstrukce

1. $K =$ úroveň rozkladu
2. $e^k(n) = y_k(n)$
3. Pomocí interpolace je z hodnot $e_k(n)$ vypočten odhad $E^k(n)$
4. k odhadu $E^k(n)$ je přičten chybový signál $y_{k-1}(n)$ a stanoven tak signál $e^{k-1}(n)$
5. $k = k-1$, pokud $k > 0$ jdi na bod 3.
6. $e^0(n) = x'(n)$

Ukázka dekompozice signálu do pěti úrovní rozkladu je znázorněna na obr.2. Jako testovací signál byl zvolen harmonický signál s lineárně se snižující frekvencí.



Obr. 2: BMPT - rozklad signálu v pěti urovních

4. PRAHOVÁNÍ

Vlastní filtrace je prováděna prahováním koeficientů v jednotlivých úrovních a rekonstrukcí signálu z upravených koeficientů. Nejčastěji používanými metodami prahování koeficientů jsou tvrdé a měkké prahování [2]. Při měkkém prahování je hodnota koeficientu

$$\mu_i = \text{sgn}(x_i) \cdot \max(|x_i| - T, 0), \quad (1)$$

které snižuje argumenty x_i o hodnotu prahu T , pokud jejich velikost je větší jak daný práh. V opačném případě budou argumenty rovny nule. Při tvrdém prahování je hodnota koeficientů

$$\mu_i = \begin{cases} x_i & \text{pro } \{|x_i| > T\} \\ 0 & \text{pro } \{|x_i| < T\} \end{cases} \quad (2)$$

argumenty x_i ponechává beze změn, pokud jejich hodnota přesahuje výši prahu T . V opačném případě je také nastaví na hodnotu 0.

Hodnota T_k je odvozována z odhadu střední kvadratické odchylky (σ_k^{est}) koeficientů transformace, odpovídajících části EKG signálu mezi dvěma QRS komplexy. Je počítána pro každou úroveň rozkladu. Prahová hodnota je pak určena vztahem

$$T_k = \tau_k \sigma_k^{\text{est}} \quad (3)$$

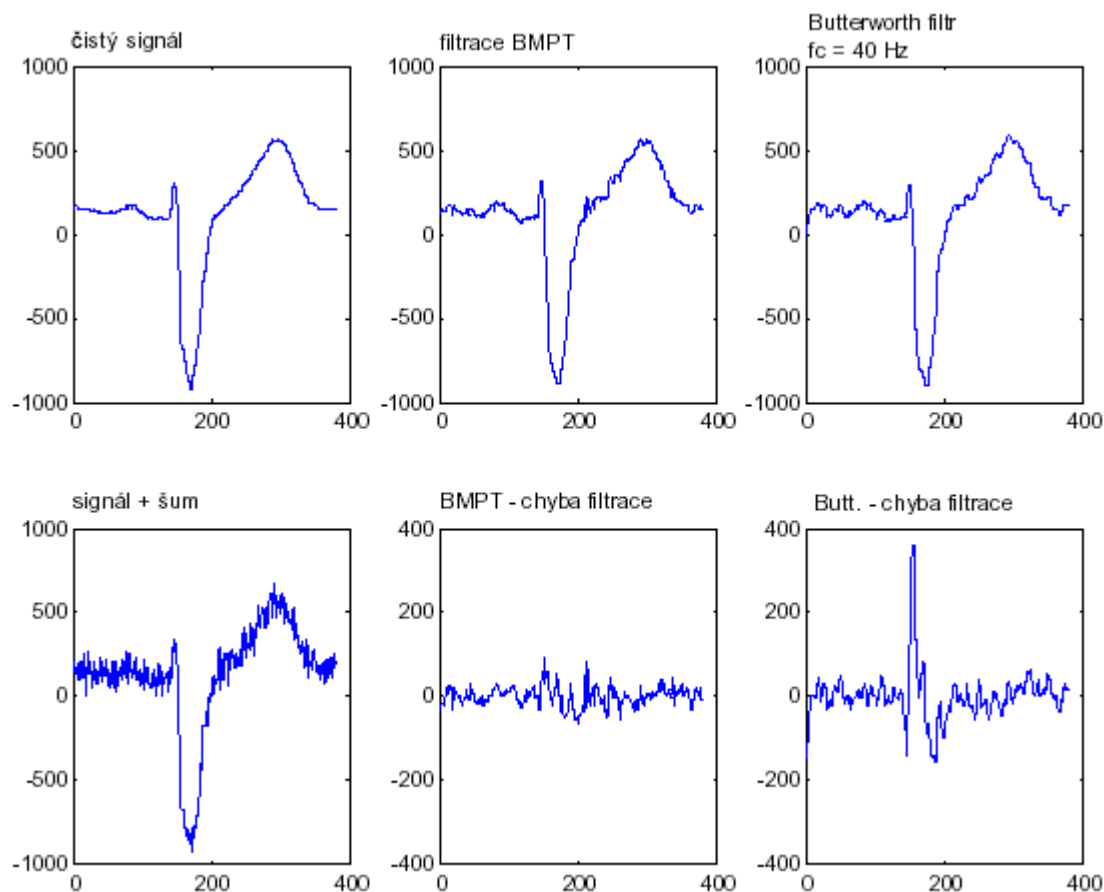
kde τ_k je konstanta stanovená experimentálně.

5. VÝSLEDKY

Pro testování bylo použito signálů z knihovny CSE (Common Standart in Elektrokardiography), která obsahuje reálná data měřená na pacientech v klidovém stavu. Z této knihovny byly vybírány signály se zanedbatelným obsahem šumu, které byly uměle zarušeny náhodným šumem s frekvenčními vlastnostmi podobnými vysokofrekvenčnímu rušení myopotenciály. Díky tomu je možné jednoduše stanovit poměr signál/šum (SNR) a provést tak srovnání s jinými druhy filtrace. Ukázka výsledků filtrace je na obr.3 a v tab.1.

Signál CSE	SNR=10dB		SNR =14dB	
	tvrdé prahování	měkké prahování	tvrdé prahování	měkké prahování
W046.V4	13,22	14,42	15,92	19,13
W050.V5	13,15	14,21	16,11	18,72
W081.V4	14,12	15,12	16,23	19,14
W122.V1	13,43	15,29	16,48	18,75

Tab 1. - Výsledky zlepšení SNR při umělém zarušení 10dB a 14dB.



Obr. 3: Ukázka filtrace EKG signálu

6. ZÁVĚR

Z naměřených hodnot SNR můžeme říci, že tato metoda filtrace dává lepší výsledky než klasické metody založené na lineární filtraci (viz obr.4). Metoda se adaptuje na úroveň šumu v signálu. U klasických metod LP filtrace dochází k nenávratnému poškození důležitých částí EKG signálu, zejména ořezání extrémů kmitů v QRS komplexu, a tak k jeho znehodnocování.

7. PODĚKOVÁNÍ

Práce vznikla jako součást řešení projektu GAČR projekt č. 102/01/1494 a s podporou výzkumného záměru J22/98:26220011

8. LITERATURA

- [1] Melnik P. V., Shumulevich I., Egiazarian K., Astola J.: Block-Median PyramidalTransform: Analysis and Denoising Applications. IEEE Transaction on signal processing, vol 49, no. 2, February 2001
- [2] Donoho, D.L. : De-noising by soft-tresholding, IEEE Trans. Information Theory, vol. 41, no. 3, pp. 613-627, May 1995

Autor: Kolektiv autorů

Katedra: Měřicí a řídicí techniky

Číslo katedry: 455

Název publikace: Měřicí a řídicí technika v biomedicíně

Místo, rok vydání: Ostrava 2003

Počet stran: 300

Vydala: VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA

Tisk: Tiskárna Kleinwächter, Čajkovského 1511, Frýdek - Místek

Náklad: 70 ks

NEPRODEJNÉ

ISBN 80-248-0432-8