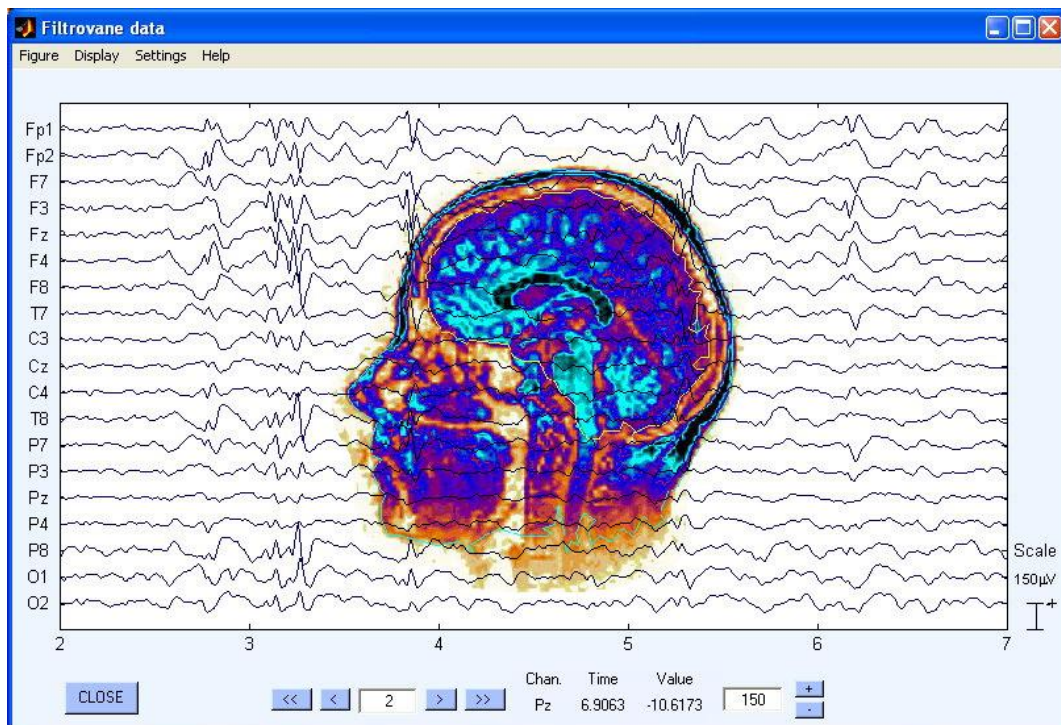


INTERNATIONAL CONFERENCE

# TRENDS IN BIOMEDICAL ENGINEERING



## CONFERENCE PROCEEDINGS

SEPTEMBER 7- 9, 2005, UNIVERSITY OF ŽILINA  
ŽILINA, SLOVAK REPUBLIC

General Conference Partner

**SIEMENS**  
Medical Solutions

## PREFACE

The international conference Trends in Biomedical Engineering, organized by Faculty of Electrical Engineering of University of Zilina, follows up with the similar conferences on biomedical problems which were organized by those universities and faculties in Czech Republic and Slovak Republic which provide the university study courses in the field of biomedical engineering (BME).

The goals of the conference are the meeting of specialists in BME connected with the exchange of creative ideas, experience and knowledge in both the university education and in the scientific research to gain and develop new professional information.

The book of submitted abstracts includes about 50 abstracts from more than 80 authors and coauthors – university teachers and scientists – from Slovakia, Czech Republic and from abroad. This material should be at the disposal during the conference for better review of the presentations because the conference proceedings of full papers are issued in the electronic CD-ROM form.

We believe that the papers presentations and the discussions about the BME problems will be not only interesting and informative for the participants but also that they will contribute to the new professional contacts and cooperation in BME of specialists of all participating countries.

At the end we would like to wish all of you the pleasant time in Zilina.

On behalf of organizing committee



## PREDSLOV

Medzinárodná konferencia Trendy v biomedicínskom inžinierstve, organizovaná Elektrotechnickou fakultou Žilinskej univerzity v Žiline, nadväzuje na podobné konferencie s biomedicínskou problematikou, ktoré boli v minulosti organizované tými univerzitami a fakultami z Českej a Slovenskej republiky, ktoré zabezpečujú univerzitné štúdium v oblasti biomedicínskeho inžinierstva (BMI).

Cieľom konferencie je stretnutie odborníkov v oblasti BMI a výmena tvorivých myšlienok, skúseností a vedomostí ako v oblasti pedagogickej pri vzdelávaní študentov, tak i v oblasti vedeckovýskumnej pri získavaní a rozvoji nových odborných poznatkov

Súbor predložených prác obsahuje takmer 50 abstraktov od viac ako 80 autorov a spoluautorov - pedagógov i vedcov - zo Slovenska, Čiech a zo zahraničia. Tento súbor abstraktov by mal umožniť účastníkom konferencie vytvoriť si lepší prehľad o obsahu prezentácií, nakoľko zborník kompletných článkov konferencie je vydaný v elektronickej forme na CD-ROM nosiči.

Veríme, že prezentácie príspevkov, ako i diskusia o problémoch BMI, budú pre účastníkov konferencie nielen zaujímavé a poučné, ale že tiež prispesú k nadviazaniu odborných kontaktov a spolupráce odborníkov v oblasti BMI zo všetkých zúčastnených krajín.

Na záver želáme všetkým účastníkom konferencie príjemne strávené chvíle v Žiline.

V mene organizačného výboru konferencie



International Conference

**„TRENDS IN BIOMEDICAL ENGINEERING“**

organized under the sponsorship of the dean of Faculty of Electrical Engineering, University of Zilina - Ján Michalík

**INTERNATIONAL SCIENTIFIC COMMITTEE**

Chairman: Klára Čápová, Slovakia  
Members: Vladimír Blazek, Germany  
Jaromír Cmíral, Czech Republic  
Ivo Čáp, Slovakia  
Milan Dado, Slovakia  
Ivan Frollo, Slovakia  
Francis Goubel, France  
Jiří Holčík, Czech republic  
Jiří Hozman, Czech Republic  
Miroslav Hrianka, Slovakia  
Helmut Hutten, Austria  
Jiří Jan, Czech Republic  
Peter Kneppo, Slovakia  
Svatava Konvičková, Czech Republic  
Lenka Lhotská, Czech Republic  
Jitka Mohylová, Czech Republic  
Annraoi de Paor, Ireland  
Marek Penhaker, Czech Republic  
Vilém Srovnal, Czech Republic  
Dušan Šimšík, Slovakia  
Petr Tiefenbach, Czech Republic  
Milan Tyšler, Slovakia  
Jana Zvárová, Czech Republic  
Jozef Živčák, Slovakia

**LOCAL ORGANIZING COMMITTEE**

Chairman: Klára Čápová  
Deputy Chairman: Miroslav Hrianka  
Members: Mariana Beňová, Dagmar Faktorová, Libor Hrgaš, Peter Prokop, Milan Šebok, Milan Šimko, Ester Kyselová

**ISBN 80-8070-443-0**

© University of Žilina, Faculty of Electrical Engineering, 2005

# SIEMENS Medical Solutions (MED)

## Sanitary Equipment

Health service in Slovakia experienced substantial changes in 2004. The Ministry of Health discontinued allocation of investments from state budget to medical establishments for sanitary equipment purchases. That mainly bore changes in form of financing the purchases. Medical establishments have to use their own financial funds and acquisitions through financial leases became widespread. Another important fact is Slovakia's accession to the European Union and related approximation to EU standards.

Future of health care may consist in improved efficiency of sanitary equipment purchases, utilisation, interconnection between departments and availability of necessary information. Siemens Medical products and solutions optimise working processes at clinics and in surgeries, contributing this way to improved efficiency in health care. Under the existing cost reduction, quality of health services and patient care can only be achieved by advanced technologies and innovative approaches. Simply, through better and faster diagnostics with less stress for patients.

Sanitary Equipment Division enjoys a long tradition in Slovakia. What contributes greatly to strengthening their leading position at the market of sanitary diagnostic and therapeutic appliances is constantly improved quality and reliability of products and, above all, it is the fact that besides sanitary equipment, we also sell comprehensive solutions. We supply and install devices, and, moreover, we provide interconnection between devices, departments and entire medical establishments, including professional support and personnel trainings all over Slovakia.

All series of equipment are subject to constant innovation processes. It is proven by the fact that almost two thirds of all Siemens medical devices are less than three years old. Another proof is the fact that, globally, employees of the Division make one invention a day on average.

Besides radiology, multi-slice computer tomography equipment is also used in cardiology, oncology, and at a number of preventive examinations. Magnetic resonance devices of Maestro class also rank among top-level equipment. And mention needs to be made of high quality of ultrasonic, radiodiagnostic and mammographic equipment and devices used in nuclear medicine.

Key projects of 2004 included complete construction of Magnetic Resonance establishment equipped with MAGNETOM Avanto device for Dr. Magnet in Bratislava, complete supply of equipment for Dg s.r.o. in Rimavská Sobota: CT equipment SOMATOM Emotion, mammographic device MAMMOMAT 1000, X-ray device MULTIX PRO and ultrasonic equipment SONOLINE G50. Another major projects included supply of specialised angiographic establishments equipped with AXIOM Artis dFC and AXIOM Artis dTA devices for Slovak Institute of Cardiovascular Diseases in Bratislava, digital mammographic establishment MAMMOMAT 3000 NOVA, OPDIMA for Hospital and Health Center in Trenčín, gamma camera E.CAM Dual Head Variable supplied to Teaching Hospital in Martin, CT equipment SOMATOM Emotion DUO for Hospital and Health Center in Dolný Kubín, top-level ultrasonic devices ACUSON Sequoia C512 + AcuNav supplied to Central-Slovak Institute of Cardiovascular Diseases in Banská Bystrica and to East-Slovak Institute of Cardiovascular Diseases in Košice for the purpose of specialised cardiological examinations.

## **SIEMENS Medical Solutions (MED) Medicínska technika**

Rok 2004 znamenal pre zdravotníctvo na Slovensku podstatné zmeny. Ministerstvo zdravotníctva zastavilo pridelovanie investícií zo štátneho rozpočtu zdravotníckym zariadeniam na nákup zdravotníckej techniky. To so sebou prinieslo najmä zmeny vo forme financovania nákupov. Zdravotnícke zariadenia musia využívať vlastné finančné prostriedky, rozšíril sa nákup formou finančného leasingu. Ďalším dôležitým faktorom je vstup Slovenska do Európskej únie a s tým spojené približovanie sa jej štandardom.

Budúcnosť zdravotníctva možno hľadať v zefektívnení nákupu zdravotníckej techniky, jej využívaní, prepájania jednotlivých oddelení a tým dostupnosti potrebných informácií. Produkty a riešenia Siemens Medical optimalizujú pracovné procesy na klinikách a v ordináciách a pomáhajú tak dosahovať vyššiu efektívnosť v zdravotníctve. Kvalitu zdravotníckej práce i starostlivosť o pacienta pri súčasnom znižovaní nákladov je možné dosiahnuť len využitím najmodernejšej technológie a inovačných prístupov. Jednoducho kvalitnejším a rýchlejšími diagnostikovaním s nižšou záťažou pre pacienta.

Divízia Medicínskej techniky má na Slovensku dlhodobú tradíciu. K upevneniu vedúceho postavenia na trhu medicínskych diagnostických a terapeutických prístrojov prispievajú najmä neustále sa zvyšujúca kvalita a spoľahlivosť výrobkov, ale hlavne to, že ponúkame nielen zdravotnícku techniku, ale komplexné riešenia. Zabezpečujeme nielen dodávku a inštaláciu prístrojov, ale aj ich prepojenie i prepojenie viacerých pracovísk či celých zdravotníckych zariadení, a tiež odborný servis a zaškolenie pracovníkov na celom území Slovenska.

Všetky rady prístrojov prechádzajú neustále rozsiahlym inovačným procesom. Dôkazom toho je aj skutočnosť, že takmer dve tretiny všetkých medicínskych prístrojov značky Siemens má menej ako tri roky. Ale aj fakt, že celosvetovo urobia zamestnanci divízie v priemere za jeden deň jeden vynález.

Viacvrstvové CT prístroje (Computer Tomography) majú uplatnenie nielen v rádiológii, ale aj v kardiológii, onkológii, či pri viacerých preventívnych vyšetreniach. Taktiež prístroje magnetickej rezonancie triedy Maestro patria medzi špičku. A zabudnúť nemožno ani na vysokú úroveň ultrazvukových, rádiodiagnostických a mamografických prístrojov, či prístrojov využívaných v nukleárnej medicíne.

Medzi najvýznamnejšie projekty v roku 2004 patrilo kompletné vybudovanie pracoviska Magnetickej rezonancie so zariadením MAGNETOM Avanto pre Dr. Magnet v Bratislave, komplexná dodávka prístrojov pre Dg s.r.o. v Rimavskej Sobote: CT prístroja SOMATOM Emotion, Mammografického prístroja MAMMOMAT 1000, RTG prístroja MULTIX PRO a ultrazvuku SONOLINE G50. Ďalšie významné projekty boli dodávky špecializovaných angiografických pracovísk vybavených prístrojmi AXIOM Artis dFC a AXIOM Artis dTA pre Slovenský ústav srdcovo-cievnych chorôb v Bratislave, digitálneho mammografického pracoviska MAMMOMAT 3000 NOVA, OPDIMA pre Nemocnicu s poliklinikou v Trenčíne, dodanie gamakamery E.CAM Dual Head Variable pre Martinskú fakultnú nemocnicu v Martine, CT prístroja SOMATOM Emotion DUO pre Nemocnicu s poliklinikou Dolný Kubín, dodávky špičkových ultrazvukových zariadení ACUSON Sequoia C512 + AcuNav na špecializované kardiologické vyšetrenia do Stredoslovenského ústavu srdcových a cievnych chorôb v Banskej Bystrici a Východoslovenského ústavu srdcovo-cievnych chorôb v Košiciach.



General Conference Partner

# SIEMENS

Medical Solutions

[www.siemens.sk/med](http://www.siemens.sk/med)

# Obsah

## TRENDY V BIOMEDICÍNSKOM INŽINIERSTVE

7. - 9. septembra 2005, Žilinská univerzita v Žiline,

Čáповá, K., Čáp, I., Javorka, K., Stránský, A.: Biomedical Engineering at the University of Žilina – Interdisciplinary Co-operation with Jessenius Medical Faculty of the Comenius University in Martin.	1
Kneppo, P., Vrbová, M.: Zřízení Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT a její rozvoj v Kladně.	5
Hutten, H.: How can education in BME prepare for lifelong and self-controlled learning.	11
Cmíral, J., Lhotská, L.: Biomedicínske inženýrství v kontextu nové legislativy.	15
Lhotská, L.: Harmonizace vzdělávání v biomedicín. inženýrství v EU.	21
Černohorský, J., Penhaker, M., Sochorová, H., Tiefenbach, P.: New Study Branch, Biomedical Technologies After First Year of Study.	25
Weis, M., Kukurová, E., Králová, E.: Analysis of Results of the Three-Years Teaching of the Subject, Information Systems in Medicine on the Faculty of the Electrical Engineering of University of Žilina.	29
Holčík, J., Smrčka, P., Kohut, M., Jiřina, M.: Linear Feedback Analysis of Cardiovascular System using Seismocardiogram.	33
Kozelek, P., Holčík, J.: Explanation of Some Features of the Cardiovascular System Control in Horse.	37
Kohut, M., Holčík, J., Hanák, J., Kabeš, R.: Identification of Significant Features in Signals of the Equine Cardiovascular System using ICA.	41
Chudáček, V., Huptych, M., Lhotská, L., Kittnar, O.: Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku - předzpracování a vizualizace.	45
Lhotská, L.: Možnosti využití multiagentních systémů v medicíně.	52
Hülsbusch, M., Blažek, V.: Rhythmical phenomena in dermal perfusion - proved assessment strategies and new discoveries	58
Blažek, V., Hülsbusch, M., Herzog, M., Blazek, C.R., Gunga, H.-C., Kowol, R., Frašl, W.: Behaviour of human hemodynamics under micro gravitation- A proposal for the 7th German Parabolic flight campaign.	64
Nolan, Y., Burke, E., Boylan, C., de Paor, A.: The human eye position control system in a rehabilitation setting.	69
Martinák, L., Penhaker, M.: Využití sériového rozhraní glukometrů nevidomými.	75
Hargaš, L., Hrianka, M.: Picture Archiving and Communication System in Medicine.	79
Rosík, V., Tyšler, M., Švehlíková, J., Ždiňák, J.: Modular Measuring System for Assessment of the Thyroid Gland Functional State.	83
Tyšler, M., Turzová, M., Švehlíková, J., Hebláková, E.: Noninvasive Identification of Ischemic Lesions in the Heart.	87
Ondráček, O., Púčik, J., Cocherová, E.: Filters for ECG digital signal processing.	91

Rieger, J., Lhotská, L., Krajča, V.: Zpracování dlouhodobých EEG záznamu.	97
Spišák, J., Penhaker, M.: Telemetry system of biological parameters.	103
Černý, M., Penhaker, M.: Telemetry measurement of selected biological signals by using bluetooth technology.	106
Izák, P., Hrianka, M.: Biomedical image analysis by program "Vision Assistant" and "Labview".	110
Perašín, J., Hrianka, M.: 4D Applications in the Ultrasound.	114
Fabián, V., Fejtová, M.: Telemedical System for Monitoring of Blood Pressure.	118
Fejtová, M., Fejt, J.: Eye – The New Computer Periphery.	121
Fejtová, M., Fabián, V.: Multimedia Bionics Course	127
Slanina, S., Hrianka, M.: EGPRS System Optimization for Emergency Telemedicine.	131
Pšenáková, Z., Mrázová, J.: Hyperthermie and Another Biomedical Applications of Electromagnetic Field.	134
Herec, I., Komárek, K., Chrapan, J.: The Sensor for Measuring Biological Objects and Their Mutual Interactions.	138
Pavlásek, P., Pavlásek, M.: Sophisticated biometrical system development for prompt refugee personal identification.	143
Pavlásek, P., Medvecký, Š., Macuš, P.: Sophisticated biomedical systems: product technology, design and performance in dental medicine.	149
Majerník, Šimšík, D.: Normative Gait Databases in Praxis.	155
Šimšík, D., Galajdová, Dolná, Z.: Assistive Technologies for Communication and Information.	159
Digaňa, T.: A DSP paradigm of LMS based 1-D adaptive filter and cross-over algorithm	165
Darmová, V.: Investigation of electromagnetic fields influence on human organism	169
Bučkuliaková, L., Tkáčik, J., Valko, B.: Vyhodnocovanie arteriálneho profilu a hemodynamiky vybraných ciev na dolných končatinách.	172
Mrázová, J.: Classification of Bio-Signals into Groups.	178
Szabó, Z.: Optical system for position and orientation measuring of ultrasound probe for 3D imaging in cardiology	183



**BIOMEDIACAL ENGINEERING AT THE UNIVERSITY OF ŽILINA –  
INTERDISCIPLINARY CO-OPERATION WITH JESSENIUS MEDICAL FACULTY  
OF THE COMENIUS UNIVERSITY IN MARTIN**

K. Čápková<sup>a)</sup>, I. Čáp<sup>a)</sup>, K. Javorka<sup>b)</sup>, A. Stránský<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Faculty of Electrical Engineering, Univerzitná 1, SK 010 26 Žilina, Slovakia

<sup>b)</sup> Comenius University, Jessenius Medical Faculty, Záborského 2, SK 036 45, Martin, Slovakia

E-mail: klara.capkova@fel.utc.sk, Phone: +421 41 513 2100, Fax : +421 41 513 1519

**Summary** The contribution deals with history, present and future of the study field Biomedical Engineering at the Faculty of Electrical Engineering of the University of Žilina. The goals of the study, profile of the graduate, study curricula and other special activities connected with this field are mentioned in the contribution. Special attention is devoted to the cooperation with other institutions both clinical and scientific. The number of students and employment of the graduates are described.

**Abstrakt** Príspevok pojednáva o histórii, súčasnosti a budúcnosti študijného odboru Biomedicínske inžinierstvo na Elektrotechnickej fakulte Žilinskej univerzity v Žiline. V príspevku sa uvádzajú ciele štúdia, profil absolventa, študijné plány a ďalšie odborné aktivity, súvisiace s týmto odborom. Pozornosť sa venuje spolupráci s inými inštitúciami klinického a vedecko-výskumného zamerania. Uvádza sa aj prehľad počtu študentov a uplatnenia absolventov v praxi.

## 1. Introduction

The idea to establish the study field Biomedical Engineering (BME) at the Faculty of Electrical Engineering of the University of Žilina arose in the year 1996 during the stay of Prof. Blazek from RWTH Aachen, Germany at our faculty. FEE ZU together with RWTH Aachen, TU Graz, Austria, TU Compiegne, France, NUI Dublin, Ireland and Slovak partners Jessenius Medical Faculty of Comenius University in Martin, Medical Faculty of Comenius University in Bratislava, Slovak Metrological Institute in Bratislava, Institute of Measurement of the Slovak Academy of Science in Bratislava and Hospital with Policlinic in Žilina submitted a proposal of the TEMPUS project "Applied Informatics in Medicine and Biomedical Engineering". During the project period 1996 – 99 the project team has developed complete documentation and material background of the new study program at the FEE ZU. The first students started their studies of BME in the autumn of 1999.



Figure 1 – BME team from the year 1998 at the City Hall of Žilina

The study of BME has an interdisciplinary character and combines medical fundamentals with the electrical engineering and information technologies. The study program is carried out by the FEE ZU in cooperation with the Jessenius Medical Faculty in Martin, Medical Faculty in Bratislava and Hospital with Policlinic in Žilina. The students get some experience during their excursions at the Institute of Measurement of the Slovak Academy of Sciences in Bratislava.

FEE ZU as the former project coordinator and the present guarantor of the study program continues in cooperation with the foreign partners, mainly those of Germany and Ireland.

The first students of BME graduated from our faculty in the year 2004. After the successful period of development of the BME and of the corresponding study program there was established the Department of Electromagnetic Theory and Biomedical Engineering at the FEE ZU.

## 2. Study Program BME

The main aim of the study program of BME is to educate experts in the field of medical equipment, medical signal processing, medical informatics and their practical application. The necessary condition of the qualified utilization of sophisticated technologies and procedures is to understand anatomy and physiology of the human being, principles of medical procedures as well as medical informatics and necessary knowledge of economy and management. The graduates are supposed to cooperate with medical doctors and therefore they must understand and utilize correspondent medical language. Besides the theoretical fundamentals the students develop their skills by means of their

International Conference “Trends in Biomedical Engineering”  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

practical activities in the clinic and research institutions.

The mentioned conditions represented the main ideas of the created curriculum of the new study program. Originality of our study program consists in the biomedical orientation from the start of the first year of study. It serves as an good example for the foreign partners.

The original study program has been a continuous five-year master program, in which the first three years have been devoted to the development of fundamentals of medicine and technology and the last two years to the practical applications built on widely developed fundamental knowledge. Such system has allowed systematic building of the ability of students not only to utilize the medical equipment and technology but mainly to understand the internal links and fundamental interconnections. It has been very important for the adaptability of the graduates to upgrade permanently their knowledge in the changing state of the professional field.

After legislative transformation of the university education in the Slovak Republic, curriculum of the study program had to be divided into bachelor and master levels. It has maid new demands on the composition of the study program. The three-year bachelor program has been drawn up as the closed one with more practical orientation for the graduates to be able to assert them in practice. The two-year master program is oriented mainly to the development of the knowledge and skills in the field of more sophisticated technique and technologies. We suppose to develop a doctoral study program in the near future.

The present days students have followed the five-year program but the new students have been admitted already for the new bachelor program.

### 3. Curriculum and Practical Tuition

The new curriculum of the bachelor program is proposed for the period of 6 semesters. Composition of the program is in Table 1.

The main aim of the study program consists in the building of fundaments for the successive specialized master program based on the science, mathematics, electromagnetic theory, basic biomedical subject's and fundamental skills in information technology. The students are also provided with practical knowledge and skills in methods of measurement, signal processing, image processing and some practical abilities in management, psychology and law. The study program is finished by a bachelor thesis and state examinations.

Table 1 - Structure of curricula (Bc)

Starting sem.	Study course		Number of sem.
1	Mathematics	a	3
1	Chemistry	a	1
1	Informatics	a	2
1	Management and economy	a	1
1	Human anatomy and histology	b	2
2	General physics	a	2
2	Electromagnetic theory	a	3
2	Foreign language	a	1
3	Electronics	a	2
3	Measurement	a	1
3	Biochemistry	b	1
4	Semiconductors	a	1
4	Medical biophysics	b	1
4	Medical biology	b	1
5	Logical circuits	a	1
5	Signal processing	a	1
5	Materials for biomedicine	a	1
5	Wave processes	a	1
5	Physiology and patho-physiology	b	2
5	Project	a	2
6	Ecology	a	1
6	Image processing	a	1
6	Biomedical sensors	a	1
6	Management of quality	a	1*
6	Psychology of managers	a	1*
6	Commercial and labor law	a	1*
6	Bachelor thesis	a	1

\*) *facultative subjects*

a *FEE University of Žilina*

b *JMF of the Comenius university in Martin*

The graduates are prepared to develop their knowledge in practice, mainly as assistants in medical laboratories or in commercial firms. Majority of students are supposed to continue in their master studies of BME.

Master (engineer) study program is more specialized in the field of BME theory and applications, see Table 2. It starts with deepening of knowledge in theoretical subjects as special topics of mathematics, physics and informatics. The core of the program represents subjects of diagnostic and therapeutic methods, medical instrumentation and medical informatics. The students are provided with practical knowledge and skills dealing with the medical working conditions as medical ethics, management of health service, psychology, quality management etc. During the study program the students undergo practical training in clinic working places, Figure 1. They have to accomplish a team project focused on the special practical or theoretical problems of the study field.

The study program is closed by diploma thesis and master state examinations.

International Conference “Trends in Biomedical Engineering”  
September 7 - 9, 2005, University of Žilina

Table 2 - Structure of curricula (Ing)

Starting sem.	Study course		Number of sem.
1	Mathematics	a	1
1	Physics	a	1
1	Simulations in biomedicine	a	1
1	Radiation and protection	a	1
1	Electromagnetic compatibility	a	1
1	Algorithms	a	1*
1	Theory of graphs	a	1*
2	Diagnostic and therapeutic methods	b	1
2	Nuclear medicine	b	1
2	Neuron networks	a	1
2	Medical signals processing	a	1
2	Project	a	2
3	Medical ethics	b	1
3	Medical information systems	c	1
3	Management of health service	b	1
3	Medical instruments	d	1
4	Psychology of managers	a	1*
4	Management of quality	a	1*
4	Diploma thesis	a	1

\* *facultative subjects*

a *FEE University of Žilina*

b *JMF Comenius university Martin*

c *MF Comenius university Bratislava*

d *Hospital with policlinic Žilina*

The graduates are provided with quite complex knowledge in biomedical engineering in order to be able of adaptation on the concrete demands of their future working places. The obtained deep technical and biomedical background together with the ability to communicate with medical doctor by means of “medical language” give them an opportunity to carry on qualified work in medical institutions, medical administration, medical trade companies institutions of higher education, or to continue in their doctoral studies.

After the first experience with a five-year master program, the FEE is going to prepare for accreditation a doctoral program, which would prepare future experts for universities and research institutions.

#### 4. Recent Experience

FEE of the University of Žilina has now six-year experience with the BME master study. It has developed corresponding laboratories, library and necessary cooperation with other institutions as Medical faculties in Martin and Bratislava, Institute of Measurement of the Slovak Academy of Sciences, Hospital with policlinic in Žilina and foreign university partners. One study group of about 20 students has been opened every school year. After six years there has grown the little community of BME students at the faculty, which



Figure 1 – Excursion in the clinic working place.



Figure 2 – BME students extra-school activities.

cooperates not only in the study field but also in the free time activities, Figure 2.

In the academic year 2003/04 the first 9 BME students successfully graduated from our university. We can see them together with the state examination commission in Figure 3. Example of diploma theses:

1. Evaluation of Skin Perfusion by Image Analysis
2. Indicator of Hygroscopic Properties of Skin
3. Identification of Implants Biocompatibility using Impedance Resistometry
4. Methodology, Instrumentation and Measuring Errors Evaluation in Bones Mineral Density Measurements
5. Analysis of ECG in Programming Medium MATLAB
6. Detection of Epileptic Activity in EEG Records
7. Teaching Phantom for Ultrasound Imaging of Vessels
8. Investigation of Electromagnetic Field Influences on Human Organism
9. Interactive Computer Model of Physical, Biologic and Effective Decay Half-life



Figure 2 – The first graduates with the state examination commission and the dean of FEE.  
Upper row the graduates, lower row from left side: Ing. D. Faktorová, PhD., Prof. MUDr. A. Stránský, CSc.,  
Doc. Ing. J. Michalík, CSc. (dean of FEE), Prof. Ing. K. Čápková, CSc., Prof. Ing. I. Frollo, DrSc.,  
Prof. MUDr. K. Javorka, DrSc., Doc. Ing. M. Hrianka, CSc., Prof. Ing. P. Palček, CSc.

The present number of students which attend the BME 5-year study program is given in the following Table 3.

Table 3 - Number of students in the year 2004/05

1 <sup>st</sup> year	20
2 <sup>nd</sup> year	21
3 <sup>rd</sup> year	18
4 <sup>th</sup> year	20
5 <sup>th</sup> year	10

The last 10 students passed their state examinations in this academic year and they successfully finished their BME study.

The interest of grammar school students to be accepted for the BME study increases from year to year but we do not suppose increasing a number of fresh students above 50 for the bachelor program and 25 for the master program.

Working team of BME at the FEE is developing not only educational activities but also international research connections. FEE has agreements with universities, as RWTH Aachen, NUI Dublin, TU Compiegne, University of Ålborg and TU Helsinki. Eight students of BME have completed the study stay (1 semester) at these institutions within the program SOCRATES. Three members of our BME team were several times at RWTH Aachen and NUI Dublin for their 1-week lecture stays.

## 5. Conclusions

After six-year experience we can say that the study program BME has got its stable place in the educational program of FEE of the University of Žilina. In future we suppose further development of cooperation with partner institutions in the Slovak republic and abroad. The study of BME is supposed to be completed with the doctoral study program oriented on the biomedical equipment, biomedical signal processing and information technologies. Interdisciplinary character of the BME and possibilities of faculties of the University of Žilina offer in future to develop another specializations as telemedicine and radiomedicine.

The successful education in the mentioned field would be impossible without active support of cooperating medical institutions. We appreciate really helpful cooperation with the main partner and co-guarantee JMF of the Comenius University in Martin, which assigns a majority of most medical subjects. Similarly, we shall develop cooperation with the Hospital with policlinic in Žilina, which is very important for the practical exercise of BME students.

According to our international experience, BME is perspective study field, which will be more and more important in connection with the intensive development of modern sophisticated medical equipment, computer aided medical technologies and medical management.

## ZŘÍZENÍ FAKULTY BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ ČVUT A JEJÍ ROZVOJ V KLDNĚ

Peter Kneppo, Miroslava Vrbová

České vysoké učení v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno 2, Česká republika,  
<http://www.fbmi.cvut.cz>, [kneppo@fbmi.cvut.cz](mailto:kneppo@fbmi.cvut.cz)

V roce 1996 bylo založeno na ČVUT Centrum biomedicínského inženýrství, které bylo v roce 2002 transformováno na vysokoškolský ústav proto, aby se toto pracoviště mohlo podílet na výuce. Od akademického roku 2003/04 ústav zajišťuje výuku v akreditovaném **bakalářském studijním programu Biomedicínská a klinická technika**. Výuka studentů byla zahájena a uskutečňuje se v objektu Kokos v Kladně, tj. odděleně od výuky studentů ČVUT na pražských fakultách. Město Kladno vznik nové fakulty vítá a pro její potenciální sídlo nabídlo ČVUT **převod budovy Kokos** do vlastnictví.

Dosavadní poměrně rychlý rozvoj Ústavu biomedicínského inženýrství ČVUT i vhodné prostředí, které pro další rozvoj nabízí město Kladno, byly zásadními předpoklady pro zřízení fakulty transformací ústavu. Ve všeobecném povědomí ČR je fakulta obvyklou vzdělávací složkou vysoké školy a další rozšiřování výuky v kladenských prostorách předpokládá akreditaci dalších studijních oborů. Rozšíření biomedicínských oborů na ČVUT a vznik fakulty je v souladu s **Dlouhodobým záměrem** vzdělávací a vědecké, výzkumné, vývojové, umělecké a další tvůrčí činnosti ČVUT v Praze humanizovat inženýrské vzdělávání.

Z detailního rozboru vyplynulo, že z celospolečenského hlediska je **vhodná doba** na provozování a na zavádění nových programů a oborů v oblasti biomedicínského inženýrství („příležitosti“). Na druhé straně „hrozby“ jasně signalizují zvyšující se konkurenceschopnost okolních vysokých škol. Průzkum trhu práce potvrdil domněnku, že český region je schopný umístit přibližně stovku absolventů každý rok. Za předpokladu, že přibližně polovina absolventů půjde mimo obor resp. do zahraničí, to znamená, že by všechny vysoké školy mohly každoročně produkovat asi dvě stě absolventů. S přihlédnutím k ekonomice pedagogického procesu lze udělat závěr, že v regionu České republiky může dobře fungovat jen jedna fakulta, jejíž absolventi najdou uplatnění v oblasti biomedicínského inženýrství a dalších příbuzných oborů. Protože v regionu České republiky a střední Evropy žádná takováto fakulta v současné době není, považovala ČVUT zřízení fakulty za svou historickou příležitost. Promeškání této příležitosti by mělo pro ČVUT jenom negativní důsledky a to buď ve smyslu trvalé ztráty této oblasti nebo vysokých finančních výdajů na

znovunabytí postavení v **konkurenčním boji** s okolními univerzitami. To, že by mělo ČVUT v ČR jednoznačně hrát vedoucí roli v oblasti biomedicínského inženýrství, je zřejmé z rozboru „silných stránek“ ČVUT. K tomuto cíli by mělo napomoci i uvědomění si „slabých stránek“ - vytvoření fakulty biomedicínského inženýrství systémově přispěje k jejich postupnému snižování. Důležité je to, že žádná ze slabých stránek, není taková, aby ohrozila dosažení vytčeného cíle a to je obsazení jediného místa pro fakultu biomedicínského inženýrství v České republice a blízkém okolí. Díky Fakultě biomedicínského inženýrství bude mít ČVUT všechny předpoklady být důstojným partnerem univerzit s obdobnou strukturou v **mezinárodním měřítku** (obrázek v příloze) resp. s obdobnými studijními programy biomedicínského inženýrství v zahraničí.

Záměrem FBMI je poskytovat interdisciplinární vzdělávání ve vyváženém zastoupení medicíny, biologie, přírodovědných, humanitních a manažerských předmětů s technikou a informatikou. Modulární struktura předmětů jednotlivých studijních oborů umožní v souladu se zájmem studentů vytváření podmínek pro **komplexní studium** různých zaměření biomedicínského inženýrství.

### VZDĚLÁVACÍ ČINNOST A ROZVOJ STUDIJNÍCH PROGRAMŮ

**Současný studijní obor „Biomedicínská a klinická technika“** poskytuje absolventům základní obecný přehled o metodách a přístrojové technice, používané ve zdravotnickém provozu a praktické dovednosti, a návyky s manipulací s touto technikou. Po reakreditaci bude orientován tak, aby absolventům poskytl kvalifikaci podle zákona č. 96/2004 Sb. „O podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů“. Absolventi jsou schopni v rámci zdravotnických zařízení: pracovat se zdravotnickou přístrojovou technikou, včetně asistence při vyšetřování zobrazovacími metodami, ale i při ostatních vyšetřevních, 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 vědecko-výzkumné práce, zejména experimentálního charakteru, najdou 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.

FBMI jako součást Českého vysokého učení technického v Praze, zabývající se problematikou spojení biologických, zdravotnických, přírodovědných, manažerských, humanitních, technických a informačních disciplín, bude rozvíjet výukové aktivity na všech úrovních vysokoškolského vzdělávání – **bakalářského, magisterského a doktorského** – a to v rámci dvou bakalářských (technicky a zdravotnický orientovaného), jednoho magisterského a jednoho doktorského studijního programu. Na všech těchto úrovních budou rozšiřovány oblasti zaměření a specializace studia, které budou reprezentovány studijními obory. V bakalářském studiu to budou obory zejména s užší specializací technicko-medicínské (diagnostické metody ve zdravotnictví, rehabilitační prostředky, biomedicínská informatika, biomechatronika), případně biologické techniky a technologie (diagnostická environmentální technika) a v oblasti zdravotnictví to budou obory fyzioterapie a záchranářství (ve spolupráci s Nemocnicí Kladno a lékařskými fakultami UK). Ve srovnání se studiem zabezpečovaným na jiných fakultách ČVUT se bude jednat o komplexní studium v rovnocenném zastoupení medicíny, biologie, přírodovědných, humanitních a manažerských předmětů s technikou a informatikou.

Ve studijním programu „Biomedicínská a klinická technika“ bude připravovaný bakalářský studijní obor **„Diagnostická technika ve zdravotnictví“** zaměřen úžeji na použití, v současné době nejdominantnější diagnostické zdravotnické techniky, medicínské zobrazovací systémy a tato problematika bude doplněna o oblast laboratorní diagnostické techniky. I tento obor bude akreditován ve smyslu zákona č. 96/2004 Sb. Podobné zaměření bude mít další připravovaný bakalářský studijní obor **„Diagnostická environmentální technika“** s rozdílem v oblasti zkoumání, tj. bude orientován na stav životního prostředí. Následující bakalářský studijní obor **„Nemocniční informační systémy“** poskytne studentům základy pro aplikační dovednosti při správě databázových systémů, obecně jakýchkoliv informačních systémů s důrazem na zdravotnické

informační systémy a ochranu dat. Další oblastí, kterou bude tento studijní obor zahrnovat, budou metody a prostředky zpracování a vyhodnocení dat. Svým zaměřením tento studijní obor umožní absolventům najít uplatnění nejen ve zdravotnictví, nýbrž i ve sféře manažerské, či státní správy. Bakalářský studijní obor **„Rehabilitační prostředky“** se bude zabývat vybavením a pomůckami pro rehabilitaci a na rozdíl od obou předcházejících zdravotnických zaměřených oborů bude klást důraz na terapeutické interakce se zařízením, na systémy prostředků náhrad a komplexní aspekty rehabilitace.

Po personálním posílení fakulty o specialisty s lékařskou kvalifikací a v součinnosti s 1. a 3. LF UK a Nemocnicí Kladno připravíme v rámci studijního programu „Specializace v zdravotnictví“ bakalářský studijní obor **„Fyzioterapie“**, který poskytne studentům poznatky potřebné na léčbu funkčních poruch pohybového aparátu, jako např. blokády kloubů, svalové spasmy a další, s využitím anatomických a fyziologických poznatků pohybového aparátu. Hlavním diagnostickým a zároveň terapeutickým „nástrojem“ kromě terapeutovy ruky budou podpůrná technická zařízení (jako laser, elektroléčba, magnetoterapie), která podpoří efektivní diagnostiku i léčbu pacientova problému. Další nově koncipovaný bakalářský studijní obor **„Diplomovaný zdravotnický záchranář“** se bude zaměřovat na získání základních zdravotních vědomostí a dovedností spolu s vědomostmi o informační soustavě zdravotnictví a zdravotnické záchranářské techniky.

Důraz na bakalářské obory vychází ze současných potřeb zdravotnického terénu v ČR zjištěných korespondenčním průzkumem v době přípravy stávajícího studijního programu. Tyto průzkumy bude FBMI opakovat periodicky, příp. v návaznosti na zaváděné studijní programy a jejich obory. Na základě poznatků z literatury podobná situace je i v zahraničí.

Dříve než ukončí studium studenti prvního běhu stávajícího bakalářského studijního programu „Biomedicínská a klinická technika“, bude připraven základní magisterský studijní program **„Klinické inženýrství“**, který bude v následujícím období rovněž dále strukturován do dílčích studijních oborů. Studijní obor „Klinické inženýrství“ bude navazovat především na bakalářské studium „Biomedicínská a klinická technika“ a poskytne absolventům vědomosti a dovednosti pro tvůrčí práci v oblasti zdravotnické přístrojové techniky a informační soustavy v zdravotnickém zařízení.

V současnosti předkládáme Akreditační komisi akreditační přihlášku doktorského studijního programu **„Biomedicínské inženýrství - bionika“**.

**Předpokládaný vývoj počtu studentů** podle připravovaných studijních oborů v letech 2004–2010 charakterizuje následující tabulka:

Studijní program	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010
Bc. Biomedicínská a klinická technika	142	200	360	410	430	440	450
Bc. Specializace ve zdravotnictví			80	140	190	190	190
Ing. Klinické inženýrství			40	60	60	60	60
Ph.D. Biomedicínské inženýrství - bionika		10	15	25	25	25	30
<b>Celkem</b>	<b>142</b>	<b>210</b>	<b>495</b>	<b>635</b>	<b>705</b>	<b>715</b>	<b>730</b>

Pro dosažení vyšší ekonomičnosti studia budou všechny úrovně studia organizovány **modulárně**. Studijní materiály budou prioritně připravovány ve formě vhodné pro distanční vzdělávání tak, aby FBMI mohla vytvořit předpoklady pro doplnění vzdělání v oboru biomedicínské inženýrství u odborníků pracujících ve zdravotnictví, kteří nebudou splňovat základní podmínky zákona č. 96/2004 Sb. „o nelékařských zdravotnických povoláních“. Materiály budou připravovány ve spolupráci s dalšími podobně zaměřenými vysokoškolskými institucemi v ČR i v zahraničí. Studijní materiály vhodné pro distanční vzdělávání, resp. jejich anglická mutace umožní vstup FBMI na evropský trh univerzitního vzdělání.

Ve spolupráci s fakultami ČVUT a lékařskými fakultami UK, s Nemocnicí v Kladně a odbornými společnostmi se FBMI bude podílet **na dalším vzdělávání** klinických techniků, magistrů a inženýrů podle zákona č. 96/2004 Sb. (zákon o nelékařských zdravotnických povoláních). Fakulta vytvoří podmínky pro doplnění vzdělání u technických odborníků i manažerů pracujících ve zdravotnictví, kteří neabsolvovali specializované studium v oboru biomedicínské inženýrství a tedy nespĺňují základní předpoklady pro odborné postgraduální vzdělávání podle výše uvedeného zákona. Podle požadavků z praxe (medicínské i technické) bude FBMI zabezpečovat (ve spolupráci s ostatními složkami ČVUT) odborné kurzy pro pracovníky takovýchto institucí. Důležitá úloha zdravotnické techniky v systému péče o zdraví je zajímavým prvkem, který vyvolává zájem o účast pracovníků FBMI na kurzech univerzity třetího věku. Proto se pracovníci FBMI zúčastní přípravy a průběhu tohoto vzdělávání v rámci ČVUT, příp.ve spolupráci s lékařskými fakultami UK.

FBMI bude rozvíjet spolupráci s **evropskými univerzitami**, odbornými společnostmi a dalšími institucemi na doporučeních pro tvorbu studijních programů v oblasti biomedicínské inženýrství a podmínek mezinárodní akreditace studijních programů tohoto zaměření.

Studijní programy FBMI budou realizovány postupně bilinguálně, v české a anglické verzi. Skutečnost, že všechny studijní programy FBMI budou respektovat evropský kreditní systém, umožní českým studentům pokračovat ve studiu na kterékoliv evropské univerzitě, na druhé straně výuka v angličtině umožní zahraničním studentům absolvovat studium či jeho část na FBMI. Dlouhodobě předpokládáme nárůst počtu a délky pobytů studentů v zahraničí, a vice versa.

Při získávání studentů bude propagační aktivita zaměřena primárně na Českou republiku a Slovenskou republiku, sekundárně v souladu se záměrem na vybudování celkového postavení FBMI jako **vůdčího pracoviště v oblasti biomedicínské inženýrství ve střední a východní Evropě** bude propagační aktivita zaměřena i na země tohoto regionu. Předpokládáme, že FBMI bude průběžně zaměstnávat odborníky (pedagogické i vědecké pracovníky) z těchto zemí.

#### VĚDECKO-VÝZKUMNÁ ČINNOST

Vědecko-výzkumná práce FBMI se zaměřuje především na **aplikovaný a základní strategicky orientovaný výzkum** ve spolupráci s biologickými a lékařskými pracovišti UK, AV ČR a dalšími institucemi v ČR i zahraničí. Jejím rozvojem i problémová orientace jsou dány především grantovou úspěšností a dosažitelnými zdroji financování.

Hlavní vědecké aktivity v minulém roce byly řešením **výzkumného záměru** MSM 21000012 *Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínské inženýrství*. Jednalo se pak zejména o

- Optimalizaci umělé plicní ventilace.
- Rozvoj nové metodiky terapie nádorových onemocnění, založené na polymeraci láky v ohřivané tkáni (spolupráce s DKFZ Heidelberg SRN).
- 3D monitorování teplotních polí.
- Identifikaci psychosomatických stavů řidiče – analýzu experimentálních dat ve spolupráci

International Conference "Trends in Biomedical Engineering"  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

s neurologickou klinikou 3. lékařské fakulty UK.

- Implementaci přístrojů PDA do diagnostických systémů získal 2. místo v prestižní soutěži Cena Inovace roku 2004, kterou pořádá Asociace inovačního podnikání ČR).
- Návrhu jednotlivých částí modelu tzv. Laboratoře pro technickou podporu zdravotně postižených.
- Snímání a přenosu biologických signálů a modelování elektroencefalografické aktivity lidského mozku.

Paralelně probíhá řešení výzkumných projektů podporovaných **granty**, zejména:

- FBMI je koordinačním pracovištěm řešení tříletého grantového projektu GA ČR 102/04/0887 *Metody a technické prostředky pro analýzu náhlé kardiovaskulární smrti koní*, spolupracuje s Veterinární a farmaceutickou univerzitou Brno.
- V rámci projektu IGA MZ ČR se rozvíjí spolupráce s Výzkumným ústavem stomatologickým VFN I. LF UK v Praze. Jsou studovány *elektrické signály vznikajících v dutině ústní*.
- Při řešení projektu *Metody a technické prostředky pro včasnou neinvazivní diagnostiku bronchogenního karcinomu pomocí měření teplotních změn v dýchacích cestách* ve spolupráci s Nemocnicí na Homolce se vyvíjí měřicí zařízení pro monitorování teploty v lidských dýchacích cestách.
- Počítačová podpora léčení deformit skeletu dětí pomocí ortéz je řešena ve spolupráci s ambulantním centrem pro vady pohybového aparátu, který se věnuje léčení pacientů s deformitami páteře a s výrobcem individuálních ortéz. Ve výzkumu je sledován vliv silového působení ortéz na remodelaci tkání dětí během růstu, jmenovite výpočtu stavu napětí tkání končetin a páteře od silového působení ortéz a způsob počítačové podpory návrhu tvaru ortézy.

V roce 2004 byla ukončena rekonstrukce části společného pracoviště s 1. LF UK v Praze na Albertově a byla otevřena *Laboratoř nukleární magnetické rezonance*. Jedná se o **společné vědecko-výzkumné pracoviště ČVUT a Univerzity Karlovy**, na kterém byl instalován přístroj pro spektroskopii pomocí magnetické rezonance SISCO85/310. Tento přístroj byl Českému vysokému učení technickému v Praze darován Německým ústavem pro výzkum rakoviny (DKFZ) v Heidelbergu bezplatně k užívání pro vědecko-výzkumnou činnost pracovníků ČVUT, Karlovy univerzity a DKFZ, k řešení společných výzkumných projektů. Toto pracoviště má být

zejména prostředím pro výchovu doktorandů z obou zúčastněných vysokých škol.

**V současném období** se realizuje podstatné části výzkumného programu v rámci celoškolského **výzkumného záměru** MSM6840770012 *Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II*. Řešení na FBMI bylo rozděleno do následujících tematických úloh:

- *Modelování bioelektrických zdrojů a vazeb mezi zdroji*
- *Modelování řízení kardiovaskulárního systému*
- *Metody rekonstrukce experimentálních fyziologických dat*
- *Elektrická impedanční tomografie pro modelování parametrů struktury prostředí*
- *Modelování vlivu biologické zpětné vazby na vybrané fyziologické parametry člověka*
- *Vliv parametrů velkoplošných obrazových senzorů na kvalitu obrazových dat v lékařství*
- *Vyhodnocování okamžité polohy očí, hlavy a těla a souvisejících parametrů v neurologii*
- *Optimalizace umělé plicní ventilace*

Jiná oblast vědecko-výzkumných aktivit akademických pracovníků byla zahrnuta do **návrhu výzkumného záměru** s názvem *Využití kvantové radiofyziky v biologii a medicíně*. Řešení tohoto výzkumného záměru je složeno z aktivit čtyř laboratoří:

- *Laboratoře nukleární magnetické rezonance*, věnované společným výzkumným aktivitám zejména s 1. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy
- *Laboratoř excimerového laseru*, vycházející ze spolupráce s FzÚ AV ČR, věnovaná speciálním technologiím pro přípravu biokompatibilních a organických tenkých vrstev.
- *Laboratoř molekulové spektroskopie*, budovaná na základě spolupráce s Univerzitou v Göttingen, zaměřená na fotofyziku biologicky aktivních biomolekul a nativních i organických fluorescenčních sond pro molekulární biologii.
- *Laboratoř pro biooptiku*, věnovaná studiu morfologie a optických vlastností tkání.

I když tento výzkumný záměr zatím nezískal financování od MŠMT, budou aktivity ve všech laboratořích pokračovat, alespoň v omezeném rozsahu tak, aby se studenti mohli v návaznosti na vnější spolupráce řešit ročníkové a bakalářské práce.



International Conference "Trends in Biomedical Engineering"  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

**ZÁVĚR**

Strategické cíle dalšího rozvoje Fakulty biomedicínského inženýrství jsou:

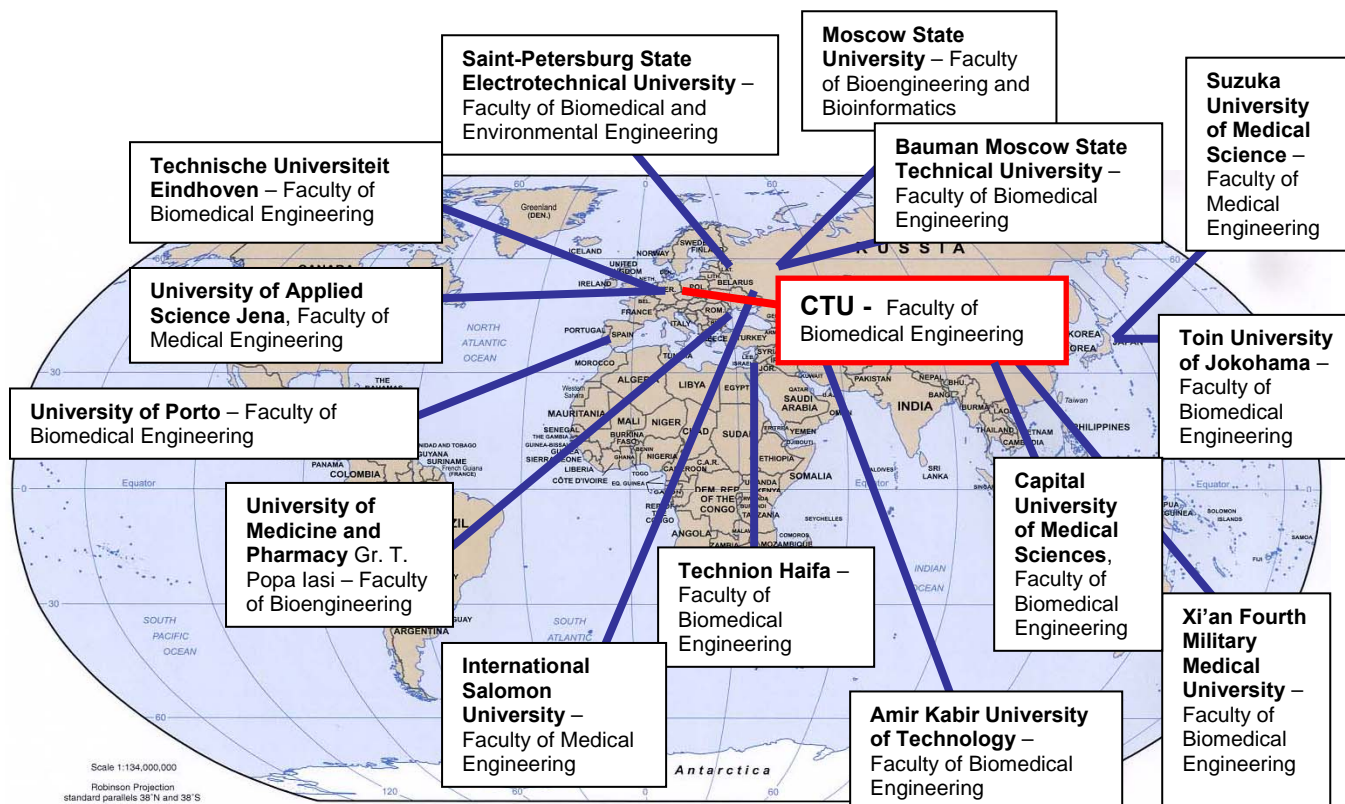
1. V oblasti pedagogické akreditovat další studijní obory a tak zajistit přechod a následně upevnit model tzv. strukturovaného systému vysokoškolského vzdělávání, tvořený bakalářským, navazujícím magisterským a doktorským studiem v oblasti biomedicínského inženýrství (spolu s vybraným zdravotnickým bakalářským studijním programem) a v souladu se základními dokumenty harmonizace evropského vysokého školství - Boloňskou a Sorborskou deklarací. Využít financí z evropských strukturálních fondů pro prohlubování kvality vzdělávacího procesu na fakultě.
2. Zajistit kvantitativního a kvalitativního personálního rozvoje fakulty vytvořením podmínek pro objektivní hodnocení výkonnosti zaměstnanců fakulty zohledňující především kvalitativní aspekt jimi dosahovaných výsledků. Zvýšení počtu docentů a profesorů při dodržení standardů kvality aplikovaných v České republice i v zahraničí.

3. Zvýšit vědecký výkon fakulty prostřednictvím kvalitativně vyššího zapojení doktorandů do výzkumných projektů. Pro tyto účely připravit společné pracoviště biomedicínského inženýrství ČVUT a UK na Albertově a národní centrum biomedicínského inženýrství na Kladně. Získat finanční podporu v rámci EU pro řešení výzkumných úkolů integrujících výzkumné kapacity v mezinárodním měřítku i napříč katedrami a ústavu UK i ČVUT.
4. Prohloubit spolupráci se statutárním městem Kladno z hlediska potřeb regionu i budování potřebné infrastruktury fakulty za podpory strukturálních fondů EU.
5. V oblasti řízení fakulty zavést principy systémů řízení kvality a principů finančního řízení jakosti dle modelu ISO 9001:2000.

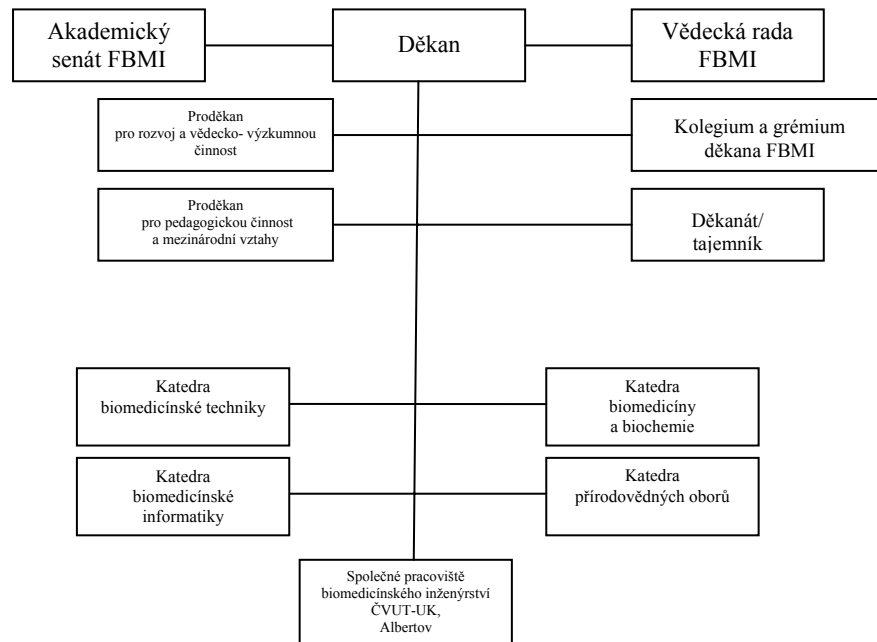
**PODĚKOVÁNÍ**

Projekt zřízení fakulty byl podpořen grantem MŠMT ČR TRP2005/5/2/1/a a MSM6840770012.

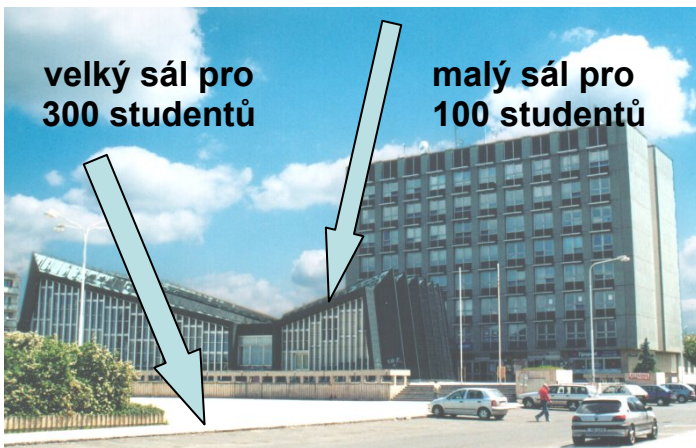
**VYBRANÉ FAKULTY BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ VE SVĚTĚ**



## ORGANIZAČNÍ STRUKTURA FAKULTY BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ



## PROSTORY FBMI , Kladno



- Počítačové laboratoře
- Laboratoř lékařské přístrojové techniky
- Laboratoř lékařské elektroniky
- Laboratoř biosignálů
- Laboratoř biosenzorů (2006)
- Laboratoř biofotoniky
- Laboratoř biochemie
- Laboratoř zobrazovacích systémů (2006)
- Laboratoř medicínské fyziky (2006)

## HOW CAN EDUCATION IN BME PREPARE FOR LIFELONG LEARNING?

H. Hutten

*University of Technology, Institute of Medical Engineering, A-8010 Graz, Austria*

**Summary** Three major requests of the Bologna Declaration are: 1. Higher education in Europe shall be harmonized and render possible transnational mutual recognition of degrees. 2. At the end of the first cycle (bachelor degree) the graduates shall have reached a vocational qualification that is relevant for the working market. 3. The education shall provide the graduates with the capability for lifelong learning. The last request is of special importance for graduates in Biomedical Engineering (BME) for three reasons: 1. Lifetime of knowledge at present is about 5 years and still decreasing. 2. Knowledge progress in MBE as an interdisciplinary field reflects knowledge progress in all related mother-disciplines, e.g. engineering sciences, natural sciences, medicine including all clinical sub-disciplines, and other life-sciences. 3. MBE has become a multi-disciplinary field by its own with such different sub-disciplines like biomechanics, medical imaging, biomaterials, biosignal processing, health telematics, cellular engineering, rehabilitation technology, analysis and simulation of physiological systems etc. The challenge for education in BME is to provide within the first cycle, i.e. within 3 – 4 years, on the one hand side a sufficiently broad and scientifically based education with regard to the different mother-disciplines and on the other side an adequate level of specialized knowledge in the different sub-disciplines for reaching the working market qualification in addition with other general skills, e.g. the capability for independent lifelong learning. The solution of this difficult task requires appropriate consideration of controversial aspects and needs approval by the European BME community. This presentation will not and can not provide a perfect and generally acceptable solution, but will stimulate the discussion and draw attention to aspects of high relevance.

### 1. Introduction

The Bologna Declaration on Harmonization of Higher Education in Europe has been signed by 29 governments in 1999 [1]. Harmonization shall be realized not later than 2010. Education and educational co-operation have been recognized as paramount for the development of stable, peaceful and democratic societies. Increasing the international competitiveness of the European system of higher education has been identified as main objective. The most important measures are comparable degrees for the educational programmes, a system of credits, promotion of mobility for students and teachers, and the establishment of quality assurance procedures. It is worth to mention that the Bologna Declaration does not aim for standardization, but for harmonization taking into account and respecting the diversity of educational systems and programmes in the countries that have signed it.

The educational programmes shall be subdivided in cycles. Whereas in the original Bologna Declaration only two cycles had been mentioned, now an additional third cycle is considered. The first cycle shall take at minimum three years and end with a graduation as bachelor. The reached qualification must be relevant to the working market. Another request is that this education provides the graduates with the possibility for lifelong learning. The second cycle shall end with a graduation as master. Entrance into the second cycles requires successful completion of the first cycle. The first and the second cycle together shall not take more than five years. The third cycle shall end with the PhD graduation. Degrees shall include a diploma supplement for more detailed characterization of

the respective education. Educational programmes shall be organized in a modular structure.

Appropriate realization of these general directives must be based on proper consideration of the particular interests and demands that are related with different disciplines. Open questions will not be discussed here with the exception of those which are related to Biomedical Engineering (synonym: Medical and Biological Engineering) and with the special request that the graduates must be provided with the capability for lifelong learning. In that context it is understood that lifelong learning is necessary for maintaining the reached qualification for the working market with its changing demands or to reach a higher qualification either directly in the field of biomedical engineering or by adding supplementary qualification in fields outside of biomedical engineering, e.g. in economics, management, medicine, physics etc.

The most important problem is to identify the working market for graduates in BME, the required qualification, and the development of that market in the near future with the resulting changes in the vocational qualification. Even in countries with a long tradition in BME education for now about 50 years no statistics are available with relevant data about the fields in which graduates in BME actually start their professional career, which positions are reached in that career, which additional qualifications are required to reach leading positions, e.g. in companies, and what is the core or minimum knowledge in BME to become recognized as "expert in BME". It must be considered for this discussion that BME has developed from a rather narrow discipline, mainly medical electronics, i.e. the development of special electronic circuitry for signal amplifiers and stimulators, and biomechanics, i.e. the development of simple mechanical de-

vices like infusion pumps and prostheses, to a very large field that ranges from biomaterials to 3D image processing, from biosensors to intelligent microsystems. Most of the advanced sub-fields have been opened only during the last decade and therefore cannot appropriately be considered on the basis of "as experience teaches us".

There is no doubt, however, that despite some minor national differences in the real situation of the working market, only about 50% of the BME graduates actually start their career in BME fields with most of them, about 60 – 70%, employed in the industry, about 20% in hospitals, and the rest in other facilities, e.g. in universities, government, research institutions, or special institutions like notified bodies. Until now it is not specified which of those positions require the qualification of bachelor or master. For this reason, the identification of the general or any specialized qualification for the working market is difficult.

From a recent workshop about BME education it came out that potential employers have different expectations concerning the working market qualification of graduates. Companies with a large spectrum of medical devices prefer engineers with a high qualification in electrical or mechanical engineering or informatics with only limited knowledge in BME with the argument that the required specialized BME knowledge best can be acquired within an experienced team by training on the job. Companies with a narrow spectrum of medical devices prefer graduates with a rather high qualification in BME, however tailored to the field of interest of the company because the company can not offer the possibility of training on the job. This is similar to the request of hospitals which want to employ graduates with a tailored education in clinical engineering, however without strong interest in research and development. All employers, however, have agreed that they are more interested in young bachelors than in older masters.

## 2. Fundamentals of BME education

The most widely accepted definition of Biomedical Engineering that is also accepted by the International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE) and the European Alliance for Medical and Biological Engineering and Science (EAMBES) states:

*"Medical and Biological Engineering integrates physical, mathematical and life sciences with engineering principles for the study of biology, medicine, and health systems and for the application of technology to improving health and quality of life. It creates knowledge from the molecular to organ systems levels, develops materials, devices, systems, information approaches, technology management, and methods for assessment and evaluation of technology, for the prevention, diag-*

*nosis, and treatment of disease, for health care delivery, and for patient care and rehabilitation."*

This complicated definition reveals the heterogeneity of advanced BME and the difficulty to set up bachelor and master courses that present the whole field in the required scientific depth and end with a qualification that is relevant to the working market. As a consequence graduates both at the bachelor level and the master level will have to be specialists in a limited sub-area, educated and trained by tailored educational programmes.

It is generally accepted that those courses should (must) comprise mathematics up to the level of differential equations, natural sciences (physics with some biophysics, chemistry with some biochemistry, biology with some genetics), medicine (physiology with some functional anatomy, pathophysiology, terminology, and clinical medicine), engineering sciences (e.g. either electrical engineering with electronics, communications technology, signal processing, and control theory, or mechanical engineering with applied mechanics, material science, production methods, and control theory, or telematics with proper consideration of its fundamental disciplines). The "real" biomedical engineering courses should at minimum comprise topics that represent a tailored selection of modules about the acquisition of biological-medical data including special sensor technology, medical electronics, biosignal processing, medical imaging and medical image processing, medical informatics including clinical data systems, biomechanics, biomaterials, clinical engineering, medical device safety including standards and quality assurance. The graduates should have some capabilities in general skills such as languages (at least one foreign language with usual "communication" level), presentation in oral and written form, team work, management, economics, usage of libraries and other sources like the internet, etc. This list has now to be extended by the request that the graduates must be provided with the capability for life-long learning, whatever this may mean. It is also generally accepted that already in the bachelor programme some months of the educational programme should be devoted to practical work and training, preferably in an industrial company. This practical work and training will provide not only practical experience about engineering R&D performance requirements, but also about the real working environment, e.g. team work, constraints with regard to time and economics, and device production under consideration of quality requirements and the competitive situation on the market.

Taking into account all those aspects it is obvious that specialization already at the bachelor or master level must be focused not only on the real biomedical courses, but also on all other courses, possibly with the exception of the general skills. A student who aims for the qualification in biomaterials does not need the same education in mathematics, physics, mechanics, physiology, clinical

medicine etc. as a student who aims for the qualification in biosignal processing. Such a tailoring of educational programmes may be realized either by the institution or by the student himself based on educational programmes that consist of a combination of mandatory and optional modules.

It must be considered, however, that this tailoring of educational programmes is related not only with a restricted qualification for the working market if the desired "tailored" job positions are not available, but also with a limited knowledge base that can be used for lifelong learning. Although lifelong learning may be one of the most important skills for "lifelong qualification for the working market", it must appropriately be prepared by the discipline-oriented educational programmes.

### 3. Models for BME education

The most frequently realized models for BME education under the control of the Bologna Declaration may be (differences due to the fact that bachelor programmes may comprise 3, 3 ½ or 4 years, and master programmes may comprise 1, 1 1/1 or 2 years will not be considered here):

1. A complete BME bachelor programme, i.e. the graduate is an "expert" in one of the BME sub-areas.
2. A bachelor programme in another field like any engineering sub-area, physics, medicine, etc. with some few BME supplements.
3. A complete BME master programme that requires the successful completion of the BME bachelor programme in the same sub-area as access level for the entrance knowledge.
4. A complete BME master programme that requires the successful completion of any BME bachelor programme as access level.
5. A complete BME master programme that allows access after the successful completion of any non-BME bachelor programme. It might be worth further consideration which bachelor programmes should be excluded, e.g. graduates from bachelor programmes for philosophy, arts, social sciences. It might also be worth to consider an extra access semester (i.e. out of the five-years time budget) to compensate differences in the entrance knowledge for graduates from such bachelor programmes like physics and medicine.
6. A master programme in another field like any engineering sub-area, physics, medicine etc. with only some few BME supplements.

This situation will become even more complicated if additionally PhD programmes are considered. It is quite clear that PhD graduates will also need lifelong learning.

Lifelong learning may be based on different methodological approaches:

- The "classroom" approach with the teacher standing in front of the class as it is now realized in universities: This approach allows the best systematic organization and structure of complete educational programmes, however it will have only minor relevance for training for lifelong learning considering graduates with the bachelor as minimum level or as suitable method for lifelong learning.
- The "seminar" or "conference" approach: Such seminars are already offered by commercial companies and some conference organizers as special training courses. Most conferences, usually scientific conferences, however require a high level of entrance knowledge, since the presentation of the educational information is systematically not well-organized. Both forms may be supported by material either in written form or CD form. They have some potential for the future.
- The "individual and self-controlled approach": The individual optimizes the educational programme in accordance with his individual knowledge demands and deficits. This approach has the highest potential for lifelong learning.  
Different strategic approaches can be used for lifelong learning. All of them should aim for independence in learning. Only two models which are extremely different will be discussed here:
  - The "straightforward" approach: The knowledge is systematically organized in a straight forward style from the fundamentals to the required "high-level" knowledge. In that case the "virtual teacher" determines the extent and the depth of the knowledge as well as the sequence in which it is presented. This approach allows to supervise individually the progress in learning, e.g. by checks employing multiple-choice questions. This approach is more suitable for lower knowledge levels, e.g. for the bachelor level. Although it can be used for synchronized learning as in a classroom, it may preferably be used for individual and independent learning [3].
  - The "conceptual network" approach [2]: The knowledge is provided in a network that represents the knowledge in its different relations. The learning mode is rather an intuitive exploration of a certain knowledge field. It can be compared with the surfing in the world-wide web. The student starts with one central point of his interest from where he can progress to different points which are connected by relations (the "knowledge environment") in accordance with his interest. This approach is a higher challenge to the individual activity and allows optimization of the learning process with the regard to "knowledge acquisition that is required for the solution of a given problem". The student, however, has no safety that

he has learned the complete knowledge that is offered and possibly required for examinations. Furthermore, the acquired knowledge is not systematically well organized with the disadvantage that it is not directly usable outside of the given problem and for further extension.

It can be expected that lifelong learning will in most cases be based on tele-learning, i.e. the producer of the knowledge presentation ("teacher") and the consumer ("student") are in some distance.

Different media and technologies are available to provide programmes for lifelong tele-learning, e.g. books, CDs, the internet or special intranets. There is no doubt that the internet technology will be the most qualified technology for lifelong and independent learning. The most important advantages for that technology are:

- nearly global access,
- controlled access for authorized individuals,
- simple (i.e. central) knowledge update,
- high data transfer rate,
- interactive operation, e.g. by solving tasks,
- quality assurance by competition, i.e. access to institution or teacher independent knowledge presentation.

There are also some disadvantages or risks which should be taken into account:

- operability restricted to special equipment (firmware, both hardware and software)
- knowledge manipulation based on monopolies of knowledge presentation;
- misuse of educational programmes by non-revealed advertising of commercial products.

#### 4. Conclusions

Lifelong learning based on individual and self-controlled activity is a fundamental requirement for individuals who want to continue their professional career till the higher age. This requires some capabilities which need to be trained already during the basic education:

- to assess and recognize what are the future emerging technologies and scientific developments which will have strong impact or offer new chances in their field;
- to acquire the skills that are necessary for utilizing the different technologies and strategies for tele-learning;

The most important requirement, however, is to have a solid fundamental knowledge optimized in extent and depth primarily in the basic engineering disciplines, the medical sciences, and the core disciplines of BME and with proper consideration of the intended field of activity.

Lifelong learning as a strategy and procedure must be trained already at the university. This training may be accomplished by changing the traditional style with students as rather passive consum-

ers to a style that requires active collaboration by the students in a manner similar to the tele-learning style. It must allow lifelong learning to be continued after graduation without any interruption. Since graduation in accordance with the Bologna Declaration is outcome oriented, this special capability must be considered in the accreditation as an essential outcome criterium.

In the first draft of the EUR-ACE Standards and Procedures for the Accreditation of Engineering Programmes both for the first cycle graduate and the second cycle graduate the Personal Programme Outcomes with regard to life long learning are identified as "Recognize the need for, and have the ability to engage in independent and lifelong learning" [4]. This is neither a precise identification of the outcome nor does it request special procedures for training this ability. From an own experience with students in the 4<sup>th</sup> year, who had already a good experience and training in using the internet for searching information, it was recognized that this experience is not sufficient for the systematic and complete working through a field of complex knowledge if that knowledge is not well organized. Since that situation, however, will be the usual situation with which students are confronted new abilities must be trained for this task.

#### References

- [1] The Bologna Declaration on the European space of higher education: an explanation. <http://europa.eu.int/comm/education/policies/educ/bologna/bologna.pdf>
- [2] T. Hasu: Application for Creating Conceptual Networks in Biomedical Engineering. MSc Thesis, Tampere University of Technology (2004).
- [3] H. Hutten, W. Stiegmaier, G. Rauegger: KISS – a new approach to self-controlled e-learning of selected chapters in Medical Engineering and other fields at bachelor and master course level. Accepted for publication in Med. Eng. & Physics, Special issue on e-Learning (2005).
- [4] EUR-ACE Accreditation of European Engineering Programmes and Graduates. Draft 04-12-2003.

## BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ V KONTEXTU NOVÉ LEGISLATIVY

J. Cmíral<sup>a)</sup>, L. Lhotská<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> *Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky ČLS JEP*

<sup>b)</sup> *Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika  
E-mail: lhotska@fel.cvut.cz, Phone: +420 224353933, Fax : +420 224311081*

**Summary** The aim of the paper is to inform about the requirements laid on education in the fields of Biomedical Technology and Biomedical Engineering in the connection with the Law No.96/2004 Coll. on non-medical health service occupations and related regulations. The law and related regulations define completely new position of technical personnel in the health service system. This new legal regulation distinguishes the following categories of technical personnel: another specialist, health service worker with technical competence (biomedical technician, biomedical engineer), health service worker with specialized competence (clinical technician, clinical engineer). During the preparation of the law, the basic philosophical principle was followed, namely that the qualification of health service worker will be required for technical professions if the technical worker comes into contact with a patient or can through its activity directly influence patient's health state. The law distinguishes the following types of education: pre-gradual (bachelor, master), accredited qualification course specialised education and training and lifelong learning.

**Abstrakt** Cílem příspěvku je seznámit s požadavky na vzdělávání v oborech Biomedicínská technika a Biomedicínské inženýrství v souvislosti s přijatým zákonem 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních a navazujícími vyhláškami. Zákon a navazující vyhlášky vymezují zcela nové postavení technických pracovníků ve zdravotnickém systému. Tato nová zákonná úprava rozeznává následující kategorie technických pracovníků: jiný odborný pracovník, zdravotnický pracovník s odbornou způsobilostí (biomedicínský technik, biomedicínský inženýr), zdravotnický pracovník se specializovanou působností (klinický technik, klinický inženýr). Při tvorbě zákona se vycházelo ze základní filozofie, že kvalifikace zdravotnického pracovníka u technických profesí bude vyžadována, jestliže technický pracovník přichází do styku s pacientem nebo může svoji činností bezprostředně ovlivnit jeho zdravotní stav. Zákon rozlišuje následující druhy vzdělávání: pregraduální (bakalářské, magisterské), akreditovaný kvalifikační kurz, specializační příprava s atestací a celoživotní vzdělávání.

### 1. Úvod

V letech 2004 a 2005 byly postupně přijaty zákon a navazující vyhlášky a nařízení vlády, které vymezují zcela nové postavení technických pracovníků ve zdravotnickém systému. Konkrétně jde o vyhlášky: č. 394/2004 Sb. (upravuje podrobnosti o konání atestační zkoušky, zkoušky k vydání osvědčení, závěrečné zkoušky akreditovaných kvalifikačních kurzů, aprobační zkoušky a zkušební řád pro tyto zkoušky), č. 470/2004 Sb. (o zdravotní způsobilosti k výkonu povolání zdravotnického pracovníka a jiného odborného pracovníka), č. 423/2004 Sb. (stanoví kreditní systém pro vydání osvědčení k výkonu zdravotnického povolání bez odborného dohledu, definuje vzdělávací akce, za které lze získat kreditní ohodnocení a počet kreditů), č. 424/2004 Sb. (stanoví činnosti zdravotnických pracovníků a jiných pracovníků), nařízení vlády č. 463/2004 Sb. (stanoví obory specializačního vzdělávání a označení odbornosti zdravotnických pracovníků), vyhláška č. 39/2005 Sb. (stanoví minimální požadavky na vzdělávací programy ke způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání). V této souvislosti je nutné zdůraznit, že vedle standardní akreditace studijního programu, resp. oboru pregraduálního vzdělávání Akreditační komisí MŠMT ČR musejí mít tyto

programy resp. obory akreditaci MZ ČR ve smyslu zákona 96/2004 Sb. a navazujících vyhlášek. Pouze absolventi takovýchto akreditovaných oborů získají certifikát způsobilosti vykonávat zdravotnické povolání podle zákona 96/2004 Sb.

Až do vydání zákona 96/2004 Sb. byli techničtí pracovníci zařazeni do kategorie jiných odborných pracovníků ve zdravotnictví. Tato nová zákonná úprava rozeznává následující kategorie technických pracovníků:

- jiný odborný pracovník
- zdravotnický pracovník s odbornou způsobilostí
  - biomedicínský technik,
  - biomedicínský inženýr
- zdravotnický pracovník se specializovanou působností
  - klinický technik
  - klinický inženýr

Při tvorbě zákona se vycházelo ze základní filozofie, že kvalifikace zdravotnického pracovníka u technických profesí bude vyžadována, jestliže technický pracovník přichází do styku s pacientem, nebo může svoji činností bezprostředně ovlivnit jeho zdravotní stav.

## 2. Definice pojmů zákona 96/2004 Sb.

Tento zákon upravuje

- a) podmínky získávání způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání a k výkonu činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče,
- b) celoživotní vzdělávání zdravotnických pracovníků a vzdělávání jiných odborných pracovníků,
- c) podmínky uznávání způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání pro státní příslušníky členských států Evropské unie, kteří získali odbornou způsobilost k výkonu zdravotnického povolání v jiném členském státě než v České republice, a podmínky uznávání způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání a činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče pro státní příslušníky mimo členské státy Evropské unie a pro absolventy akreditovaných zdravotnických studijních programů v České republice v jiném jazyce než českém.

Zákon se nevztahuje na podmínky získávání a uznávání odborné způsobilosti a specializované způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání lékaře, zubního lékaře a farmaceuta, které stanoví zvláštní právní předpis.

Pro účely tohoto zákona se rozumí

- a) **zdravotnickým povoláním** souhrn činností při poskytování zdravotní péče podle tohoto zákona,
- b) **zdravotnickým pracovníkem** fyzická osoba, která vykonává zdravotnické povolání podle tohoto zákona,
- c) **jiným odborným pracovníkem** fyzická osoba provádějící činnosti, které nejsou poskytováním zdravotní péče, ale s poskytováním této péče přímo souvisejí,
- d) **akreditovaným magisterským nebo bakalářským studijním oborem** studijní obor v rámci příslušného studijního programu, který byl akreditován Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy podle zvláštního právního předpisu,
- e) **akreditovaným zdravotnickým magisterským nebo bakalářským studijním oborem** studijní obor podle písmene d), kterému bylo uděleno souhlasné stanovisko Ministerstva zdravotnictví (dále jen "ministerstvo") ke způsobilosti absolventů vykonávat zdravotnické povolání podle zvláštního právního předpisu,
- f) absolvováním střední zdravotnické školy získání úplného středního odborného vzdělání v příslušném oboru, který získal souhlasné stanovisko ministerstva,
- g) absolvováním vyšší zdravotnické školy získání vyššího odborného vzdělání v příslušném oboru, který získal souhlasné stanovisko ministerstva,
- h) indikací pověření k výkonu činnosti na základě pokynu, ordinace, objednávky nebo lékařského předpisu,

- i) pacientem fyzická osoba, které se poskytuje zdravotní péče.

Za **výkon povolání bez přímého vedení nebo odborného dohledu** (dále jen "výkon povolání bez odborného dohledu") se považuje výkon činností, ke kterým je zdravotnický pracovník způsobilý na základě indikace lékaře, zubního lékaře nebo farmaceuta a které provádí bez ohledu na přítomnost nebo dosažitelnost rady a pomoci lékaře, zubního lékaře nebo farmaceuta; tento zákon a prováděcí právní předpis stanoví činnosti, které zdravotnický pracovník může vykonávat i bez indikace lékaře, zubního lékaře nebo farmaceuta. Součástí výkonu povolání bez odborného dohledu je též kontrolní činnost podle zvláštního právního předpisu.

Za **výkon povolání pod odborným dohledem** se považuje výkon činností, ke kterým je zdravotnický pracovník nebo jiný odborný pracovník způsobilý nebo ke kterým způsobilost získává, při dosažitelnosti rady a pomoci zdravotnického pracovníka způsobilého k výkonu těchto činností bez odborného dohledu a v rozsahu, který tento zdravotnický pracovník určí.

Za **výkon povolání pod přímým vedením** se považuje výkon činností, ke kterým je zdravotnický pracovník nebo jiný odborný pracovník způsobilý nebo ke kterým způsobilost získává, při stále přítomnosti a podle pokynů zdravotnického pracovníka způsobilého k výkonu těchto činností bez odborného dohledu a v rozsahu, který tento zdravotnický pracovník určí.

## 3. Získávání způsobilosti zdravotnického pracovníka

**Biomedicínský technik** je zdravotnický pracovník způsobilý k výkonu zdravotnického povolání bez odborného dohledu po získání odborné způsobilosti. Odborná způsobilost k výkonu povolání biomedicínského technika se získává absolvováním

- a) akreditovaného zdravotnického bakalářského studijního oboru pro přípravu biomedicínských techniků, nebo
- b) akreditovaného bakalářského studia v oborech elektrotechnického zaměření nebo nejméně tříletého studia na vyšších odborných školách v oborech elektrotechnického zaměření a akreditovaného kvalifikačního kurzu biomedicínská technika.

Za výkon povolání biomedicínského technika se považuje činnost v rámci diagnostické a léčebné péče v oboru biomedicínské techniky ve spolupráci s biomedicínským inženýrem nebo lékařem.

**Činnosti, které může vykonávat, definují §3 a §19 vyhlášky 424/2004 Sb.** a jsou rozděleny na činnosti:

- které vykonává bez odborného dohledu a bez indikace,



- které vykonává pod odborným dohledem klinického inženýra nebo klinického technika na základě indikace,
  - na kterých se podílí pod přímým vedením klinického inženýra nebo klinického technika.
- §4 až §40 definují činnosti jednotlivých profesí, jako např. všeobecná sestra, radiologický asistent, biomedicínský technik, biomedicínský inženýr.

Znění §3:

(1) Zdravotnický pracovník uvedený v § 4 až 20 bez odborného dohledu a bez indikace v rozsahu své odborné způsobilosti

- a) poskytuje zdravotní péči v souladu s právními předpisy a standardy,
- b) dbá na dodržování hygienicko-epidemiologického režimu v souladu se zvláštními právními předpisy,
- c) vede zdravotnickou dokumentaci a další dokumentaci vyplývající ze zvláštních právních předpisů, pracuje s informačním systémem zdravotnického zařízení,
- d) poskytuje pacientovi informace v souladu se svou odbornou způsobilostí, případně pokyny lékaře,
- e) podílí se na praktickém vyučování ve studijních oborech k získání způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání uskutečňovaných středními školami a vyššími odbornými školami, v akreditovaných zdravotnických studijních programech k získání způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání uskutečňovaných vysokými školami v České republice a ve vzdělávacích programech akreditovaných kvalifikačních kurzů,
- f) podílí se na přípravě standardů.

(2) Zdravotnický pracovník uvedený v § 21 až 26 do doby získání specializované způsobilosti nebo prokázání výkonu praxe podle zvláštního právního předpisu v rozsahu své odborné způsobilosti vykonává činnosti uvedené v odstavci 1 pod odborným dohledem zdravotnického pracovníka způsobilého k výkonu povolání bez odborného dohledu v příslušném oboru.

(3) Zdravotnický pracovník uvedený v § 27 až 40 po získání odborné způsobilosti pod odborným dohledem zdravotnického pracovníka způsobilého k výkonu povolání bez odborného dohledu v rozsahu své odborné způsobilosti

- a) poskytuje zdravotní péči v souladu s právními předpisy a standardy,
- b) pracuje se zdravotnickou dokumentací a s informačním systémem zdravotnického zařízení.

(4) Pokud zdravotnický pracovník vykonává činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, musí splňovat zvláštní požadavky stanovené zvláštním právním předpisem.

#### 4. Výkon činností

(1) **Biomedicínský technik** vykonává činnosti podle § 3 odst. 1 a dále bez odborného dohledu a bez indikace pracuje se zdravotnickými přístroji, pokud nemůže svojí činností přímo ovlivnit zdravotní stav pacientů. Přitom zejména

- a) kontroluje a opravuje zdravotnické přístroje a vede jejich výkaznictví, organizuje a koordinuje technické služby související s provozem zdravotnické techniky,
- b) provádí technické instruktáže pracovníků v oblasti obsluhy zdravotnických přístrojů a bezpečnosti práce,
- c) zajišťuje přejímání, kontrolu a uložení zdravotnických prostředků a prádla, manipulaci s nimi, jejich dezinfekci a sterilizaci a jejich dostatečnou zásobu.

(2) Biomedicínský technik pod odborným dohledem klinického inženýra nebo klinického technika se specializovanou způsobilostí v oboru na základě indikace lékaře a v souladu s diagnózou stanovenou lékařem pracuje se zdravotnickými přístroji, pokud může svojí činností přímo ovlivnit jejich zdravotní stav. Přitom zejména

- a) kalibruje kritické bloky zdravotnických přístrojů,
- b) zajišťuje technickou asistenci při elektrofyziologických vyšetřeních, impulzoterapii srdce a při vyšetřeních zobrazovacími metodami,
- c) modifikuje diagnostický software pro interpretaci elektroencefalogramu, elektrokardiogramu a další konzultační a expertní diagnostické systémy.

(3) Biomedicínský technik se podílí pod přímým vedením klinického inženýra nebo klinického technika se specializovanou způsobilostí v oboru na

- a) výběru zdravotnických přístrojů, zejména hodnotí jejich vlastnosti ve vztahu k poskytované zdravotní péči,
- b) koncipování kompletů zdravotnických technologií,
- c) obsluhu zdravotnických přístrojů pro mimotělní oběh,
- d) hodnocení a klinických zkouškách zdravotnických přístrojů podle zvláštního právního předpisu.

(4) Biomedicínský technik nevykonává činnosti související s obsluhou těch částí radiologických zařízení, které jsou zdrojem ionizujícího záření, a činnosti vyhrazené osobám se zvláštní odbornou způsobilostí podle zvláštních právních předpisů.

**Biomedicínský inženýr** je zdravotnický pracovník způsobilý k výkonu zdravotnického povolání bez odborného dohledu po získání odborné a specializované způsobilosti. Odborná způsobilost k výkonu povolání biomedicínského inženýra se získává absolvováním

- a) akreditovaného zdravotnického magisterského studijního oboru pro přípravu biomedicínských inženýrů, nebo
- b) akreditovaného magisterského studijního oboru elektrotechnického zaměření a akreditovaného kvalifikačního kurzu biomedicínské inženýrství.
- c) modifikuje, případně vytváří diagnostický software pro interpretaci elektroencefalogramu, elektrokardiogramu a další konzultační a expertní diagnostické systémy,
- d) modifikuje, případně vytváří software pro zdravotnické informační systémy.

**Činnosti, které může vykonávat, jsou definovány v §3 a v §25 vyhlášky č. 424/2004 Sb.,** a jsou rozděleny na činnosti:

1. které vykonává bez indikace,
  2. které vykonává na základě indikace.
- (1) Biomedicínský inženýr vykonává činnosti podle § 3 odst. 2 a dále pod odborným dohledem klinického inženýra se specializovanou způsobilostí v oboru a bez indikace lékaře v souladu s diagnózou stanovenou lékařem pracuje se zdravotnickými přístroji, pokud svojí činností nemůže přímo ovlivnit zdravotní stav pacientů. Přitom zejména

- a) zabezpečuje údržbu, technický stav, opravy a servis zdravotnických přístrojů podle zvláštního právního předpisu,
- b) organizuje a koordinuje externí technické služby související s provozem zdravotnických přístrojů,
- c) vybírá zdravotnické přístroje z hlediska jejich vlastností ve vztahu k poskytované zdravotní péči,
- d) kalibruje kritické bloky zdravotnických přístrojů, modifikuje základní programové nastavení těchto přístrojů podle konkrétních potřeb pracoviště nebo pacientů,
- e) provádí technické instruktáže pracovníků a v případě potřeby odborný dohled v oblasti obsluhy zdravotnických přístrojů a bezpečnosti práce,
- f) podílí se na vývoji a zhotovení zdravotnických přístrojů nebo jejich doplňků, případně je sám zhotovuje,
- g) podílí se na klinickém hodnocení a klinických zkouškách a jejich statistickém hodnocení podle zvláštních právních předpisů,
- h) vyhodnocuje případy selhání a nežádoucí příhody zdravotnických přístrojů, včetně jejich evidence a dokumentace podle zvláštního právního předpisu a zajišťuje jejich prevenci.

(2) Biomedicínský inženýr pracuje pod odborným dohledem klinického inženýra se specializovanou způsobilostí v oboru na základě indikace lékaře a v souladu s diagnózou stanovenou lékařem se zdravotnickými přístroji i v těch případech, kde svojí činností může přímo ovlivnit zdravotní stav pacientů. Přitom zejména

- a) obsluhuje zdravotnické přístroje pro mimotělní oběh krve,
- b) zajišťuje technickou asistenci při elektrofyzilogických vyšetřeních, impulzoterapii srdce a při vyšetřeních zobrazovacími metodami,

(3) Biomedicínský inženýr nevykonává činnosti související s obsluhou těch částí radiologických zařízení, které jsou zdrojem ionizujícího záření, a činnosti vyhrazené osobám se zvláštní odbornou způsobilostí podle zvláštních právních předpisů.

Do doby získání specializované způsobilosti biomedicínský inženýr pracuje ve zdravotnickém zařízení pod odborným dohledem pracovníka způsobilého k výkonu povolání bez odborného dohledu, z toho prvních 6 měsíců pod jeho přímým vedením.

Za výkon povolání biomedicínského inženýra se považuje činnost v rámci diagnostické a léčebné péče ve spolupráci s lékařem.

Zde je nutno zdůraznit, že u biomedicínského technika se předpokládá taková pregraduální příprava, že některé činnosti může rovnou po absolvování vykonávat bez dozoru. U biomedicínského inženýra se předpokládá pregraduální příprava podstatně více teoreticky zaměřená, takže samostatnou činnost může vykonávat až po specializační přípravě (obdobně jako lékaři).

**Výkonem povolání jiného odborného pracovníka** se rozumí provádění činností, které přímo souvisejí s poskytováním zdravotní péče. Činnosti, které jsou součástí výkonu zdravotní péče, vykonává jiný odborný pracovník pouze pod odborným dohledem nebo přímým vedením v rozsahu stanoveném prováděcím právním předpisem a jako zaměstnanec zdravotnického zařízení. Odborná způsobilost k výkonu povolání jiného odborného pracovníka technické profese se získává absolvováním:

- akreditovaného magisterského studijního programu uskutečňovaného vysokou školou ve studijním oboru elektrotechnického zaměření,
- akreditovaného bakalářského studijního programu uskutečňovaného vysokou školou ve studijním oboru elektrotechnického zaměření,
- vyšší odborné školy ve studijním oboru elektrotechnického zaměření,
- střední odborné školy ve studijním oboru elektrotechnického zaměření.

Jiný odborný pracovník získá odbornou způsobilost k výkonu zdravotnického povolání absolvováním specializačního vzdělávání nebo akreditovaného kvalifikačního kursu. Činnosti, které může vykonávat jiný odborný pracovník, jsou definovány v §41 a v §46 vyhlášky č. 424/2004 Sb.

## 5. Získávání specializované způsobilosti

Činnosti **klinického technika se specializovanou způsobilostí** jsou definovány v §102 vyhlášky č. 424/2004 Sb.:

(1) Klinický technik uvedený v § 103 až 108 pro získání specializované způsobilosti vykonává činnosti podle § 19 a ve spolupráci s klinickým inženýrem organizuje a metodicky řídí činnost zdravotnických i jiných odborných pracovníků v oboru své specializace při poskytování diagnostické a léčebné péče při použití zdravotnických přístrojů. Přitom zejména bez odborného dohledu a bez indikace

- a) instruuje členy týmu v oblasti své specializace,
- b) hodnotí kvalitu poskytované péče, tj. prováděných činností, prostředí i dokumentace,
- c) podílí se na výzkumu, zejména identifikuje činnosti vyžadující změnu v postupu, provádí výzkum zaměřený na odhalení příčin nedostatků v poskytované péči, vytváří podmínky pro aplikaci výsledků výzkumu do klinické praxe na vlastním pracovišti i v rámci oboru,
- d) zavádí nové metody do běžného provozu,
- e) spolupracuje na technických otázkách při získávání (akvizici) klinických informačních systémů,
- f) podílí se na tvorbě preventivních opatření vycházejících z vyhodnocování případů selhání zdravotnických přístrojů,
- g) připravuje standardy specializovaných postupů v rozsahu své způsobilosti,
- h) vede specializační vzdělávání v oboru své specializace.

(2) Klinický technik nevykonává činnosti související s obsluhou těch částí radiologických zařízení, které jsou zdrojem ionizujícího záření, a činnosti vyhrazené osobám se zvláštní odbornou způsobilostí podle zvláštních právních předpisů.

§ 103 až 108 rozlišují následující kategorie klinických techniků: klinický technik pro analýzu a zpracování biosignálů, klinický technik pro diagnostické zdravotnické přístroje, klinický technik pro laboratorní zdravotnické přístroje, klinický technik pro diagnostické zobrazovací zdravotnické přístroje, klinický technik pro terapeutické zdravotnické přístroje, klinický technik-perfuziolog.

Činnosti **klinického inženýra se specializovanou způsobilostí** jsou definovány v §132:

(1) Klinický inženýr uvedený v § 133 až 138 pro získání specializované způsobilosti bez odborného dohledu vykonává činnosti podle § 35 v oboru své specializace a organizuje, metodicky řídí a dohlíží v oboru své specializace na činnost zdravotnických i jiných odborných pracovníků při poskytování diagnostické a léčebné péče s využitím zdravotnických přístrojů. Přitom vykonává činnosti podle § 102 a dále zejména

- a) identifikuje činnosti vyžadující změnu v postupu, provádí výzkum zaměřený na odhalení

příčin nedostatků v oboru specializace, provádí výzkum, vývoj a zhotovení zdravotnických přístrojů nebo jejich doplňků,

- b) vytváří podmínky pro aplikaci výsledků výzkumu do klinické praxe na vlastním pracovišti i v rámci oboru, podílí se na klinickém hodnocení a klinických zkouškách podle zvláštního právního předpisu<sup>14)</sup>,
- c) vede specializační vzdělávání v oboru své specializace,
- d) vypracovává standardy specializovaných postupů v rozsahu své způsobilosti.

(2) Klinický inženýr nevykonává činnosti související s obsluhou těch částí radiologických zařízení, které jsou zdrojem ionizujícího záření, a činnosti vyhrazené osobám se zvláštní odbornou způsobilostí podle zvláštních právních předpisů.

§ 133 až 138 rozlišují následující kategorie klinických inženýrů: klinický inženýr pro analýzu a zpracování biosignálů, klinický inženýr pro diagnostické zdravotnické přístroje, klinický inženýr pro laboratorní zdravotnické přístroje, klinický inženýr pro diagnostické zobrazovací zdravotnické přístroje, klinický inženýr pro terapeutické zdravotnické přístroje, klinický inženýr -perfuziolog.

**Specialista v organizaci a řízení zdravotnictví** po získání specializované způsobilosti bez odborného dohledu vykonává činnosti koncepčního charakteru související s řízením a organizací zdravotní péče. Přitom se zejména podílí na

- a) tvorbě cílů, strategie a politiky organizace, na řízení a organizaci zdravotnického zařízení,
- b) řešení systémových otázek poskytování zdravotní péče, tvorbě a realizaci zdravotní politiky a návaznosti zdravotní a sociální péče,
- c) tvorbě a aplikaci koncepce svého oboru v praxi,
- d) analýze a interpretaci statistických údajů týkajících se poskytování zdravotní péče a zdravotního stavu obyvatel a plánuje budoucí potřebu zdravotnických služeb,
- e) zavádění systému hodnocení kvality a bezpečnosti zdravotní péče a jejího kontinuálního zvyšování,
- f) personální činnosti a organizaci dalšího vzdělávání,
- g) zajišťování plnění právních předpisů a standardů týkajících se činnosti zdravotnických zařízení.

## 6. Požadavky na studijní programy

Minimální požadavky na studijní programy k získání odborné způsobilosti k výkonu nelékařského zdravotnického povolání stanoví vyhláška č. 39/2005 Sb., která byla vytvořena MZ ČR v dohodě s MŠMT ČR. Tato vyhláška zpracovává příslušné předpisy Evropských společenství a upravuje minimální požadavky na studijní programy, jejichž studiem se získává odborná způsobilost k výkonu nelékařského

zdravotnického povolání. Tyto minimální požadavky jsou seznamem teoretických a praktických oblastí nezbytných pro výkon regulované činnosti.

Odborná způsobilost k výkonu nelékařského zdravotnického povolání se získává absolvováním akreditovaného studijního programu, akreditovaného vzdělávacího programu, vzdělávacího programu kursu nebo specializačního programu. Vedle teoretické a praktické výuky v příslušném oboru musejí být vyučovány předměty, ve kterých studenti získají znalosti a dovednosti v etice zdravotnického povolání v oboru, v administrativních činnostech ve zdravotnictví, v organizaci a řízení zdravotní péče, v základech podpory a ochrany veřejného zdraví, v první pomoci a zajišťování zdravotní péče v mimořádných a krizových situacích, v právních souvislostech poskytování zdravotní péče.

§19 podrobně definuje požadavky na studium v programu vedoucím k získání odborné způsobilosti k výkonu povolání **biomedicínského technika**. Teoretická výuka poskytuje znalosti lékařských základů, v technických oborech a souvisejících oborech (management zdravotnické techniky, technické právní předpisy). Nedílnou součástí výuky je praktické vyučování, včetně odborné praxe ve zdravotnických zařízeních.

§26 podrobně definuje požadavky na studium v programu vedoucím k získání odborné způsobilosti k výkonu povolání **biomedicínského inženýra**. Teoretická výuka poskytuje znalosti lékařských základů, v technických oborech a souvisejících oborech (management zdravotnické techniky, technické právní předpisy). Tato výuka předpokládá předchozí elektrotechnické vzdělání, tedy znalost matematiky, fyziky, teoretické elektrotechniky, elektroniky, elektrického měření, teorie elektromagnetického pole a programování. Nedílnou součástí výuky je praktické vyučování, včetně odborné praxe ve zdravotnických zařízeních.

## 7. Závěr

Schválení zákona 96/2004 Sb. a všech navazujících vyhlášek a nařízení vlády má celou řadu důsledků jednak pro pregraduální studium, tak i pro postgraduální a celoživotní vzdělávání. Biomedicinští technici a inženýři, kteří budou pracovat v rezortu zdravotnictví, budou začleněni do podobného systému dalšího vzdělávání a doškolování pro získání specializované způsobilosti, v jakém jsou dnes školeni lékaři.

Při tvorbě učebních plánů v pregraduálním vzdělávání je nutné řídit se požadavky jak Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy ČR, tak i požadavky vyplývajícími ze zákona 96/2004 Sb. a zejména vyhlášky č. 39/2005 Sb., která stanoví minimální požadavky na vzdělávací programy ke způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání. Kursy v postgraduálním a celoživotním vzdělávání

se řídí již pouze zákonem 96/2004 Sb. a příslušnými vyhláškami MZ ČR.

## Poděkování

Autoři se podíleli na přípravě některých výše uvedených právních dokumentů. Tato práce shrnuje zkušenosti získané při výuce a výzkumu v oblasti biomedicínského inženýrství. Práce L. Lhotské je podporována výzkumným záměrem č. MSM 68407712 "Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II".

## HARMONIZACE VZDĚLÁVÁNÍ V BIOMEDICÍNSKÉM INŽENÝRSTVÍ V EVROPSKÉ UNII

Lenka Lhotská

*Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická,  
Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika  
E-mail: lhotska@fel.cvut.cz, Phone: +420 224353933, Fax: +420 224311081*

**Summary** The aim of the paper is to inform about European activities focused on harmonization of education in the field of biomedical engineering. The main activity is realization of the BIOMEDEA project (Biomedical Engineering Preparing for the European Higher Education Area), whose task is to help universities prepare and possibly modify educational programs in biomedical engineering in such a way that they correspond not only to present, but also to future requirements of practice. The ultimate goal is establishing Europe-wide consensus on guidelines for the harmonisation of high quality biomedical engineering programmes, their accreditation and certification.

**Abstrakt** Cílem příspěvku je seznámit s evropskými aktivitami směřujícími k harmonizaci vzdělávání v oblasti biomedicínského inženýrství. Hlavní aktivitou je realizace projektu BIOMEDEA (Biomedical Engineering Preparing for the European Higher Education Area), který má za úkol pomoci univerzitám připravit a případně modifikovat vzdělávací programy v biomedicínském inženýrství tak, aby odpovídaly nejen dnešním, ale i budoucím potřebám praxe. Konečným cílem je dosažení celoevropského konsensu na doporučeních pro harmonizaci vysoce kvalitních programů biomedicínského inženýrství, jejich akreditaci a certifikaci.

### 1. Úvod

Cílem projektu BIOMEDEA (Biomedical Engineering Preparing for the European Higher Education Area), iniciovaným profesorem Joachimem Nagelem a EAMBES (European Alliance for Medical and Biological Engineering and Sciences), je harmonizace vzdělávání v oblasti biomedicínského inženýrství (BMI) v Evropě. Má pomoci univerzitám připravit a případně modifikovat vzdělávací programy v biomedicínském inženýrství tak, aby odpovídaly nejen dnešním, ale i budoucím potřebám praxe.

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

Cílem projektu je podporovat tuto iniciativu prostřednictvím organizování seminářů pro všechny partnery zabývající se vzděláváním v oblasti biomedicínského inženýrství. Záměrem těchto

pracovních seminářů je vytvořit návrh a následně dojít ke shodě na evropských doporučeních pro harmonizaci vysoce kvalitních vzdělávacích programů v oblasti biomedicínského inženýrství, jejich akreditaci a pro certifikaci, pro kontinuální vzdělávání pracovníků pracujících v systémech zdravotní péče. Dodržování těchto doporučení zajistí mobilitu ve vzdělávání a zaměstnání a také potřebnou bezpečnost pro pacienty. Cílovými skupinami pro rozšiřování výsledků projektu budou evropské univerzity, akreditační komise, poskytovatelé zdravotní péče, studenti, ENQA (the European Association for Quality Assurance in Higher Education) a také politici.

V rámci IFMBE (International Federation for Medical and Biological Engineering) byl vytvořen ad hoc výbor pro evropské aktivity. Ten se ujal úkolu vytvořit kritéria pro čisté a interdisciplinární programy biomedicínského inženýrství v novém evropském rámci harmonizovaných vzdělávacích programů v jednom a dvou cyklech. Aby bylo možné uznat akreditaci na mezinárodní úrovni, vychází z ambiciózních, ale široce akceptovaných kritérií. Vytvořená doporučení IFMBE poskytuje svým evropským členským národním společnostem, evropským univerzitám a dalším vzdělávacím institucím, které nabízejí programy BMI. Tato doporučení představují jednotný návod pro uvedení učebních plánů do souladu s potřebnou mezinárodní harmonizací vyššího vzdělávání, pro zajištění a další zkvalitnění evropského vzdělávání v BMI, pro možnost srovnání evropské kvalifikace a stupně vzdělání v BMI. Mají také přispět k mobilitě ve

vzdělávání, praktické výuce a zaměstnání. Záměrem těchto doporučení je přispět k harmonizaci vzdělávání v BMI v Evropě, a tak umožnit srovnání rozličných existujících programů. Dále zaměřují pozornost institucí vyššího vzdělávání a vládních vzdělávacích autorit na podstatný obsah vzdělávání BMI a tak podporují evropskou konkurenceschopnost v této dynamické disciplíně.

## 2. Potřeba kvalifikovaných odborníků

V několika uplynulých desetiletích se medicína a zdravotní péče vyvinuly do vysoce specializovaného technologického odvětví. Nabízí nezměrné možnosti pro prevenci, diagnostiku a léčbu nemocí. Tento vývoj je umožněn díky průlomům v genetice a molekulární biologii, podporovaným novými inženýrskými realizacemi třídímního (lékařského) zobrazování s vysokým rozlišením, novými (bio)materiály a biomechanikou, minimálně invazivní chirurgií s využitím robotů, umělými orgány, automatizací laboratorního výzkumu, bioinformatice, informačních a komunikačních technologiích a mnoha dalších biomedicínských inženýrských inovací. Moderní zdravotní péče již není doménou samotných lékařů. Závisí na všestranných multidisciplinárních týmech, ve kterých biomedicínské inženýry hrají důležitou roli.

Medicínské a biologické inženýrství a vědy (Medical and Biological Engineering and Sciences - MBES) jsou také hlavním zdrojem průmyslové diverzifikace s velkým potenciálem být katalyzátorem, zesilujícím vytváření nových průmyslových směrů a vznik mnoha nových firem, které se v celé Evropě vyvíjejí relativně pomalu.

Protože pokračující vývoj technologických aspektů lékařské praxe je více méně dán, potřebují nemocnice více specializovaného personálu, tj. klinických inženýrů pro celou řadu činností, např. pro výběr velkých zařízení (např. lékařské zobrazovací systémy), pro zacvičení klinického personálu pracujícího s informačními a dalšími počítačovými systémy (např. na jednotce intenzivní péče, při klasifikaci lékařských záznamů) a dalšími složitými technologickými zařízeními, pro řízení složitých systémů a údržbu.

Jako důsledek vývoje v průmyslu a systémech zdravotní péče rapidně vzrůstá potřeba takových vzdělávacích systémů, které budou poskytovat potřebné lidské zdroje a zajistí kvalitu vzdělávání a zaškolení na takové úrovni, která splní požadavky zaměstnavatelů, včetně nároků na bezpečnost pacienta v procesu poskytování zdravotní péče. Je nutné vytvořit základní rámec pro akreditaci programů MBES, certifikaci biomedicínských/klinických inženýrů a pokračující vzdělávání (celoživotní

vzdělávání) jako tří důležitých aspektů zajištění kvality. Zatímco na jedné straně existují přísné předpisy pro lékařské fyziky pracující v radiologických odděleních, na druhé straně ve většině zemí každý, kdo se prohlásí za klinického inženýra, může pracovat ve stejně bezpečnostně citlivém prostředí bez jakékoliv nutnosti prokázat jakoukoliv specifickou kvalifikaci.

Evropská harmonizace programů vyššího vzdělávání, prerekvizita mobility studentů a učitelů, je důležitým politickým cílem EU. Protože MBES je mladá disciplína, která se rozvíjí tak rychle, že dnes není žádná evropská univerzita schopna sama pokrýt všechny oblasti MBES, je pro studenty důležité, aby si mohli vybrat specializaci v MBES podle svého výběru bez ohledu na to, odkud přicházejí.

Na rozdíl od tradičních akademických disciplín, kde se během mnoha desetiletí došlo ke shodě o nutném obsahu programů vyššího vzdělávání a požadované kvalifikaci profesionálů, MBES jako rychle se rozvíjející disciplína dosud tuto možnost neměla. V současnosti více než 200 univerzit, polytechnik, akademií a dalších institucí v Evropě nabízí vzdělávací programy v MBES na všech akademických úrovních. Ty jsou ale na mezinárodní úrovni velmi málo koordinovány z hlediska obsahu a požadovaných výstupních kvalifikací. Až donedávna nebyla k dispozici úplná informace o tom, které instituce nabízejí tyto programy a jaké programy to jsou. Proto není překvapením, že boloňská iniciativa nastartovala aktivity v rámci komunity MBES, které podporují evropskou oblast vyššího vzdělávání v oboru i tím, že prozkoumávají problematiku harmonizace vzdělávacích programů, specifikují přitom požadované minimální kvalifikace a vytvářejí kritéria pro efektivní řízení kvality.

## 3. Projekt BIOMEDEA

Aktivity IFMBE, jejích evropských členských společností a velkého počtu evropských univerzit, které se zabývají oblastí MBES, k nimž se připojila aliance EAMBES, začaly v roce 1999. V roce 2003 byla založena aliance evropských národních a transnárodních společností z iniciativy IFMBE. Ta se angažuje v projektech, jejichž cílem je vytvoření vyčerpávající studie stavu vzdělávání a výzkumu v MBES v Evropě, mapující komunitu MBES, vyvíjející doporučení pro harmonizované vzdělávání a školení v MBES, a vytvářející kritéria pro akreditaci programů MBES v Evropě.

BIOMEDEA s podporou všech expertů, společností a institucí, které byly hnací silou dosavadních aktivit, má za cíl sjednotit a koordinovat tato přípravná úsilí, využívající dostupné synergie pro

přinesení různých iniciativ k úspěšnému výstupu, tudíž připravit vytvoření evropského prostoru vyššího vzdělávání v oblasti lékařského a biologického inženýrství a věd tak, aby z výsledku profitovaly univerzity, studenti a v neposlední řadě celá společnost.

Cílem projektu je připravit a v mezích možností prostřednictvím partnerů vytvořit evropský prostor vyššího vzdělávání se zlepšeným zajištěním kvality, tj. akreditace vzdělávacích programů a certifikace klinických inženýrů, tudíž zajišťující transnárodní mobilitu ve vzdělávání, školení (kursech) a zaměstnání. Zajištění kvality vzdělávání a školení v MBES je také přímo spojené s otázkami kvality zdravotní péče. Zaměstnavatelé je tak poskytnuta jistá záruka, že zaměstnanec má potřebné vzdělání, školení, zácvik a odpovídající zkušenost. Podobně i uživatelé služby, tedy pacienti, je tak poskytnuta jistá záruka, že ti, kteří poskytují službu, pracují efektivně a jsou kompetentní.

Cílem projektu BIOMEDEA je dosažení celoevropského konsensu na doporučeních pro harmonizaci vysoce kvalitních programů MBES, jejich akreditaci a pro certifikaci či dokonce registraci a pokračující vzdělávání profesionálů pracujících v systémech zdravotní péče, prostřednictvím organizace tří seminářů, na kterých budou taková doporučení vytvářena a nakonec schválena po pečlivé přípravě, vycházející ze vstupů všech relevantních partnerů. Dodržování těchto doporučení zajistí mobilitu ve vzdělávání a zaměstnávání, lepší konkurenceschopnost v evropském biomedicinském průmyslu, stejně jako potřebnou bezpečnost pacientů, a tudíž přispěje ke zdraví a dobrému stavu obyvatel Evropy. Cílovými skupinami pro diseminaci výsledků budou evropské univerzity, tvůrci politických rozhodnutí, ENQA, akreditační orgány, studenti a poskytovatelé zdravotní péče.

Transnárodní mobilita ve vzdělávání, školení, zácvik a zaměstnání je nezbytným cílem Evropské unie. Takové mobility je však těžké dosáhnout, protože existují různé národní praktiky ve vzdělávání, školení (kursech) a zaměstnání a uznávání výstupů a akreditace.

Pro zvýšení výhod akreditace biomedicinských inženýrů je základní, že jsou nastaveny struktury umožňující komparabilitu, kompatibilitu a vzájemné uznávání stupňů vzdělání v BMI. Musejí být vytvořena schémata pro národní hodnocení kvality a akreditace tam, kde dosud neexistují, a musejí být harmonizována, tj. musejí splnit taková kritéria, která vytvoří evropská komunita BMI na nadnárodním základě a která budou všemi odsouhlasena.

I když je akreditace v BMI extrémně důležitá a přímo se vztahuje k otázkám kvality zdravotní péče, je definování mezinárodně přijatelných kritérií,

minimálních požadavků a kompetencí značně náročným úkolem. Obtíže vyplývají z velké diverzity částečně nekompatibilních vzdělávacích systémů, ale také z výjimečnosti mladé, vysoce dynamické disciplíny biomedicinského inženýrství, která nabízí celé spektrum různých kvalifikací a směrů, vztahujících se k různým inženýrským specializacím, a která jako část takzvaných věd o živé přírodě zasahuje daleko do sousedních oborů, jako jsou medicína, biologie a biochemie. K problému se ještě přidává fakt, že existuje mnoha zavedených akademických programů v rámci klasických inženýrských disciplín nabízejících specializaci v BMI na různých úrovních kvalifikace nebo kompetence.

Harmonizovaná evropská akreditace umožní diverzitu programů biomedicinského inženýrství a zajistí kvalitu a transparentnost vzdělávání. Akreditace založená na obecně přijímaných kritériích zajistí dodržení vytvořených minimálních požadavků všemi programy bez ohledu na vzdělávací systém a organizaci instituce vyššího vzdělávání. Akreditace podpoří rozvoj a neustálé zlepšování vzdělávání v biomedicinském inženýrství.

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

#### 4. Cíle a koncepty doporučení IFMBE

Tato doporučení specifikují kritéria pro akreditaci, včetně kvalifikačních programů, stupňů vzdělání, minimálních požadavků z hlediska kompetencí, organizačních požadavků, akademických pracovníků a kvality výuky, administrativy, zdrojů a vybavení, a dopady těchto kritérií na akreditační proces, zvláště na začleněné evaluační procedury. Doporučení byla vytvořena ad-hoc výborem IFMBE pro evropské aktivity ve spolupráci s evropskými univerzitami, polytechnikami a zástupci biomedicinského průmyslu a poskytovatelů zdravotní péče.

Principy evaluace programů BMI obsahují specifický požadavek, a sice že členové auditorského týmu jsou jmenováni po konzultaci se společností BMI, aby se zajistilo, že osoby zodpovědné za akreditaci jsou seznámeny s kritérii a principy, jsou přesvědčeny o opodstatněnosti, a jsou schopny vzít v úvahu všechny specifické aspekty vzdělávání v BMI.

Kritéria se používají na čisté programy BMI a na všechny interdisciplinární programy, ve kterých je

podíl komponent BMI v učebních plánech větší nebo přinejmenším stejně velký jako podíl ostatních disciplín v plánech. IFMBE doporučuje, aby jádro BMI ve všech programech bylo modelováno v souladu s těmito kritérii.

Prezentovaná kritéria mají přímý vztah ke studiu v jednom a dvou cyklech, formulovaných v Boloňské deklaraci, zejména bakalářské a magisterské programy, ale lze je použít i pro většinu „dlouhých programů“ (pětiletých).

Kritéria by měla být definována tak, aby vytvořila základ pro jednotnou akreditaci v celé Evropě. Na druhé straně by měly být zachovány specifické profily programů na jednotlivých univerzitách. Proto doporučená kritéria obsahují mandatorní a volitelné kompetence. Specifikovaný objem volitelných kompetencí je mandatorní. S adekvátním zdůvodněním mohou být nahrazeny vybrané kompetence ekvivalentními kvalifikačními elementy.

Tato doporučení jsou v podstatě omezena na ty otázky, které jsou specificky spojené s BMI. Obecné otázky, které jsou stejně relevantní pro všechny programy ve vědách, inženýrství a technologii, jsou zahrnuty jen do té míry, do jaké mají speciální důležitost pro BMI.

IFMBE oslovuje svými doporučeními:

- všechny vládní autority zodpovědné za vyšší vzdělávání a akreditace, na evropské i národní úrovni;
- akreditační komise všech evropských zemí;
- Evropskou síť pro zajištění kvality (ENQA);
- asociaci evropských univerzit;
- konfederace evropských rektorských konferencí;
- všechny evropské členské společnosti IFMBE a její divize;
- všechny profesní a odborné společnosti zabývající se oblastí BMI a klinického inženýrství;
- European Federation of National Engineering Associations (FEANI);
- průmysl, nemocnice a systémy zdravotní péče, které jsou zodpovědné za zaměstnávání biomedicínských inženýrů.

Doporučení jsou aplikována na tři různé typy programů:

- Typ 1: Programy BMI s obecným modulem BMI přinejmenším 65% a integrovanou menší částí s aplikačně specifickou volbou v BMI.
- Typ 2: Programy BMI s obecným modulem BMI přinejmenším 50% a větší částí s aplikačně specifickou volbou (ne nutně BMI, takové jako management lékařské techniky, klinické inženýrství, lékařská informatika, lékařská fyzika, mikrosystémové technologie, apod.), nebo se silnou orientací na jednu z aplikačních voleb v BMI.

- Typ 3: Interdisciplinární programy s modulem BMI, který je vyvážen s ne-BMI specializacemi (kombinace jako kybernetika a BMI v biokybernetickém programu, elektrotechnika nebo strojní inženýrství plus BMI, biofyzika, apod.).
  - Typ 4: BMI je pouze druhý předmět v magisterském programu.
  - Typ 5: Školení (kursy, zácvik).
  - Typ 6: Kontinuální vzdělávání (evropská iniciativa celoživotního vzdělávání)
- Typy 4-6 nejsou v tomto příspěvku diskutovány.

## 5. Cíle vzdělávání a minimální požadavky

Obecným cílem vzdělávání v oblasti BMI v programech majících jeden nebo dva cykly na neuniverzitních vysokých školách a polytechnikách je aplikačně orientované studium. Pro univerzitní programy je obecným cílem vědecky založené studium orientované na teoretické základy oboru. Navíc musejí studenti získat:

- obecné znalosti a návyky (kreativní myšlení, schopnosti pro interdisciplinární práci, management technologií, manažerské a ekonomické schopnosti, řízení kvality) a
- sociální znalosti (schopnost týmové práce, profesionální etika, kulturní, sociální, ekonomické a politické dopady technologie).

Bakalářský program musí poskytnout široké spektrum odborných znalostí a základy potřebné pro příslušné profese. Absolventi musejí být schopni používat vědecké výsledky a koncepty řešení problémů v praktických aplikacích. Dále by vzdělání v bakalářském programu mělo absolventům umožnit úspěšně pokračovat v magisterském studiu (i na jiné univerzitě, i v jiné zemi).

Magisterský program, jako navazující na bakalářský, musí vést k získání hlubších odborných znalostí. Cílem je, aby absolventi uměli používat vědecké metody a jejich výsledky byli schopni použít při řešení obtížných a komplexních problémů BMI jak v praktických aplikacích, tak ve výzkumu.

## Poděkování

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

## Literatura

<http://www.bmt.tue.nl/biomedea/about.htm>  
(30.6.2005)



## NEW STUDY BRANCH „BIOMEDICAL TECHNOLOGIES“ AFTER FIRST YEAR OF STUDY

J. Černohorský<sup>a)</sup>, M. Penhaker<sup>a)</sup>, H. Sochorová<sup>b)</sup>, P. Tiefenbach<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> VŠB – Technical university of Ostrava, FEI, K455, 17. listopadu 15, Ostrava – Poruba, 708 3, Czech republic

<sup>b)</sup> University of Ostrava, Medico–Social faculty, Syllabova 19, Ostrava, 700 30, Czech republic

e-mail: jindrich.cernohorsky@vsb.cz, Phone: +420 5 9732 3136, Fax : +420 5 9 732 3138

**Summary** The new bachelor branch Biomedical technologies combines technical and socio-healthcare study branches into a new study branch accredited in year 2003 and now proceeding at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science of the VSB - Technical University of Ostrava. The humanity lessons are taught and guaranteed by the Medico–Social faculty of the University of Ostrava and the technical lessons by the VSB- Technical University of Ostrava. This paper presents several aspects concerning both the creation of the biomedical technologies study program as the combination of the technical and health courses and also the legislative views that introduce new requirements in this process that have to be respected in the students interests.

**Abstrakt** Nový bakalářský studijní obor je akreditován na VŠB – TU Ostrava a na výuce se rovným dílem podílí také Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity. Navrhovaný studijní program má mezioborový charakter a bude zajišťován kvalifikovanými vyučujícími obou univerzit. Výuka předmětů humanitních, které se na fakultě ani technické universitě nevyučují je zajištěna katedrami Zdravotně sociální fakulty Ostravské university. Navrhovaný studijní program má tedy do značné míry mezioborový charakter a bude zajišťován kvalifikovanými vyučujícími obou univerzit. Tento článek prezentuje několik aspektů, které se zaměřují na vytvoření studijního oboru biomedicínské technika jako na kombinaci technických a zdravotnických požadavků a současně zahrnuje legislativní pohled, který vytváří nové požadavky na tento proces vzdělávání, a současně je zmíněn prospěch a respektování zájmů student.

### 1. Introduction

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

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

### 2. Conception of study

The bachelor program "Biomedical technologies" combines both technical courses and socio-health and medical courses. The classes are taught at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science and at the Medico–Social Faculty of the University of Ostrava respectively. Thus, the branch has an inter-disciplinary character and qualified teachers from both universities have become involved in its realization.

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

### 3. Conception of interdisciplinary study

The preparation of the bachelor interdisciplinary program Biomedical Technologies (BMT) began already in year 2002 along with the transformational and developmental project of the Ministry of Education for youth and physical education of the Czech Rep (CZ). Groundwork for accreditation was prepared for this project and in year 2003 this branch was accredited by an accreditation committee of the Ministry of Education CZ as another study branch of

International Conference “Trends in Biomedical Engineering”  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

the educational program Electrical Engineering, Telecommunications and Computers. At that time a law had not yet been passed that had to do with the existence and influence of non-medical staff in the public health work force because the government was waiting for further changes in legislation resulting from the Czech Republic's entrance into the EU. This law was therefore passed a year later as number 96/2004 of the Statute Book on non-medical staff in healthcare.

This law defines, for the first time, the term lifelong learning in healthcare and exchanged activities, which are perceived as lifelong education. This law also modified the process of obtaining certification to work without a supervisor, which until then supervision was a requirement for this field of work. Detailed conditions are specified in the edict 423,424/2004 of the Statute-Book under the government number of 463/2004 of the Statute-Book, which applies to the sector of specialized education and selected employees with specialized professions. These edicts are part of the administered law regulation, which defines an altogether new standing of technical staff in the healthcare system. It has been shown that because of an increasing amount of sophisticated health diagnostic, laboratory and therapeutic machines, there is an increasing need for qualified technical staff without skilled supervision. These edicts have a strong impact on branches such as Biomedical Technologies and Biomedical Engineering, which are explicitly discussed and cited in relation with standard professions like “Biomedical Technician“ or “Biomedical Engineer“ in which the graduates will find employment.

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

The edicts require the following criteria in order to acquire qualifications as a Biomedical Technician:

- The obtainment of the Biomedical Technician title is possible after studying in the accredited (by Ministry of Healthcare!) bachelor program in the standard time of a minimum of three years.
- From this, practical classes must make up at least 600 semester hours in the case that they are taken as part of daily study program as opposed to long distance studies.
- The program must provide knowledge and skills according to the edict number 424/2004 of the Statute-Book that gives the requirements for healthcare workers and other specialized workers.
- The program must include basic general theoretical and practical classes:

a) The theoretical education must provide the following knowledge:

- Basic knowledge in anatomy, physiology and pathology for programs that supply basic services for the performance of technical health care.
- In technical programs; knowledge in signal and image processing (introduction to the theory of signal processing, analysis and interpretation of biosignals and biomedical sensors), in equipment health care instruments (knowledge in basic electrical circuits, diagnostic, therapeutic, laboratory and complex healthcare equipment and visual systems in clinics), in informatics and cybernetics (basic knowledge in statistics, support of computer diagnostics, telemedicine, information systems in health care, introduction to the theory of simulation and modeling ), in electro technical subjects (knowledge in math, physics, theoretical electrotechnics, electronics, electrical measurements and programming).
- Technical law and norms that apply to healthcare, in management of health care technology and the basics of scientific methodology in scientific research.

b) The practical classes must provide the following skills and knowledge:

- In classes that take place in school laboratories and in healthcare centers.
- A minimum of 50 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use diagnostic healthcare equipment.
- A minimum of 30 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use therapeutic healthcare equipment.
- A minimum of 20 hours of practical classes must take place in healthcare workplaces that use laboratory healthcare equipment.

To show how in year 2003 accreditation for the BMT program corresponds with the required edict number 39/2005 of the Statute-Book, we will show some statistic information from this program.

#### 4. Statistical data about BMT

Classes, both theoretical and practical, are taught by two universities; by the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science at VŠB-TU Ostrava and by the Medico-Socio Faculty at the University of Ostrava. The faculty of Electrical Engineering and Computer Science, makes up 54,3% of total hours and provides technical and language classes with the exception of Latin. Among the required classes are Math I and II, Physics, Optical Electronics, Biophysics, Electrical Circuits, Signal Analysis, Basic Computer Skills, Measurement and Processing of Data, Information Systems in Healthcare, Sensors in Biomedicine,

International Conference “Trends in Biomedical Engineering”  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

Electronic Instruments technique, Electronic Instruments Measurement and Monitoring and Control Systems. Another class that is required that belongs to two semester practical classes is the Healthcare Electronic Equipment class that consists of basic and specialized healthcare technique, including its clinical application according to individual medical fields. The Electrical Engineering and Computer Science department offers optional courses in Biocybernetics and Biotelemetry.

The Medico-Socio faculty provides required classes in healthcare such as First Aid, Basics of Anatomy, Physiology, Pathology, Psychology, Chemistry and Biology, Work Hygiene and Epidemiology, Microbiology and Immunology. Also included in the required courses are Ethics in Healthcare, Management and Operations in Healthcare, Healthcare Law, Marketing in Healthcare, Public Healthcare, Security, and Latin and Specialized Terminology. Other required classes are courses focused on practical therapeutic and diagnostic technique. In this area are included classes such as Clinical Propedeutics, Technique in Diagnostic Sickness in Internal and Surgery Sectors, Healing Technique in Radiotherapy and Nuclear Medicine in Healthcare Equipment. Furthermore, the Medico-Socio faculty offers optional courses such as Audiometry, Rehabilitation Methods and Technique, Equipment Technique and Compensation Aids for the Handicapped, Examining Methods and Equipment Technique in Optometry, Civilization Diseases and Physical Body Workload Risks.

A very important part of the program is the related specialized workplace classes taken place at healthcare clinics that make up 120 hours, which over qualifies the norms according to the edict number 39/2005 of the Statue-Book. In their first year, students complete 14 daily practical classes in the area of Technique in Diagnostics of Disease and in the second year, they complete similar practical courses in Technique in Therapy of Disease. Thus the Socio-Medico department classes of the University of Ostrava make up 45,7% of the total program.

Statistics that are more detailed (number of credits and hours taught) in relation to the healthcare and technical courses of the BMT program are shown in the following table, Table 1.

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

Type of subject	Electrical (Technical)		Health (Humanity)		Others specialized subjects	
	Hours	Lecture/exercises	Hours	Lecture/exercises	Hours	Lecture/exercises
1	476	252/224	294	168/126	70	42/28
2	448	252/196	196	140/56	56	42/14
3	209	77/132	242	110/132	44	44/0
Total	1133	581/552	732	418/314	170	128/42
Percent [%]	48,8	24/23,8	31,5	18/13,5	7,2	5,4/1,8

Here are 22 (35,5%) electro-technical classes and 26 (42%) healthcare classes, language classes are 3 (5%) and the rest of the classes from both departments are 11 (17,5%). From the semester hour point of view, technical classes make up 1133 hours (48,8%) and healthcare classes make up 732 hours (31,5%). Language classes make up 126 hours (5,5%) and other classes make up 170 hours (7,2%). The remaining classes, professional practice at the clinical workplace, make up 120 hours (7%). This statistic is calculated from all the classes offered, in practice the overall number of credits is smaller because students choose a limited number of optional credits so that they will complete the requirement of 180 optional credits during the program.

The Biomedical Technologies inter-disciplinary program was commenced in the school year of 2004/2005. Entrance exams were successfully accomplished by 48 students, 39 students registered and 36 students began studying. After the first semester 32 students continued study; of that, 23 men and 9 women. Only after the 31st of September will we know how many students will continue studying the program. Around 59 students are applying into the first year of the next school year and there are 45 places open according to the present capacity of the school including consideration of realistic capacities of practical classes. In this area the Faculty Hospital of Ostrava-Poruba is providing excellent groundwork and support for the program.

## 5. Profile and enforce of graduate

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

Currently, graduates can find employment most often as assistances in clinical healthcare, in equipment security and in operating healthcare equipment. They can also find employment in firms that work with healthcare equipment and technique, in healthcare management and administrative functions such as technical operations, in the instalment and operation of modern healthcare documentation and also currently, in developmental research in healthcare equipment.

In order to obtain a certificate to practice in the profession without skilled supervision, the Ministry of Health needs to accredit the program. The structure and contents of the new bachelor study field Biomedical Technologies conforms to legislative requirements and all graduates of these

biomedical professions are ready to practice in the profession in accordance with newly accepted legislative requirements.



Fig. 1. Logo of the new bachelor study branch "Biomedicine technology".

## 6. Quality management system on FEEC

The Biomedicine Technical program was established in agreement with the goals of the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science in terms of quality in operations. The faculty is a holder of the ISO 9001 certificate, as the 1st academic institute in Czech Republic. The administrative system of the faculty is first and foremost oriented toward the needs of the customer. Our main customer in this context is not only the student but also the state and present and future employers. In the case that programs are of a similar nature to Biomedical Technologies or Biomedical Engineering, the legislative activities of the state clearly declare the interest of the state and also the interest of a large portion of employers. Here therefore are also created conditions in the interest of the student, conditions that will enable the graduate to find work and lifelong employment and also further opportunity for education and specialization in the given field. This program appeals to new group of students, students that are interested in both specialized technical fields and healthcare, which represents a strong motivation challenge on the side of the student. In the same area, the challenge is on the side of both faculties: to prepare and realize a new prospective branch of study through cooperation so that this new branch will be realized and become more and more prospective while using technology in healthcare.



Fig. 2. Logos of Management system used on FEECs

## 7. Summary and perspective

This new bachelor branch was successfully accredited in year 2003. The education in this branch started in the winter semester of the academic year 2004/2005. In the year 2004 the Czech Republic passed a law, number 96/2004 of the Statute Book, about non-medical sanitary professions. Detailed conditions and requirements for obtaining the certificate for practice of profession without skilled supervision was subsequently modified in the regulation number 423/2004 and 39/2005 of the Statute Book and in the decree number 463/2004 of the Statute Book. These legislative changes have a strong impact on branches like biomedical technology, respectively, biomedical engineering.

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

After the completion of the bachelor program, the graduates have an opportunity to continue their studies in the master program that is taught at VSB - Technical University of Ostrava at the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science in the area of "Measurement and Control of Technology in Biomedicine". After the completion of the master program, a doctoral program is offered in Technical Cybernetics.

## Acknowledgement

This project was supported by the faculty internal project, "Biomedical engineering systems".

## References

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

**ANALÝZA VÝSLEDKOV TROJROČNEJ VÝUČBY PREDMETU INFORMAČNÉ  
SYSTÉMY V MEDICÍNE NA ELEKTROTECHNICKEJ FAKULTE ŽILINSKEJ  
UNIVERZITY**

**ANALYSIS OF RESULTS OF THE THREE-YEARS TEACHING OF THE SUBJECT  
„INFORMATION SYSTEMS IN MEDICINE“ ON THE FACULTY OF THE  
ELECTRICAL ENGINEERING OF UNIVERSITY OF ZILINA**

Michal Weis, Elena Kukurová, Eva Kráľová

*Ústav lekárskej fyziky a biofyziky, Lekárska fakulta UK, Sasinkova 2/III, 813 72 Bratislava*

**Anotácia** Analýza výsledkov trojročnej výučby predmetu Informačné systémy v medicíne v letnom semestri 4. ročníka študijného odboru Biomedicínske inžinierstvo na EFŽU podporuje profesionálny názor pedagógov v multidisciplinárnom zložení. Didakticky správne zvolená štruktúra obsahovej náplne predmetu umožňuje dynamické interaktívne vstupy nových vedeckých poznatkov. Prieskum medzi študentmi podporuje využitie progresívnych didaktických foriem a prostriedkov výučby, akými sú problémovo postavená (100%) a projektová výučba (100%) s podporou informačných a komunikačných technológií (IKT.)

**Summary** Analysis of results of the three-years teaching of the subject „Information systems in medicine“ in the summer semester of the 4<sup>th</sup> year of the study branch Biomedical engineering on the Faculty of Electrical Engineering of University of Zilina supports the professional opinion of teachers from many branches. The didactically correct structure of the subject content enables dynamic interactive inputs of new scientific knowledge. The monitoring among students supports the use of progressive didactic forms and ways of teaching such as problem-based (100%) and teaching in projects (100%) with support of information and communication technologies (ICT).

## Úvod

Globálna intenzifikácia zdravotníckych služieb je úzko spojená nielen so zvyšovaním nárokov na rozvoj materiálových, fyzikálnych, informačných a komunikačných technológií, ale o i. aj s nárokmi na zvýšenie úrovne informačnej gramotnosti používateľov z radov absolventov verejných vysokých škôl technického a humanitného zamerania. Uvedené fakty si v neposlednom rade vyžadujú otvárať netradičné smery štúdia aj na Slovensku. Na rozhraní storočí sa otvoril takýto odbor na Žilinskej univerzite. Je to odbor biomedicínske inžinierstvo (BMI). Od akademického roku 2002/2003 autori v ideálnom zložení multidisciplinárneho pracovného tímu inžinier, lekár, prírodovedec participujú na jeho curricule vzdelávania výučbou predmetu „Informačné systémy v medicíne“, a to v letnom semestri 4. roč. BMI v rozsahu 52 výučbových hodín (26/26).

Určujúcim faktorom obsahovej náplne predmetu sú: aktualizácia požadovaných IKT v rezorte zdravotníctva a porovnateľnosť s rovnako zameranými výučbovými bázami na Slovensku i v zahraničí. Predmet Informačné systémy v medicíne tvorí súčasť curricula viacerých študijných odborov v rozličných variantoch. Na Strojníckej fakulte TU v Košiciach v rámci študijného programu biomedicínske inžinierstvo je informatika súčasťou predmetu Biomedicínske inžinierstvo I. Na Fakulte elektrotechniky a komunikačných technológií VUT

v Brne je v 2. ročníku magisterského štúdia voliteľný odborový predmet Zdravotnícke informačné systémy. Zaoberá sa aplikáciami medicínskych informačných systémov (MIS) v zdravotníckych zariadeniach s hierarchiou a štruktúrou MIS/NIS (analogia nemocničných informačných systémov) a prostriedkami ochrany dát. Na ČVUT v Prahe v 1. ročníku bakalárskeho študijného programu Biomedicínska a klinická technika je zaradený predmet Technické prostriedky počítačov a počítačových sietí a v 2.ročníku Internet a zdravotnícka informatika. Podobne je to i na Univerzite v Gente. V odbore Biomedical and Clinical Engineering sa predmety Hospital Management a Medical Informatics vyučujú v 2. ročníku magisterského štúdia programu Biomedical Technology. Na II. Fakulte systémového inžinierstva Polytechnickej univerzity v Miláne v odbore Biomedicínske inžinierstvo sa taktiež vyučujú predmety podobného zamerania. V Aachene a vo Viedni v súčasnosti môžu v rámci mobility a využívania kreditového systému ECTS študenti a absolventi BMI EF ŽU využívať praktickú stáž a postgraduálne štúdium. Spoločným znakom výučby predmetov zameraných na štúdium IKT je taká didaktická štruktúra, aby umožňovala dynamické interaktívne vstupy nových vedeckých poznatkov. Obsahovú náplň diskutovaného predmetu tvoria tri problémové okruhy:

- *Všeobecné charakteristiky štruktúry funkčnosti a nedostatkov v zmysle zdrojov vzniku porúch*

*informačných systémov v jednotlivých typoch zdravotníckych zariadení na Slovensku a v zahraničí, ich porovnávanie a smery vývoja.*

- *Základy projektovania lokálnych zdravotníckych informačných systémov s využitím databázových zdrojov a tvorba archívov.*
- *Varianty nemocničných informačných systémov z hľadiska ich systémovej homogenity v SR v porovnaní s EU.*

Zabezpečenie výučby vyžaduje prepracovanú technickú dokumentáciu aj v elektronickej forme. Vytvárajú sa tým ideálne podmienky pre mobilných študentov ako zdroj pre samoštúdium, účasť na riešení a tvorbe teleprojektov a v neposlednom rade na využívaní e-learningovej formy štúdia [1,2]. E-learningové technológie umožňujú nielen uľahčenie prístupu študentov k študijným prameňom v ktoromkoľvek čase dňa, ale najmä možnosť individuálneho výberu úrovne náročnosti odborného textu primerane k svojim vedomostiam [1,3,4].

## Materiál a metodika

V priebehu troch akademických rokov vzrástol reálny počet študentov z pôvodných 8 v akad. r. 2002/2003 na dnešných 19, a tým sa zvýšila aj náročnosť na výber didaktických foriem a prostriedkov výučby. Zabezpečenie študijných prameňov v elektronickej podobe umožnilo klasickú prezenčnú výučbu skombinovať s problémovo orientovanou a projektovou formou výučby (tab.1) [5,6].

Samostatný, tvorivý prístup študentov k štúdiu tak podporujú dva druhy semestrálnych projektov, z ktorých jeden je zameraný na elektronickejšiu prezentáciu odbornej tematiky z oblasti lekárskej prístrojovej techniky a fyzikálnych metódik.

Na webovej stránke <http://bmisk.wz.cz/> sú uverejnené prezentácie študentov BMI, vytvorené v rámci práce na prvom projekte (napr. fonendoskop, magnetická rezonancia, srdcové arytmie, biofotonika, gastroenterológia, glaukómová ambulancia, detské záchranné vozidlá, ARO, kardiostimulátor, obrazová diagnostika, stomatologická ambulancia, PET, použitie titánu v medicíne, katetrizácia srdca). Druhý, záverečný

projekt tvorí súčasť hodnotenia študenta na skúške. Obsahuje konkrétne návrhy topológie lokálnej siete v učiteľom zadefinovaných podmienkach zdravotníckych zariadení, organizáciu distribúcie dát a návrh koncepcie nemocničného informačného systému NIS. Uvádzame príklady námetov spracovaných riešiteľskými tímami: Návrh počítačovej siete pre zdravotnícke zariadenie. Študenti podrobne rozpracovali jednotlivé kapitoly, ako napr. nemocničný informačný systém - klinická a zdravotnícka starostlivosť, finančné a ekonomické úseky, manažment, charakteristika zdravotníckeho zariadenia, návrh počítačovej siete - popis lokálnej siete, výhody použitia servera, topológia lokálnych sietí, prvky lokálnych sietí – prenosové prostriedky pre LAN, aktívne prvky, sieťová karta, rozdelenie sietí podľa typu, štruktúrovaná kabeláž, použitý hardvér a cena, technické vybavenie počítačov, technické požiadavky na server, sieťový softvér, otázky bezpečnosti, metódy ochrany dát - priame zabezpečenie pripojenia na internet, výhody a nedostatky firewallu, zabezpečenie servera, zabezpečenie pri prihlasovaní do siete, ochrana komunikačných portov.

Ďalším riešeným projektom bola Topológia siete vybraného zdravotníckeho zariadenia (poliklinika - Bratislavská, Žilina). Projekt obsahoval teoretické informácie o počítačových sieťach, rozdelenie sietí, analýzu plánov nemocnice, schémy, návrh siete, hardvérové časti, finančnú analýzu lokálnej siete, návrh zostavy pre jednotlivé ambulancie, špecifikáciu servera, návrh softvéru pre jednotlivé počítače.

Z profesionálneho hľadiska nás zaujímalo, aká je účinnosť štyroch overovaných didaktických prístupov (klasický, problémovo orientovaný, projektový, dištančný). Predpokladali sme, že študenti uprednostnia nové formy výučby, ktoré sa používajú už niekoľko desaťročí najmä v USA. Na overenie našich predpokladov sme použili anonymný dotazník s možnosťou voľných odpovedí. Dotazník sme zadali študentom dvakrát, a to prvý raz v priebehu semestra a druhýkrát po ukončení výučby. Cieľom bolo získať spätnú väzbu zistením, do akej miery sú študenti pripravení individuálne si rozširovať okruh poznatkov využitím didaktických foriem dištančného vzdelávania a akú váhu

Tab.1 Prehľad účasti študentov BMI na riešení semestrálnych projektov

Akademický rok	Počty študentov	Samostatne riešené semestrálne projekty	Spoločne riešené semestrálne projekty	Počet spoluriešiteľov spoločného projektu
2002/2003	8	4	2	2
2003/2004	7	2	1	5
2004/2005	19	0	3	6

prisudzujú, vzhľadom na očakávaný rozsah nadobudnutých vedomostí, odlišným formám prístupu k ich osvojeniu si. Ako tieto výsledky korelujú s našimi odbornými zámermi v súlade s aplikáciou postulátov teórie vyučovania v praxi?

## Výsledky

Porovnávali sme výsledky získané od respondentov [n = 18], ktorých priemerné ohodnotenie na skúške v akad. r. 2004/2005 1,44 (B – veľmi dobrý) z anonymernej ankety zadanej počas semestra (A) a jeho ukončenia (B).

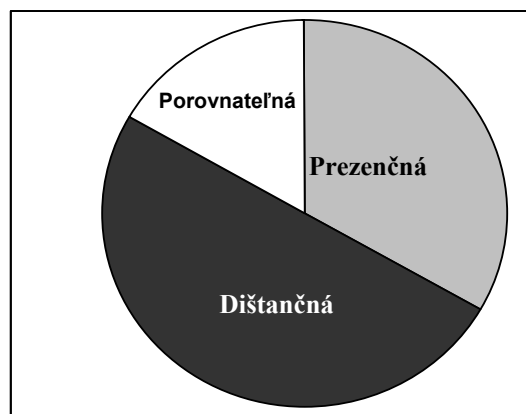
Výsledky A:

- Dištančnú formu výučby by v budúcnosti z 18 študentov podporilo 9. Piaty študenti naopak by podporili prezenčnú formu výučby, 4 študenti boli toho názoru, že jedna i druhá forma je vhodná.
- Pri výučbe by študenti privítali viac informácií zameraných na ich budúcu prax, viac učebnej literatúry a odborných materiálov, konkrétnejšie riešenie problémov týkajúcich sa architektúry a topológie sietí LAN.
- Podporujú názor venovať menej času práci s internetom. Uvítali by preinštalovanie operačného systému v počítačoch laboratória na fakulte.

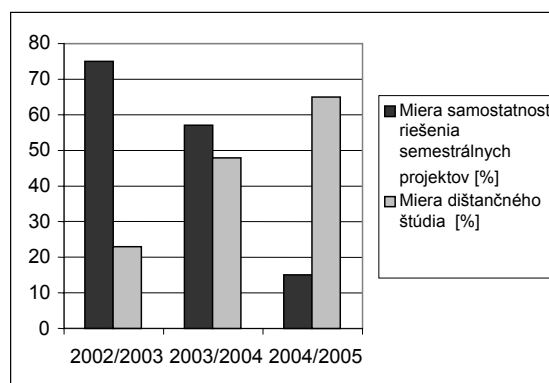
Výsledky ankety B (obr.1,2):

- *Prezenčná výučba* – študenti zdôrazňovali jej výhody spočívajúce v priamej komunikácii s vyučujúcim, okamžitú možnosť doplnenia informácií v prípade neporozumenia prednášanej látky. Osobný kontakt s vyučujúcim pokladajú za viac motivujúci. Je možná operatívna možnosť konzultácia k semestrálnym projektom.
- *Dištančnú formu výučby* – považujú študenti najčastejšie ako štúdium menej ohraničené sylabami predmetu, oceňujú možnosť samostatnejšieho prístupu k štúdiu a uprednostnenie záujmových tém už počas štúdia. Efektívnejšie sa využije voľný čas a jeho plánovanie na štúdium. Táto forma poskytuje väčšiu flexibilitu a racionálne využitie času pri práci na semestrálnych projektoch.
- Spracovanie semestrálnych projektov ako výsledok problémovo postavenej projektovej výučby a ich obhajobu v rámci skúšky hodnotili všetci 18-ti študenti pozitívne. Tému projektu i spôsob spracovania pokladali za zaujímavé, zorientovali sa pri vyhľadávaní odborných informácií na internete. Nadobudli nové zručnosti nielen na prezentáciu svojich

výsledkov, ale i z hľadiska prípravy na vypracovanie diplomových prác.



Obr.1: Uprednostnenie jednotlivých foriem štúdia študentmi (n=18)



Obr.2: Miera samostatnosti riešenia semestrálnych projektov v spojitosti s dištančnou formou štúdia

## Záver

Trojročná osobná skúsenosť s prípravou odborníkov v akomkoľvek odbore vo výučbe podporných predmetov je pomerne krátka doba na vytvorenie definitívnych záverov o vhodnosti niektorého z uvedených didaktických prístupov, prípadne ich optimálnej kombinácie s cieľom motivovať študentov tak, aby oni sami cítili potrebu získať čo najviac vedomostí, znalostí a zručností. Výsledky prieskumu, výsledky skúšok i názory vyučujúcich sa jednoznačne zhodujú v tom, že treba presadzovať progresívne metódy výučby, akými sú problémovo postavená projektová výučba s podporou IKT. Rozvíja tvorivosť, samostatnosť a cieľavedomosť študentov schopných pracovať v tíme. To im umožní zorientovať sa v náročnej konkurencii na trhu práce s absolventmi iných vysokých škôl doma i v zahraničí.

### Literatúra

- [1] Kukurová, E., Weis, M.: *Lekárska fyzika a biomedicínska informatika pre integrovanú výučbu v schémach minútovej bázy znalostí*, Asklepios, Bratislava 2004, ISBN:80-7167-073-1, 73 s.
- [2] Kráľová, E., Pekníková, M., Trnka, M.: *Zdravotnícke informačné zdroje na internete*, Bratislava, Wango, 2004, 154 s., ISBN 80-85623-78-1.
- [3] <http://biofyz.weis.sk>
- [4] Kasal, P., Svačina, Š., a kol.: *Lékařská informatika*, Karolínium, Praha 1998, 543 s., ISBN 80-7184-594-9
- [5] Kukurová, E., Kráľová, E., Ferencová, E.: *Projektová výučba. Sborník abstrakt XXVIII. Dny lékařské biofyziky*. Brno: Masarykova univerzita, ČR, s. 53-54. ISBN 80-210-3695-8.
- [6] Kukurová, E., Kráľová, E., Bergendi, L., Traubner, P.: *Európske netradičné metódy vysokoškolskej výučby modifikované na naše podmienky z pohľadu pedagóga*. Martin: JLF UK, Olomouc: LFUP, s. 668-672. ISBN 80-88866-32-4.

Uvedené výsledky sú súčasťou GP VEGA MŠSR:  
1/237/03.



## LINEAR FEEDBACK ANALYSIS OF CARDIOVASCULAR SYSTEM USING SEISMOCARDIOGRAM

J. Holčík, P. Smrčka, M. Kohut, M. Jiřina,

Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, nám. Sítňá 3105, 27201 Kladno, Czech Republic

E-mail: holcik@fbmi.cvut.cz, Phone: +420 312 608 213, Fax: +420 312 608 204

**Summary** The paper deals with an analysis of relationship between heart rate described by a sequence of cardiac interbeat intervals and mechanical activity of heart represented by a sequence of systolic forces. Both the quantities were determined from seismocardiograms recorded from healthy subjects under two different experimental conditions. The method of the linear feedback baroreflex approach originally developed in [1], [2] and [3] was applied for the analysis. Different character of obtained results in comparison to those described in [1], [2] or [3], is explained by differences between frequency properties of the recorded sequences of the systolic forces and values of systolic blood pressure.

**Abstrakt** Článek popisuje metodu analýzy vztahů mezi veličinami popisujícími řízení srdeční činnosti (reprezentované posloupností intervalů mezi jednotlivými srdečními stahy) a mechanickou odezvou srdce charakterizovanou posloupností hodnot systolických sil generovaných srdcem v jednotlivých srdečních cyklech. Obě posloupnosti byly určeny ze seismokardiografického signálu zaznamenaného ze zdravých osob za dvou různých experimentálních podmínek. Pro výpočty byla použita metodika lineární zpětnovazební analýzy baroreflexu, původně vyvinutá a popsána v [1], [2] a [3]. Odlišný charakter získaných výsledků je vysvětlován rozdíly mezi frekvenčními vlastnostmi zaznamenaných posloupností systolických sil a hodnot systolických tlaků v jednotlivých srdečních cyklech.

### 1. Introduction

Quality of cardiovascular function and control is usually evaluated by means of so called baroreflex sensitivity defined in various ways, but most often as a ratio of Fourier transforms of sequences of RR intervals  $R(\omega)$  and systolic blood pressures  $P(\omega)$ . If it is the case, the baroreflex sensitivity equation is

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

It is either evaluated for the whole frequency range from 0 Hz to about 0.5 Hz, its part, or at the particular frequency (e.g. 0.1 Hz). The eq. (1) represents frequency characteristic of a linear open loop system with information about the blood pressure at its input and values of RR interval at output. In fact, the cardiovascular control system contains complicated feed backs that are realised in

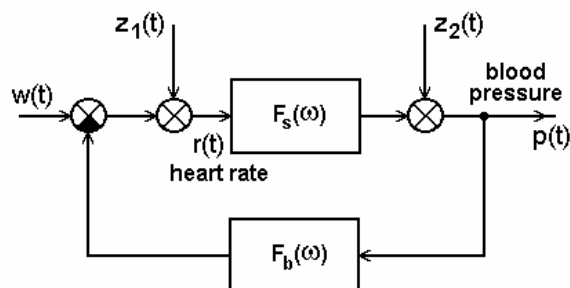


Fig.1. Block diagram of the linear feedback model of cardiovascular control mechanisms

cardiovascular system (CVS) at local level, and/or in neural system at global level.

In [1], [2] and [3], we designed and described an alternative approach for explaining the relationship between electrical control of heart (represented by a sequence of RR intervals) and the mechanical response of the cardiovascular system (described by the sequence of the systolic blood pressure values) by means of linear feedback model of the cardiovascular system control (Fig.1). In the block diagram, the block  $F_s$  in direct branch represents properties of the cardiovascular system and the block  $F_b$  properties of its neural control. Typical shapes of transfer function modules for patients with normal findings are shown in Fig. 2, where the system  $F_s$  transmits the signal components typically rather at lower frequencies and in turn maximum of a normal function  $|F_b(\omega)|$  usually lies

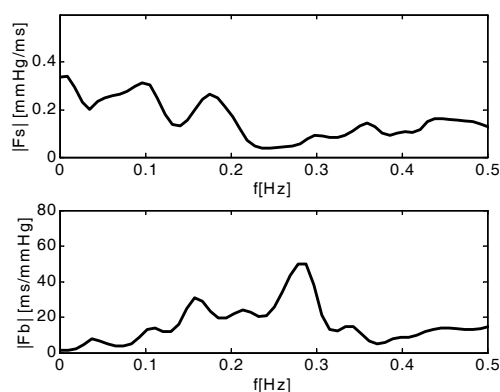


Fig.2. Modules of the typical transfer functions  $F_s(\omega)$  and  $F_b(\omega)$  (normal person)

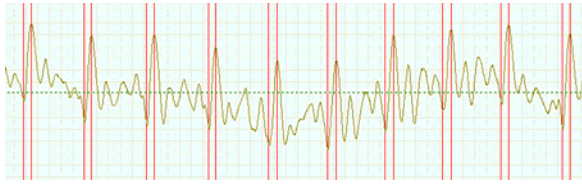


Fig.3. Example of seismocardiographic signal with reference points (minimum and maximum value) in every heart cycle

in interval between 0.1 and 0.3 Hz.

Unfortunately, continuous measurement of blood pressure curve sometimes predetermines conditions of an examination and can limit the character of measuring. That is why the approach was rather modified to use information provided by a seismocardiogram.

## 2. Methods

Seismocardiogram (SCG) (e.g. [4], [5], Fig.3 and 4) is a record of cardiac vibrations as they affect the entire body. It provides a convenient and relatively reliable measure of left ventricular systolic and diastolic performance both at rest and immediately after exercise. It is shown that the seismocardiogram contains clearly defined points associated with the cardiac cycle that are correlated to various phenomena as the mitral valve closure, aortic valve opening, onset of rapid ejection, aortic valve closure, mitral valve opening that can be recognized in simultaneously recorded M-mode and Doppler echocardiograms. In the absence of heart disease, the seismocardiogram recorded at a rest state remains stable over a period of at least three months. There is a recognizable normal seismocardiogram that is altered by chronic left ventricular dysfunction, including myocardial infarction and dilated cardiomyopathy. The seismocardiogram can be used to measure instantaneous heart rate and systolic force developed by heart ventricles. The interbeat intervals are determined as time between two successive J waves in the seismocardiographic signals and the beat systolic force is proportional to value usually calculated as [5]

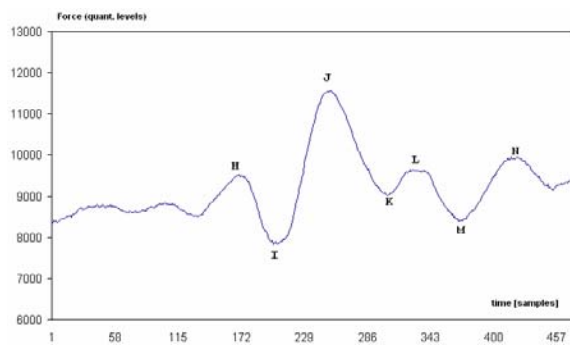
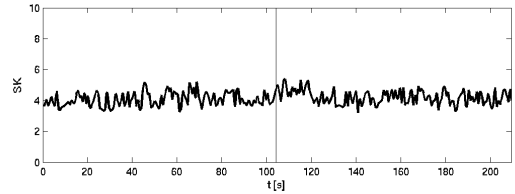
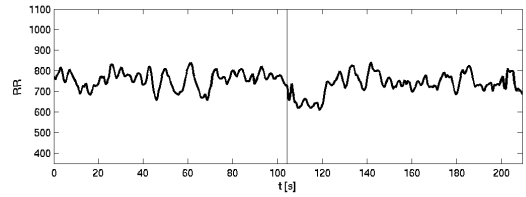
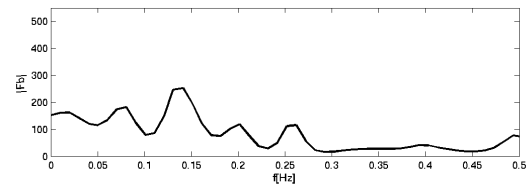
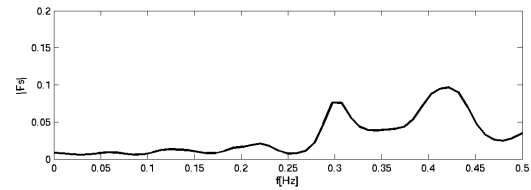


Fig.4. Seismocardiographic signal of one cardiac cycle with characteristic waves



a)



b)

Fig.5. Results of the rubber ring experiment - a) time sequences of the interbeat intervals (RR) and systolic forces (SK), the vertical line separates the rest and active

$$F_s = \frac{\Delta_{FHI} + \Delta_{FIJ} + \Delta_{FJK}}{3} \quad (2)$$

where  $\Delta_{FHI}$  is a difference between values of the signal at the top of H wave and minimum of I wave,  $\Delta_{FIJ}$  is a difference between extremes of I and J waves, and finally,  $\Delta_{FJK}$  is a difference between extremes of J and K waves.

The pilot study data were measured from 4 healthy males, age from 27 to 35 years, under two different experimental set-ups. First, seismocardiogram was recorded in sitting rest position for about 3 minutes. Then an intensive grasp at rubber rings in both hands for 10 seconds followed. Final phase of the experiment was again a rest of about 3 minutes. Second experiment started with a 3 minutes long rest followed by sinking both hands of the examined person into cold water (cca 8 °C) for about 1.5 minute. The experiment ended by rest of about 3 minutes as in the previous case.

Sequences of interbeat intervals and values of systolic forces were determined from the recorded seismocardiograms (Fig.5 and Fig.6). The values of the parameters were linearly interpolated, regularly resampled by a sampling frequency of 4 Hz and module frequency responses of the subsystems  $F_s$

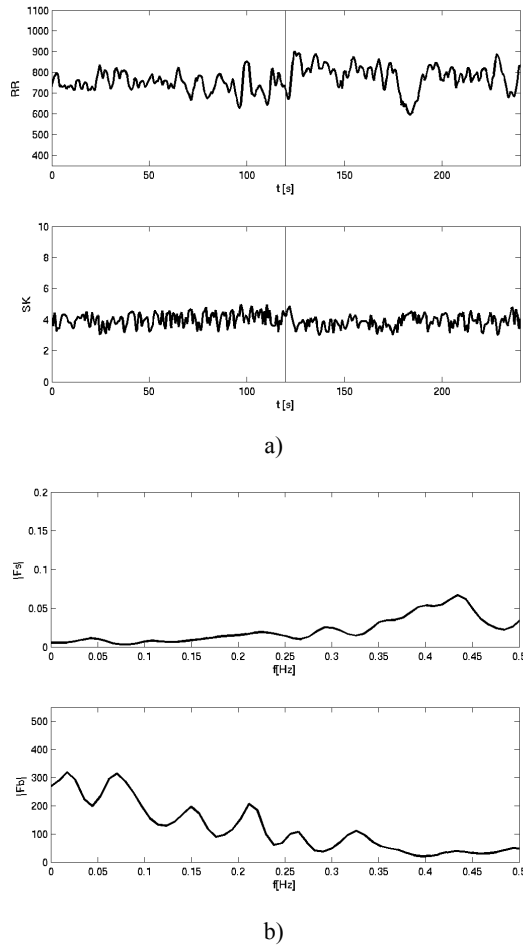


Fig.6 Results of cold water experiment - a) time sequences of the interbeat intervals (RR) and systolic forces (SK), the vertical line separates the rest and active

and  $F_b$  were computed according to the following formulas [1], [2]

$$F_s(\omega) = \frac{F_0(\omega)}{R_0(\omega)}, \quad (3)$$

$$F_b(\omega) = \frac{R_2(\omega) - R_0(\omega)}{F_0(\omega) - F_2(\omega)}. \quad (4)$$

where  $R_0(\omega)$  and  $F_0(\omega)$  are Fourier transforms of sequences of the interbeat intervals and systolic forces measured at rest (about 2 minutes) and  $R_2(\omega)$  and  $F_2(\omega)$  are transforms of the sequences measured during and after the external stimulation. Frequency transforms of both measured sequences have been estimated by the unconditioned least square parametric method [6] that despite some of its shortcomings proved to be the most robust method relatively independent on content of various disturbing phenomena influencing the patient examinations. Meaning of both the subsystems stays the same as in case when values the systolic blood

pressure were used, that is  $F_s$  describes properties of the cardiovascular system and  $F_b$  more or less properties of its control by central nervous system.

### 3. Results and Discussion

Typical signals recorded during the described experiments are displayed in Fig.5a and Fig.6a. It can be seen that both the maneuvers evoked relatively well visible response of heart rate. The systolic force response was usually not so well recognizable as that of heart rate.

The computed frequency characteristics of both the partial systems  $F_s$  and  $F_b$  (Fig.1) are presented in Fig.5b and Fig.6b. Typically, the system  $F_s$  in the direct branch of the model transmits better frequency components from the higher half of the frequency band. The cut-off frequencies differ for the different examined persons, from 0.25 Hz to about 0.4 Hz. However, it can be said that the cut-off frequencies were approximately the same for each person examined under both the experimental conditions. On the contrary, the subsystem  $F_b$  in the feedback transmits better components of lower frequencies. It seems that the cut-off frequency of the  $F_b$  low pass filter is approximately the same as that of the high pass system  $F_s$ . Again, it is valid that the cut-off frequency can differ for examined persons but it is equivalent for each person and both the experimental conditions.

If the described shapes of the frequency responses are compared with the results of our previous feedback baroreflex analysis published in [1], [2] and [3] (see also Fig.2) we can find important discrepancies. While the frequency response of the  $F_s$  system in [1], [2] or [3] more amplifies lower frequency components for healthy subjects, the character of this frequency response described here is quite reverse. This fact cannot result from rather plain response of systolic force to the stimuli, because the characteristics of the system  $F_s$  are calculated from sequences recorded during rest phase of the experiments. Further, because the sequence of interbeat intervals is used in both the cases we can presume that the different shape of the response  $F_s(\omega)$  depends on a spectrum of the systolic force signal which should contain accentuated higher frequency components than the signal derived from values of systolic blood pressure. The question is if these higher frequency components follow from the physiology of heart activity or if they are a consequence of some additional parasitic process running in heart or body or if it is caused by errors in measuring. This question cannot be probably answered now, yet.

Another problem is in a different shape of the  $F_b(\omega)$ . In [1]  $F_b(\omega)$  for healthy people was described as a frequency response of pass band system with the pass band from about 0.1 to 0.4 Hz. It means that

in comparison with results published before there is rather small difference between amplitudes of very low frequency components of systolic forces at rest and after the stimulation. If it is true, than it would be necessary to look for another experimental arrangement under which a response to the change of the examined person state would have differed from the rest signal at very low frequencies much more than under the condition described here.

#### 4. Conclusions

The method of the linear feed back baroreflex analysis was applied for analysis of electro-mechanical response of heart. The difference between obtained and expected shapes of the frequency responses of both the subsystems  $F_s$  and  $F_b$  used in the model can be explained by different properties of the systolic force signal both at rest and after the external stimulation.

#### Acknowledgement

The research was granted by the Research Programme of the Czech Technical University in Prague No. MSM 6840770012 „Transdisciplinary Research in the Field of Biomedical Engineering II“.

#### References

- [1] R. Hédl, J. Holčík, „*Dynamic Analysis of Cardiovascular System and Its Control by Means of a Linear Feedback Approach*“, *Lékař a technika*, **32**, No.5, p.131-136, (2001) (in Czech)
- [2] J. Holčík, R. Hédl, „*Analysis of Linear Feedback Model of Cardiovascular System Control During Sleep*“, CD-ROM Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CHICAGO. Paper No.WE-FXH-96, 4p, (2000)
- [3] J. Holčík, R. Hédl, „*Linear Feedback Analysis of the Cardiovascular Control*“, IFMBE Proc. 2<sup>nd</sup> European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC '02. Vienna, Part I, p.632-633, (2002).
- [4] J. M. Zanetti, D. M. Salerno, „*Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration*“, Proc. 4<sup>th</sup> Annual IEEE Symp. Computer Based Medical Systems, May 12-14, Baltimore, p. 4-9, (1991)
- [5] Z. Trefný et al., „*New Trends in Balistocardiography*“. *Measurement Science Review*, **3**, Sect. 2, p. 45-48, (2003)
- [6] J. G. Proakis, et al., „*Advanced Digital Signal Processing*“, New York, Macmillan Publ. Comp. (1992).

## EXPLANATION OF SOME FEATURES OF THE CARDIOVASCULAR CONTROL IN HORSES

P. Kozelek, J. Holcik

Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, nam. Sitna 3105, 27201 Kladno  
E-mail:kozelek@ubmi.cvut.cz, Phone: +420 312 608 213, Fax: +420 312 608 204

**Summary** Shortening of RR intervals is often associated with prolonging QT intervals in dynamic studies of the cardiovascular activity in horses. Causes of the relationship have not been explained neither in veterinary nor human medicine yet. Our simulation experiments explain that the heart ventricle activity is controlled by at least two phenomena. One of them is stimulating and the other inhibiting. The identified values of the model parameters denote that the control effects are supposed to be both nervous and humoral.

**Abstrakt** V EKG záznamech koní snímaných v dynamických experimentech bylo zjištěno, že při zkracování intervalů RR dochází v mnoha případech k současnému prodloužení intervalů QT. Příčiny tohoto jevu nebyly dosud vysvětleny ani veterinární, ani humánní medicinou. Z námi provedených simulačních experimentů vyplývá, že komorová aktivita srdce je řízena alespoň dvěma vlivy, z nichž jeden komorovou aktivitu stimuluje, druhý potlačuje. Hodnoty parametrů našeho modelu naznačily, že tyto vlivy mohou být jak nervového, tak hormonálního původu.

### 1. Introduction

Past studies on controlling the myocardium based on the cardiovascular system anatomy show that there are two mechanisms (stimulating and inhibiting) controlling performance of heart in organism. The task of our project was to describe mathematically the sympathetic (stimulating) and vagal (inhibiting) activities in a vegetative part of nervous system. Direct measurement of electrochemical activity of both branches would be very complicated considering practical reasons (invasive measurement; difficulties in connecting the measuring electrodes to the nervous fibres outside of laboratory environment etc.). Therefore, we decided to use data from indirect measurements through the activity of organs, which are controlled by the vegetative nervous system.

The anatomy of equine heart shows that open ends of vegetative nerves have a great density close to the sine node which is the basic source of electrical impulses in heart muscle and determines a heart rate. Thus sine node also determines the length of RR intervals in ECG. RR intervals can serve as an indirect indicator of common sympathetic and parasympathetic activity. In our work we assumed mutually independent activities of both branches. Two independent controlling mechanisms are fully described by two signals, therefore, we have to define another nervous activity indicator. There are open nervous ends of both vegetative branches in equine heart ventricles. That is why a suitable solution for defining another nervous activity indicator was choosing a sequence of QT intervals (time of spreading the electrical excitation through tissue of myocardium ventricles).

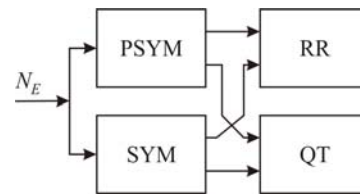


Fig. 1. Principle structure of the cardiovascular system control

Based on knowledge of the sequences of RR and QT intervals we designed a model of a myocardium control that could help to explain the causes of control mechanisms of the heart performance [4].

### 2. Experimental

Block diagram of the model structure is depicted in Fig. 1. As follows from our previous studies [1], [4] we used the formula

$$RR(t) = RR_{SAU} - k_{SR}N_S(t) + k_{PR}N_P(t) \quad (1)$$

for generating sequences of RR intervals.  $RR_{SAU}$  is a basic heart period of sine node and  $N_S$  and  $N_P$  represent sympathetic and parasympathetic activity levels.  $k_{SR}$ ,  $k_{PR}$  are multiplicative parameters that express levels of influence of each neural branch upon the duration of RR intervals. Similarly,

$$QT(t) = QT_0 - k_{SQ}N_S(t - \tau_{SQ}) + k_{PQ}N_P(t - \tau_{PQ}) \quad (2)$$

describes an equation generating QT intervals where  $\tau_{SQ}$  and  $\tau_{PQ}$  are delays in sympathetic and parasympathetic neural branches in heart ventricles

and  $k_{SQ}$ ,  $k_{PQ}$  are multiplicative parameters, similar to those in the eq. (1).  $Q_{T0}$  is a basic length of QT interval at neural ventricular blockade. Both the delays are connected with the finite velocity of nervous stimulation spreading.

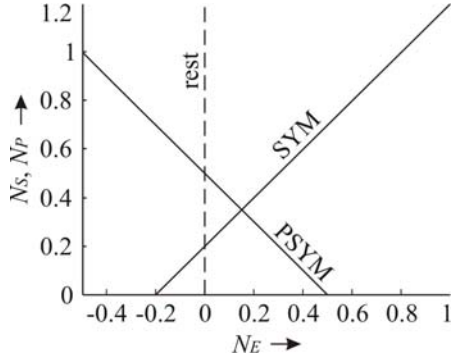


Fig. 2.: Sympathetic and/or parasympathetic sensitivities,  $N_S, N_P$

The aim of extending the described model was to find the internal structure of the subsystems SYM and PSYM (see Fig. 1) and their mutual relationship. The models for simulating static and dynamic properties of both the types of nerves fibres have structures depicted in Fig. 3, as published in [2] and [3]. First of all, it was necessary to describe sensitivity of the fibres on their stimulation represented by input signal  $N_E$ . In our model, we have used bottom-limited piecewise linear function (Fig. 2)

$$N_{S,P} = \begin{cases} a_{S,P}N_E + b_{S,P} & \text{if } N_E > -\frac{b_{S,P}}{a_{S,P}} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

where indexes "S" and/or "P" represent sympathetic and parasympathetic branch,  $a_{S,P}$  is the sensitivity coefficient. Inertia of the nerves is modelled by the first-order low-pass filter described by the frequency response

$$F(j\omega) = \frac{k}{T_X j\omega + 1} \cdot e^{-j\omega\tau_x} \quad (4)$$

where  $\omega$  represents a frequency,  $T_X$  is a time constant of the filter,  $\tau_x$  is a unit delay and  $k$  is a gain of filter. The inertia is associated with the limited delay in response of the cells to their excitation. Finally, the "time-delay" block  $t$  represents a final velocity of spreading of the excitation along nervous threads and/or heart tissue.

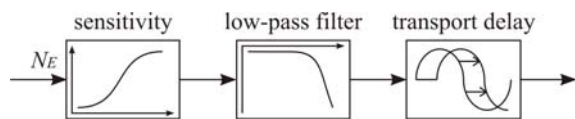


Fig. 3. Basic structure of nervous fibres' model

Input signal  $N_E$  represents response of the neural feedback to impulse stimulation. It is described as

$$N_E = \begin{cases} A \left[ \sin\left(\frac{2\pi}{T}(t-t_1) - \frac{\pi}{2}\right) + 1 \right], & \text{if } t_1 \leq t \leq t_1 + T \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (5)$$

where  $T$  is a duration of the input impulse and  $t_1$  represents its lag after some reference starting point.

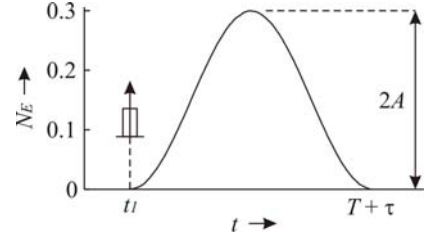


Fig. 4. Input signal  $N_E$

Fig. 5 shows a structure of the nervous heart control. It is based on the hypothesis that QT intervals are not controlled by the nervous activity only, but we can identify an indirect dependency of QT intervals on heart rate and its variability.

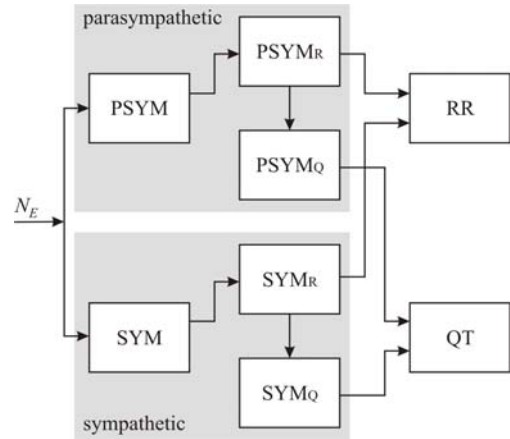


Fig. 5. Detail structure of nervous control

### 3. Results

The simulation results have been compared to 4 most representative sets of experimental data. The criterion for choosing records was noiseless signal with considerable changes in the sequences of RR and QT intervals as responses to impulse stimulation. The aim of the work is to define properties of controlling subsystems, we have identified some of the model parameters as time constants of the filters ( $T_{SRp}$ ,  $T_{PRp}$ ,  $T_{SQp}$ ,  $T_{PQp}$  and/or  $T_{SRs}$ ,  $T_{PRs}$ ,  $T_{SQs}$ ,  $T_{PQs}$ ), time delays ( $\tau_{SQp}$ ,  $\tau_{PQp}$  and/or  $\tau_{SQs}$ ,  $\tau_{PQs}$ ) and gain factors ( $k_{SQp}$ ,  $k_{PQp}$  and/or  $k_{SQs}$ ,  $k_{PQs}$ ). We used Mat-

lab<sup>®</sup> Optimization Toolbox as an optimization tool. A root mean square error between simulated and real experimental data has been used for an optimization and its minimum was searched by the gradient method. The identification results for two different types of records are summarized in Table 1:

- direct dependency QT on RR intervals – shortening of the RR intervals is followed by the shortening of QT intervals (Figure 6a)
- relationship between RR and QT that is not explained yet – shortening of the RR causes almost immediate *prolonging* of the sequences of QT intervals (Figure 6b).

Table 1: Summary of optimized parameters for two different relationships between sequences of RR and QT intervals

record 1 (velvet - s el 1 - 2002-04-24)	record 2 (nikita - s el - 2002-04-24)
$T_{SR} = 25$ s	$T_{SR} = 4$ s
$T_{PR} = 25$ s	$T_{PR} = 4$ s
$T_{SQ} = 19$ s	$T_{SQ} = 18$ s
$T_{PQ} = 17$ s	$T_{PQ} = 18$ s
$\tau_{SQ} = 18$ s	$\tau_{SQ} = 4$ s
$\tau_{PQ} = 20$ s	$\tau_{PQ} = 1.2$ s
$k_{SQ} = -5.1$	$k_{SQ} = -4.2$
$k_{PQ} = -4.6$	$k_{PQ} = -4.6$

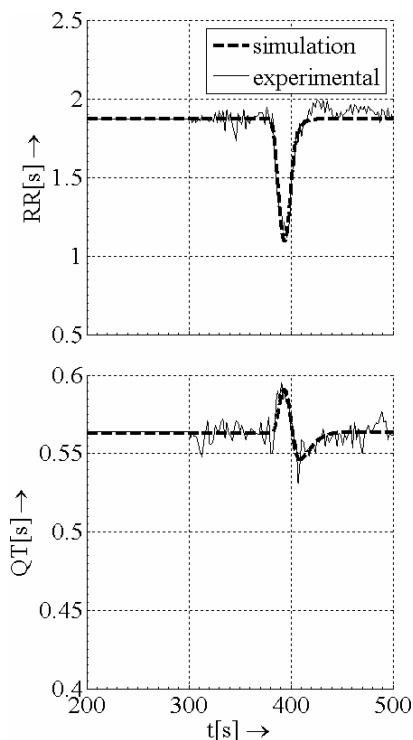


Fig. 9. Bi-phase sequences of QT intervals (head1)

#### 4. Conclusions

Having identified model parameters by means of computer simulations we are able to explain funda-

mental causes of various behaviour of the QT intervals. We recognised almost linear dependency with positive slope constant between optimum parameters of  $\tau_{SQ}$ ,  $\tau_{PQ}$ , and  $T_{SQ}$ ,  $T_{PQ}$ . It is due to the fact that the developed model uses linear subsystems only (the non-linear functions  $N_S = N_S(N_E)$  and  $NP = NP(NE)$  are used in their linear parts only) and the input signal NE is used for both sympathetic and parasympathetic branch.

We have proved experimentally that the simple shape of the QT interval sequences with one local extreme is generated by the model using very similar values of  $\tau_{SQ}$ ,  $\tau_{PQ}$  and  $T_{SQ}$ ,  $T_{PQ}$  in both the neural branches. If the supposition about the similarity of the above mentioned parameters is not valid then the signals NS, NP are mutually shifted in time. The mutual shift will cause a change of the QT sequence shape. In the case, one local extreme is substituted by biphasic waveform with local maximum and minimum (Fig. 9).

Dependency of parameters  $k_{PQ}$ ,  $k_{SQ}$  can be approximated well by a linear relationship with a negative slope constant (see the x-y projection of the optimum path in Fig. 7 and Fig. 8)

$$k_{SQ} = a \cdot k_{PQ} + b, \quad (6)$$

where the estimated values of coefficients  $a = -2$  and  $b = -13.5$  are roughly valid for all analysed records. If we suppose the simplified criteria  $\tau_{SQ} = \tau_{PQ}$  and  $T_{SQ} = T_P$ , then the breaking point between the direct (Fig. 6a) and inverse (Fig. 6b) dependency of QT on RR intervals is set for  $k_{SQ} = k_{PQ} = -4.5$ . Then for  $k_{SQ} > k_{PQ}$  we observe the direct and for  $k_{SQ} < k_{PQ}$  the inverse dependency of QT on RR intervals.

#### Acknowledgement

The research was granted by the project of the Grant Agency of the Czech Republic No. 102/04/0887 „Methods and Technical Tools for an Analysis of Sudden Cardiovascular Death in the Horse“.

#### References

- [1] Holcik, J., Kozelek, P., Hanak, J. and Sedlinska, M.: *Mathematical Modelling as a Tool for Recognition of Causes of Disorders in QT/RR Interval Relationship in Equine ECG*. Proc. of PRIA 2004, St. Peterburg, Russia, part.III, p.688-691.
- [2] Van der Voorde, B.J.: *Modeling The Baroreflex - a system analysis approach*, p.10-59, 136-178. Amsterdam, Netherlands, September 1992.
- [3] Holcik, J., Kozelek, P., Jirina, M., Hanak, J., Sedlinska, M.: *Open-loop Model of Equine Heart Control*, 13th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (accepted for presentation)

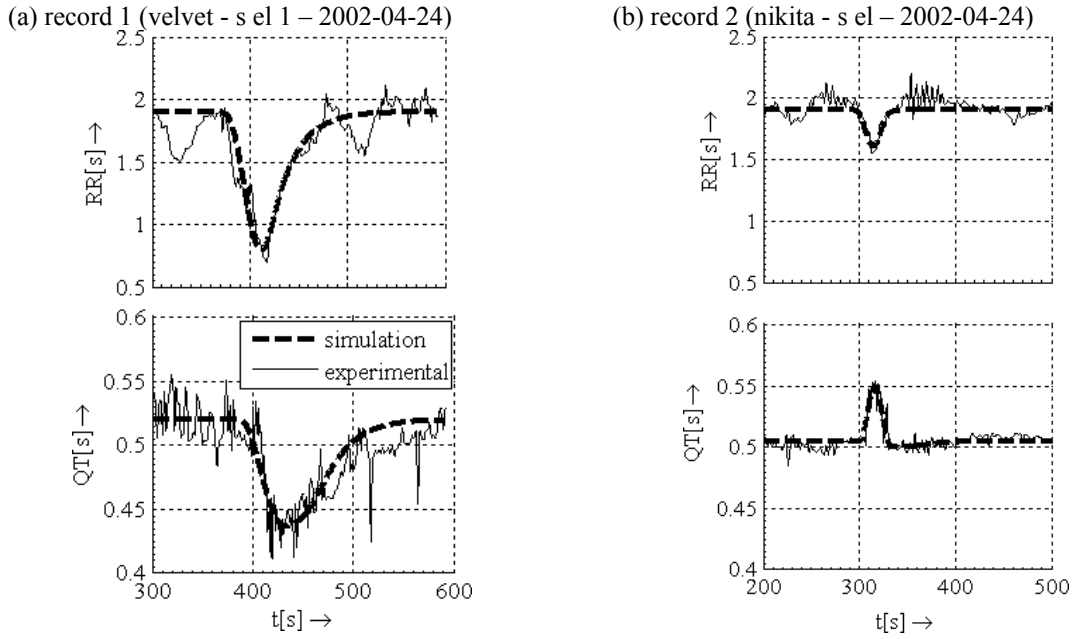


Fig. 6. Experimental and simulated data generated by the optimized parameters

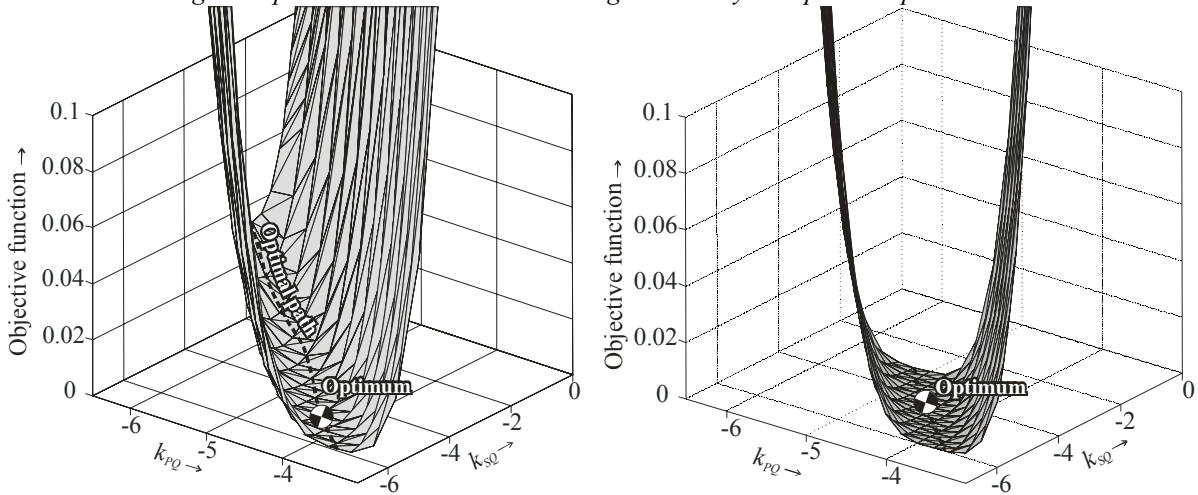


Fig. 7. Objective functions for different values of gain factors  $k_{SQ}$ ,  $k_{PQ}$ .

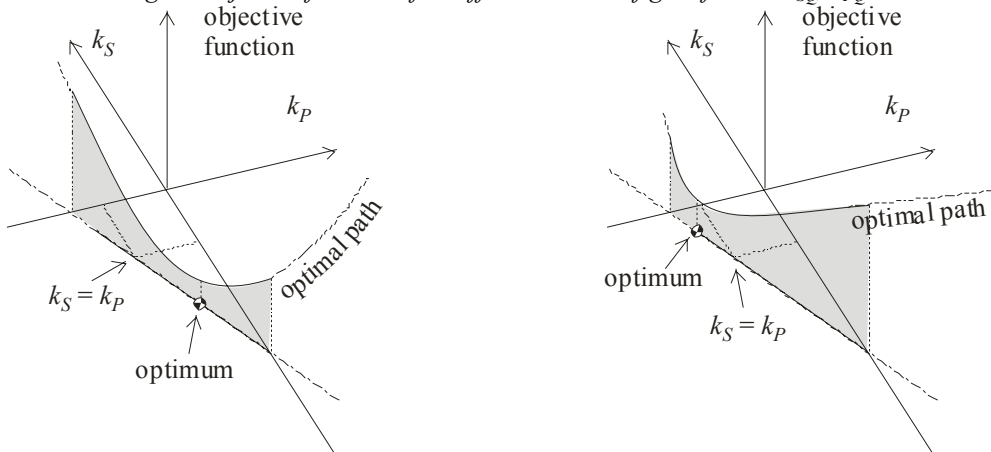


Fig. 8. Schematic explanation of different behaviour in equine heart ventricles



## POUŽITÍ METODY ICA PŘI STANOVENÍ VÝZNAMNÝCH ZNAKŮ V SIGNÁLECH KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU KONÍ

### IDENTIFICATION OF SIGNIFICANT FEATURES IN SIGNALS OF EQUINE CARDIOVASCULAR SYSTEM USING ICA

M.Kohut<sup>a)</sup>, J. Holčík<sup>a)</sup>, J. Hanák<sup>b)</sup>, R. Kabeš<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, náměstí Sítná 3105, 272 01, Kladno, Česká republika, [kohut@ubmi.cvut.cz](mailto:kohut@ubmi.cvut.cz)

<sup>b)</sup> Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, Klinika chorob koní, Palackého 1/3, 612 42, Brno, Česká republika

**Abstrakt** Článek popisuje využití metody analýzy nezávislých komponent (ICA) pro řešení problematiky náhlé kardiovaskulární smrti koní při operacích. Úvodní kapitola seznamuje čtenáře s danou problematikou a charakterizuje současný stav. Druhá část je věnována popisu vlastní metody použité k řešení a vstupních dat. Třetí a čtvrtá část demonstruje získané výsledky včetně grafů a shrnuje získané poznatky. Bylo zjištěno, že ne všechny složky obsažené ve vstupních datech jsou podstatné pro dostatečně vyjádření sledovaných procesů - nejčastějším případem (6 záznamů z 10) byla situace, kdy pro dostatečně přesný popis stačily pouze dvě nezávislé komponenty.

**Summary** The paper deals with application of the Independent Component Analysis (ICA) for looking for causes of the sudden cardiovascular death in horses during surgery. The first chapter describes the solved problem and state of art. Next part describes the ICA method and its properties and an input data format. In the third and fourth parts results of the analysis are presented. It was found that not all the three important components contained in the input data must be also part of the output data set. The most frequent case (6 records of 10) is that only two components were sufficient for description of input data.

## 1. Úvod

I přes veškerý pokrok v oblasti veterinární anesteziologie zůstává úmrtnost koní, která je v přímé souvislosti s celkovou anestézií, stále vysoká. Podle nejrozsáhlejší a nejkomplexnější studie s účastí 6255 koní [Johnston GM et al., 1995] je četnost náhlých a neočekávaných úmrtí 0,9% a ve 39% případů těchto úmrtí bylo příčinou selhání kardiovaskulárního systému.

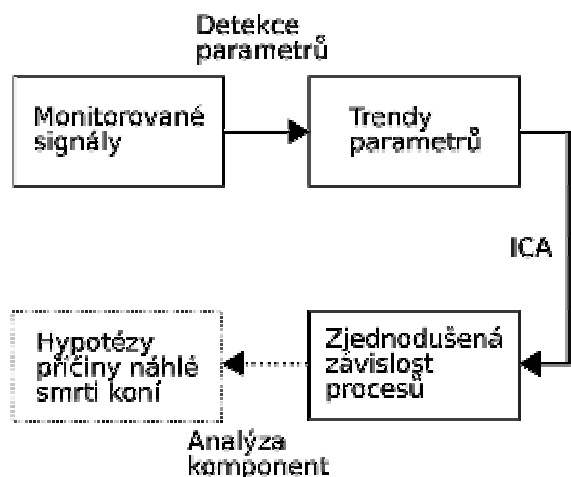
Dosavadní výzkumy na tuzemských (Klinika chorob koní VFUB) i zahraničních pracovištích ukazují, že monitorování běžných vitálních parametrů pomocí elektrokardiografie, pulzní oxymetrie, přímého měření krevního tlaku, analýzy koncentrace plynů v dýchacím systému či stavu acidobazické rovnováhy nemusí vždy odhalit blížící se selhání kardiovaskulárního systému při anestézii. Nicméně klinické zkušenosti ukazují, že existuje souvislost mezi stavem a chovem, resp. tréninkem koní a náchylností k náhlé smrti (paradoxně je zaznamenávána větší úmrtnost u dobře trénovaných koní). Abychom tuto hypotézu ověřili (příp. vyvrátili), je potřeba se mimo jiné zabývat analýzou měřených signálů, které primárně charakterizují dynamiku vývoje hodnot veličin popisujících stav koně při anestézii.

Určitým nedostatkem dosavadních výzkumů v dané oblasti je skutečnost, že až dosud vytvořené modely na našem pracovišti jsou výsledkem analýzy dat, která charakterizují činnost kardiovaskulárního

systemu koní pouze v bdělém stavu (ať v klidu nebo po podráždění elektrickým impulsem). Zmíněný přístup nelze aplikovat během anestézie, protože neexistuje možnost cíleně ovlivňovat činnost a reakce kardiovaskulárního systému nezávisle na probíhající operaci. Proto je nutné využít postupů, které umožní kontinuální vyhodnocení průběhu jednotlivých veličin, příp. jejich vazeb. Jelikož reálná data získaná monitorování vitálních funkcí obsahují vyjma užitečných informací i parazitní a redundantní, je možností, jak odstranit méně užitečné složky a zvýraznit, resp. poodhalit ty více informativní a tím zjednodušit závislost dílčích procesů, metoda rozkladu na nezávislé komponenty (ICA).

## 2. Použité metody

Pro řešení problému máme v současnosti k dispozici signály popisující činnost kardiorepiračního systému 10 koní při anestézii (primárně, EKG, tlakové křivky, respirační křivky, saturace O<sub>2</sub>), které byly získány při monitorování životních funkcí koní v průběhu operačních zákroků na Klinice chorob koní VFUB systémem Datex-Ohmeda S/5<sup>TM</sup>. Dané signály postihují složku řízení činnosti kardiovaskulárního systému, elektro-mechanickou činnost srdce i činnost dýchacího systému a předpokládáme tedy, že obsahují informace, které mohou objasnit příčinu náhlé smrti.



Obr.1. Blokové schéma řešení projektu (Block diagram of the solved task).

Analýza nezávislých komponent (ICA) [1][2] je statistická metoda, která je používána především při výběru příznaků popisujících analyzovaná data, příp. při hledání skrytých zdrojů dat.

Metoda ICA je definována vztahem

$$\mathbf{s} = \mathbf{W}\mathbf{x}, \quad (1)$$

kde  $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_m]^T$  je  $n$ -rozměrný vektor zkoumaných dat a  $\mathbf{s} = [s_1, s_2, \dots, s_m]^T$  je obraz vektoru  $\mathbf{x}$ . Transformační matice  $\mathbf{W} = [\mathbf{w}_1, \mathbf{w}_2, \dots, \mathbf{w}_m]^T$  představuje lineární transformaci zkoumaných dat  $\mathbf{x}$  na vektor  $\mathbf{s}$ . Cílem ICA je tedy nalézt koeficienty transformační matice  $\mathbf{W}$  tak, aby vypočtené nezávislé komponenty byly statisticky nezávislé. Tyto nezávislé komponenty představují ony zdroje signálů, které jsou skryté v množině zkoumaných dat  $\mathbf{x}$ . Pořadí a polarita nezávislých komponent nemusí odpovídat pořadí a polaritě skutečných zdrojů.

Vzájemná statistická nezávislost je pro náhodné veličiny  $s_1, s_2, \dots, s_m$  definována vztahem

$$p(s_1, s_2, \dots, s_m) = p_1(s_1) \cdot p_2(s_2) \dots p_m(s_m) \quad (2)$$

kde  $p(s_1, s_2, \dots, s_m)$  je sdružená funkce rozložení hustoty pravděpodobnosti a  $p_i(s_i)$  je marginální funkce rozložení hustoty pravděpodobnosti náhodné veličiny  $s_i$ .

Posouzení významnosti jednotlivých nezávislých komponent provádíme na základě odchylky  $\Delta_k$  zpětně rekonstruovaných průběhů veličin od původních originálních dat při odstranění posuzované komponenty. Rekonstrukce je prováděna prostřednictvím inverzní matice  $\mathbf{W}^{-1}$ . Při použití všech nezávislých komponent pro rekonstrukci bude odchylka nulová a s odstraněním komponent, které jsou významné tato odchylka poroste.

Dále pro kontrolu provádíme také vizuální porovnání rekonstruovaných průběhů s originálními.

Odchylku  $\Delta_k$  jsme vyjádřili pomocí vztahu

$$\Delta_k = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (x_{ij} - x_{ij}^*)^2}}{m \cdot n} * 1000, \quad k=1,2,\dots,m. \quad (3)$$

kde  $x_{ij}$  jsou prvky matice zkoumaných dat  $\mathbf{X}$ ,  $x_{ij}^*$  jsou prvky rekonstruované matice  $\mathbf{X}^*$ ,  $m$  je počet monitorovaných veličin,  $n$  je počet vzorků a  $k$  je posuzovaná nezávislá komponenta.

Nalezení nezávislých komponent je prováděno prostřednictvím programu ICALAB, volně dostupného z [3]. Program nabízí pro výpočet více algoritmů, v našem případě byl použit algoritmus SOBI [4]. Tento byl zvolen na základě předchozích experimentů s daty, u kterých byly skryté zdroje předem známy.

### 3. Výsledky

Délka monitorovaných signálů odpovídá délce probíhající operace, řádově se jedná o hodiny. Tyto signály obsahují neodstranitelné artefakty a tak pro analýzu byly pro ověření analýzy vybírány minimálně 15 minutové konzistentní intervaly. Signály jsou navzorkovány s maximálním využitím kapacity monitorovacího systému s ohledem na jejich charakter, tzn. EKG signál 300Hz, signál tlakové křivky 100Hz, ostatní signály 25Hz.

Z jednotlivých monitorovaných signálů byly získány trendy 7 parametrů:

- interval mezi hodnotou systolického tlaku a vlnou R, v grafech označení x1;
- diastolický tlak (nejnižší hodnota tlakové křivky předcházející systolickému tlaku), v grafech označení x2;
- srdeční frekvence stanovená z průběhu EKG (na základě intervalu mezi sousedními vlnami R), v grafech označení x3;
- srdeční frekvence stanovená z tlakové křivky (na základě intervalu mezi sousedními systolami), v grafech označení x4;
- střední tlak (střední hodnota tlaku mezi dvěma systolami), v grafech označení x5;
- minimální tlak (nejnižší hodnota tlaku mezi dvěma systolami), v grafech označení x6;
- systolický tlak (nejvyšší hodnota tlaku v jedné srdeční periodě), v grafech označení x7.

Vzhledem ke skutečnosti, že jednotky všech parametrů nejsou ekvivalentní, bylo potřeba průběhy hodnot parametrů před použitím vlastní metody ICA normalizovat.

Zvolili jsme 2 způsoby:

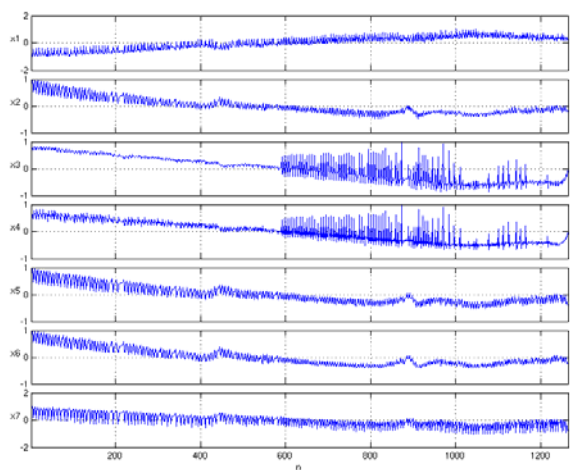
- a) normalizace vzhledem ke směrodatné odchylce v jednotlivých průbězích (pro porovnání s výsledky metody analýzy hlavních komponent – PCA [5]);

b) normalizace vzhledem k maximální hodnotě v jednotlivých průbězích.

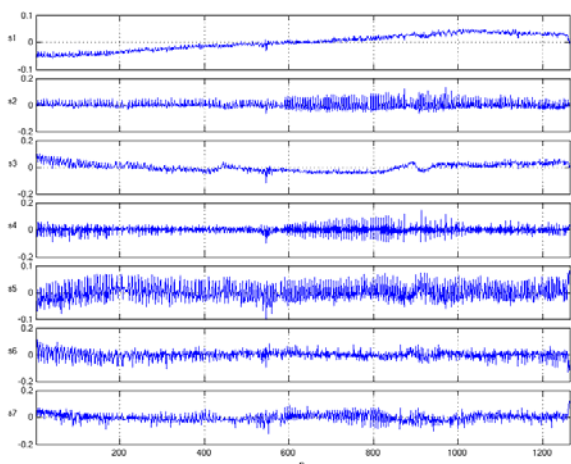
Konečně u všech průběhů byla odstraněna stejnosměrná složka.

Rozložením na nezávislé komponenty jsme zjistili, že způsoby normalizace neovlivňují výsledky z hlediska kvalitativního, ale spíše kvantitativního.

Následující obrázky (obr.2 - 7) demonstrují některé charakteristické případy.



Obr.2. Pacient A – průběhy vstupních parametrických signálů normalizované vůči maximální hodnotě s nulovou stejnosměrnou složkou (Patient A – input signals normalized to maximum value and with zero mean value).

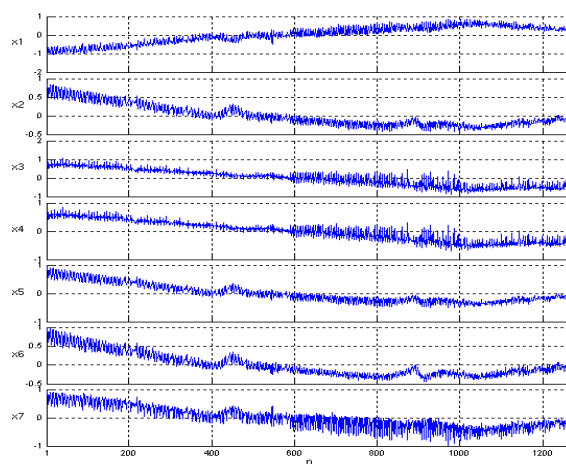


Obr.3. Pacient A – průběhy hodnot vypočtených nezávislých komponent (Patient A – computed independent components).

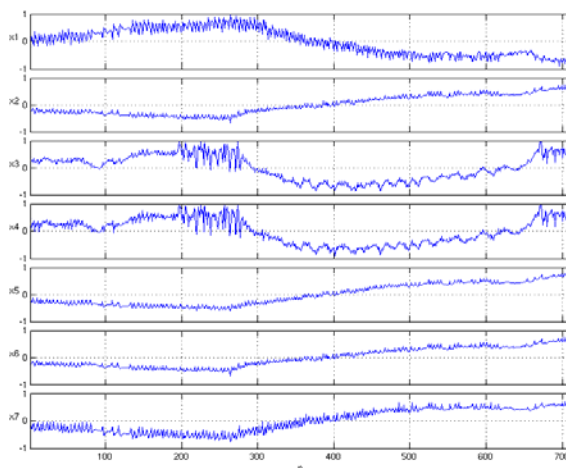
Vypočtením odchylky pro charakteristické případy podle vztahu (3) jsme získali údaje uvedené v tab.1 a tab.2, které kvantifikují významnost jednotlivých nezávislých komponent (obr.3, resp. obr.7) při zpětné rekonstrukci monitorovaných dat.

Tab. 1. Pacient A – odchylky rekonstruovaných průběhů od vstupních dat (Patient A - deviations of the reconstruct-ed signals from input data).

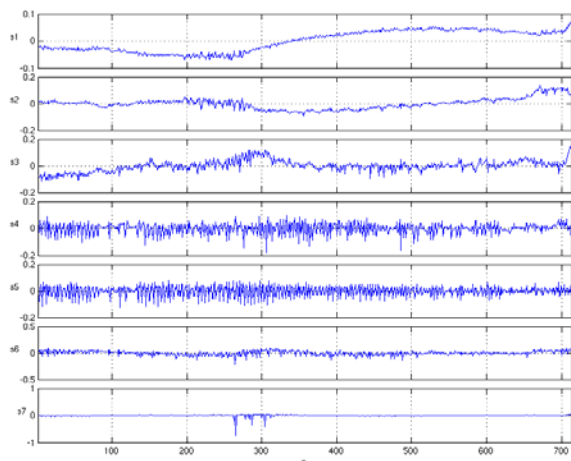
$\Delta_1$	3,6124
$\Delta_2$	1,0891
$\Delta_3$	0,9865
$\Delta_4$	0,8773
$\Delta_5$	0,4356
$\Delta_6$	0,4434
$\Delta_7$	0,4830



Obr.4. Pacient A – rekonstruované průběhy parametrů s využitím prvních třech nezávislých komponent –  $s_1$ ,  $s_2$ ,  $s_3$  (Patient A – signals reconstructed from three independent components –  $s_1$ ,  $s_2$ ,  $s_3$ ).



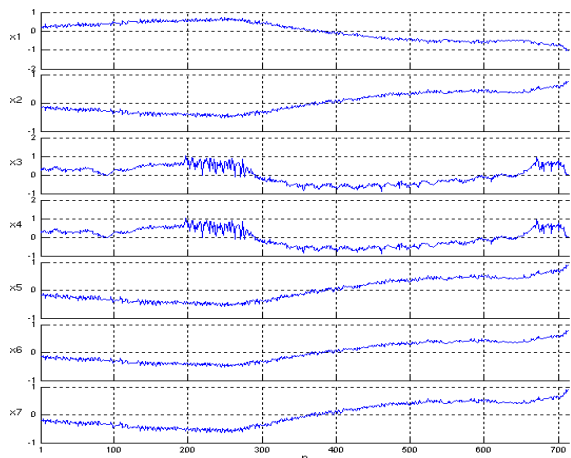
Obr.5. Pacient B – průběhy vstupních parametrických signálů normalizované vůči maximální hodnotě s nulovou stejnosměrnou složkou. (Patient B – input signals normalized to maximum value and with zero mean value)



Obr.6. Pacient B – průběhy hodnot vypočtených nezávislých komponent (Patient A – computed independent components).

Tab. 2. Pacient B – odchylky rekonstruovaných průběhů od vstupních dat (Patient B - deviations of the reconstruct-ed signals from input data).

$\Delta_1$	5,1260
$\Delta_2$	2,9207
$\Delta_3$	0,6268
$\Delta_4$	0,6035
$\Delta_5$	0,6107
$\Delta_6$	0,4550
$\Delta_7$	0,0604



Obr.7. Pacient B – rekonstruované průběhy parametrů s využitím prvních dvou nezávislých komponent (s1, s2) (Patient A – reconstructed signals from two independent components – s1, s2).

#### 4. Diskuse

Získané výsledky lze z obecnějšího hlediska kategorizovat do dvou, resp. tří skupin (třetí však obsahovala pouze jednoho pacienta).

Pacient A je zástupcem kategorie jedinců, u kterých jsou významné tři nezávislé komponenty (skryté zdroje). To vyplývá jednak z tab.1 a také z obr.4, kde rekonstruované průběhy poměrně dobře charakterizují originální data (obr.2).

Konkrétně v uvedeném příkladu je možné si všimnout v průbězích originálních parametrů (obr.2) jistých fenoménů. Jedná se o poměrně lineární pokles, resp. nárůst hodnot s časem u parametrů krevního tlaku ( $x_2$ ,  $x_5$ ,  $x_6$ ,  $x_7$ ) a srdeční frekvence ( $x_3$ ,  $x_4$ ), resp. parametru zpoždění systoly za vlnou R ( $x_1$ ). Tento jev vystihuje (obr.3) první nezávislá komponenta ( $s_1$ ). Jak bylo uvedeno, polarita komponent nemusí vždy odpovídat polaritě originálních signálů. Dalším rysem je výrazné rozkmitání hodnot u parametrů srdeční frekvence, které je vystiženo druhou nezávislou komponentou ( $s_2$ ). Třetím jevem je existence zvlnění ve dvou místech průběhu parametrů krevního tlaku, které je optimálně charakterizováno třetí nezávislou komponentou ( $s_3$ ).

Zmíněné tři skryté zdroje jsou tedy odpovědné za průběhy všech parametrů (srdeční frekvence, krevních tlaků a parametru zpoždění systoly za vlnou R). Lze pozorovat existenci jistých řídicích mechanismů v pozadí těchto tří fyziologických veličin. Čistě z hlediska hodnoty odchylky se mohou jevit významné i další komponenty (u pacienta A se jedná konkrétně o komponentu  $s_4$ ), ty však ovlivňují zejména rozptýl rekonstruovaných parametrů, nikoliv však morfologii průběhu.

U jedinců další kategorie (např. pacient B) se ukazuje významnost pouze dvou komponent, která je vidět z hodnot v tab.2 a z vizuálního porovnání originálních průběhů (obr.5) a rekonstruovaných (obr.7).

Z originálních průběhů (obr.5) lze pozorovat (až na polaritu) obdobný průběh parametrů krevního tlaku a zpoždění systoly za vlnou R. Tento znak vystihuje při zpětné rekonstrukci první nezávislá komponenta (obr.6). Vývoj parametrů srdeční frekvence při pozornějším prohlédnutí charakterizuje především druhá nezávislá komponenta navzdory skutečnosti, že se její průběh jeví podobný komponentě první.

Zde je tedy zaznamenána existence pouze dvou řídicích mechanismů zmíněných fyziologických veličin. Stejně jako u předchozí kategorie také zde další komponenty přispívají pouze k rozptýlu rekonstruovaných průběhů.

Třetí kategorie je zastoupena pouze jedním pacientem a je charakteristická pouze jednou významnou nezávislou komponentou, která stojí v pozadí řízení krevního tlaku, srdeční frekvence a zpoždění systoly za vlnou R.

## 5. Závěr

ICA je obecně známou a používanou metodou pro analýzu biosignálů, nicméně pro řešení problematiky náhlé kardiovaskulární smrti koní je podle dostupných informací používána poprvé.

Z analyzovaných 10 pacientů byli první kategorii příslušní 3 pacienti, druhé kategorii 6 pacientů a třetí kategorii 1 pacient.

Dříve užitá metoda PCA ukázala také existenci tří kategorií, nicméně ty nejsou plně ekvivalentní s výsledky metody ICA. Proto bude potřeba konfrontovat výsledky s klinickými záznamy jednotlivých pacientů a případně zavést další metody předzpracování či použít jiných algoritmů rozkladu.

## Poděkování

Tento výzkum je podporován projektem GAČR 102/04/0887 „Metody a technické prostředky pro analýzu náhlé kardiovaskulární smrti koní“.

## Literatura

- [1] Černošek, A. *Metody eliminace artefaktů v EEG záznamech*. Ostrava, Doktorská disertační práce. FEI VŠB - TU Ostrava. (2002).
- [2] Hyvärinen, A., Oja, E. *Independent Component Analysis: Algorithms and Applications*. Neural Networks Research Center, Helsinki University of Technology, (2000)  
<http://www.bsp.brain.riken.jp/ICApub/NN00.pdf>
- [3] Cichocki, A., Amari, S., Siwek, K., Tanaka, T. a spol., ICALAB Toolboxes,  
<http://www.bsp.brain.riken.jp/ICALAB>.
- [4] Belouchrani, A., Abed-Meraim, K., Cardoso, J.F., Moulines, E. *Second-order blind separation of temporally correlated sources*. Int. Conf. on Digital Signal Processing, Kypr, s. 346-351, (1993).
- [5] Kohut, M., Holčík, J., Hanák, J., Kabeš R. *Identification of Significant Features in Signals of Equine Cardiovascular System Using PCA*. YBERC05, St. Lesná, Slovensko, (2005).

## MAPOVÁNÍ ELEKTRICKÝCH POTENCIÁLŮ Z POVRCHU HRUDNÍKU – PŘEDZPRACOVÁNÍ A VIZUALIZACE

Václav Chudáček<sup>a)</sup>, Michal Huptych<sup>a)</sup>, Lenka Lhotská<sup>a)</sup>, Otomar Kittnar<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická,  
Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika

<sup>b)</sup> Fyziologický ústav, 1. lékařská fakulta UK, Albertov 5, 120 00 Praha 2, Česká republika  
E-mail: lhotska@fel.cvut.cz, Phone: +420 224353933, Fax : +420 224311081

**Summary** The aim of the paper is to present current research activity in the area of computer supported ECG processing. Analysis of heart electric field based on standard 12lead system is at present the most frequently used method of heart disease diagnostics. However body surface potential mapping (BSPM) that measures electric potentials from several tens to hundreds of electrodes placed on thorax surface has in certain cases higher diagnostic value given by data collection in areas that are inaccessible for standard 12lead ECG. For preprocessing, wavelet transform is used; it allows detect significant values on the ECG signal. Several types of maps, namely immediate potential, integral, isochronous, and differential.

**Abstrakt** Cílem příspěvku je prezentovat současný výzkum v oblasti počítačové podpory zpracování EKG. Analýza elektrického pole srdce na základě standardního dvanáctisvodového systému je v současnosti nejrozšířenější metodou diagnostiky srdečních onemocnění. Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku (Body Surface Potential Mapping - BSPM), které měří elektrické potenciály z několika desítek až stovek elektrod umístěných na povrchu hrudníku, vykazuje v některých případech vyšší diagnostickou hodnotu, danou sběrem dat v oblastech, pro standardní dvanácti svodovou elektrokardiografii nedostupných. Pro předzpracování se využívá vlnková transformace, pomocí níž se detekují na signálu EKG významné hodnoty. Pro zobrazení se využívá několik typů map, konkrétně okamžikové potenciálové, integrálové, izochronní a rozdílové.

### 1. Úvod

Analýza elektrického pole srdce na základě standardního dvanáctisvodového systému je v současnosti nejrozšířenější metodou diagnostiky srdečních onemocnění. Množství prací však poukazuje na hranice možností takového měřicího uspořádání. Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku (Body Surface Potential Mapping - BSPM), které měří elektrické potenciály z několika desítek až stovek elektrod umístěných na povrchu hrudníku, vykazuje v některých případech vyšší diagnostickou hodnotu, danou sběrem dat v oblastech, pro standardní dvanácti svodovou elektrokardiografii nedostupných. Nejen z tohoto důvodu je věnováno výzkumu BSPM v posledních desetiletích velké úsilí. Praktické využití BSPM je však v mnoha směrech limitováno. Na jedné straně naráží snaha o využití BSPM na morfologické zobrazovací techniky (angiografie, echokardiografie, PET). Ty mají sice vyšší náklady, poskytují ale přesné anatomické údaje. Na druhé straně, i přesto, že BSPM poskytuje lepší diagnostické hodnoty než standardní dvanáctisvodové EKG, naráží na relativní obtíž při měření a interpretaci. Výjimku v současné době tvoří pouze výzkum arytmií, kde si BSPM vydobylo své nezpochybnitelné místo. Důvodem k optimismu v uplatnění BSPM v praxi je výzkum na poli neinvazivního elektrokardiografického zobrazování, jehož výsledkem by měla být nikoliv mapa elektrických potenciálů na hrudníku, ale rozložení elektrických potenciálů na srdci.

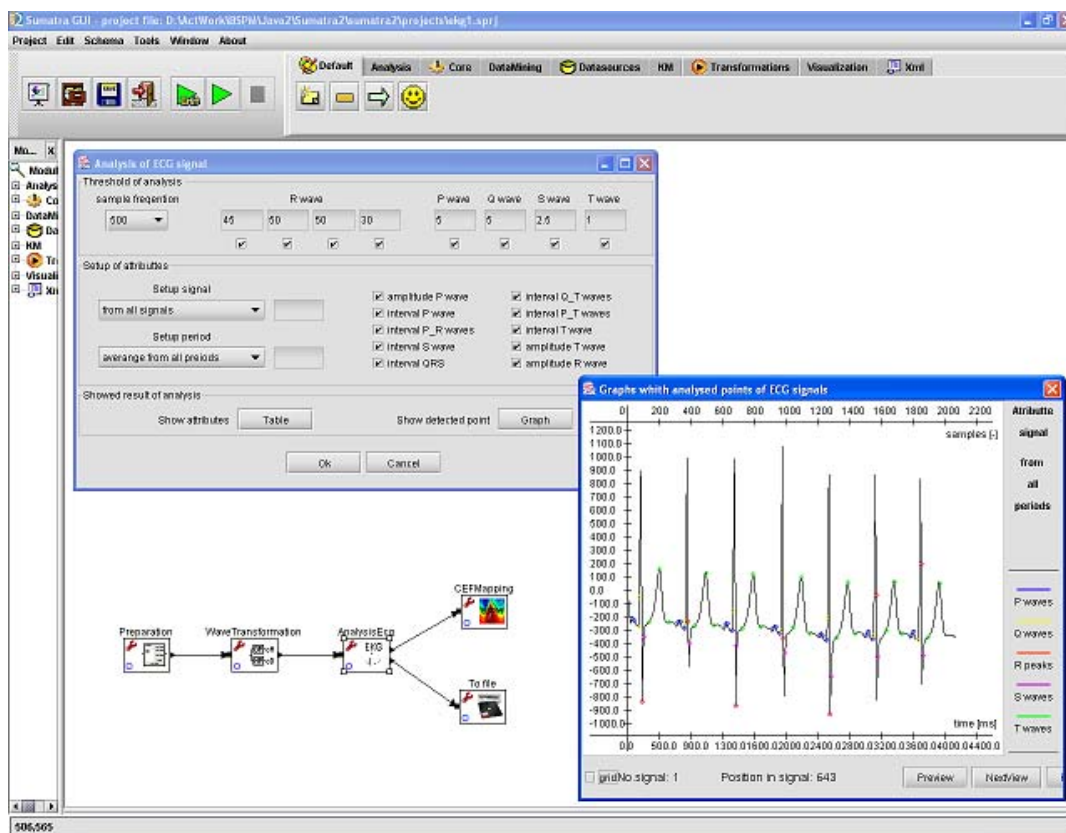
### 2. Automatická analýza EKG signálu

Stoupající kvalita výpočetní techniky přinesla počítačové metody analýzy signálu EKG, která spočívá převážně v detekci podstatných parametrů, přičemž nejpodstatnější je co nejsprávnější detekce QRS komplexu. Algoritmy detekce QRS komplexu jsou prováděny např. kritériálním výběrem, parametrovým určením, na základě amplitudy a první derivace signálu, pouze první derivace signálu nebo druhé derivace signálu, či digitálními filtry. Podrobnější popis těchto metod lze nalézt např. v práci [1].

Zabývejme se podrobněji metodou automatické analýzy EKG signálu pomocí vlnkové transformace, jako např. v [2]. Její užití je opodstatněno samotným typem signálu, jakožto nestacionárního, s potřebou detekovat různě rychlé změny signálu. Po provedení analýzy za pomoci dyadické vlnkové transformace realizované pomocí ekvivalentních filtrů, je jako první detekován QRS komplex. Na každém ze čtyř získaných detailů signálu se naleznou extrémní v absolutní hodnotě vyšší než definovaná mez. Pro nalezení R vlny se z množiny extrémů prvního detailu odstraní extrémní osamocené, v jistém okolí, a extrémní redundantní, tak aby ve výsledné množině extrémů zůstaly vždy dva blízké extrémní opačných znamének. Pozice vrcholu R vlny je pak definována jako bod průchodu nulou mezi těmito dvěma extrémní. U kmitu Q hledáme počátek a vrchol a u kmitu S vrchol a konec a to v prvním detailu signálu podle zvolených prahových hodnot a na základě zvolených časových oken v závislosti na vzorkovací

frekvenci signálu. Parametry vln P a T detekujeme na čtvrtém detailu signálu a jsou to: jejich počátek, vrchol a konec, opět na základě zvolených prahů a

časových oken v závislosti na vzorkovací frekvenci signálu.



Obr.1 Okno analýzy signálu

### 3. Mapování povrchových potenciálů srdce

Podrobíme-li signály multielektrodového EKG automatické analýze, dostáváme kromě parametrů jakožto atributů i jejich časové rozložení v signálu. Definujme tedy nyní způsob, jak tohoto využít při zobrazení rozložení potenciálů elektrického pole srdce (EPS), tzv. mapování. Při tomto dělení vycházíme z práce [3]. Mapy se dělí podle způsobu dalšího zpracování naměřených signálů: okamžikové potenciálové mapy, integrálové mapy, izochronní mapy, rozdílové a odchylkové mapy.

#### Okamžikové potenciálové mapy

Patří k nejpoužívanějším metodám zobrazení. Jsou nejbliže ke klasickému Einthovenovu zobrazení elektrického pole srdce. Jedna mapa zobrazuje rozložení potenciálů na povrchu hrudníku v jednom časovém okamžiku v  $n$  bodech:  $(t)$ ,  $U_i$  pro  $t = \text{konst.}$ ,  $i = 1, 2, \dots, n$ . Pro analýzu se používá sekvence map pro časy, které odpovídají analyzovanému úseku křivky. Pro zvýšení odstupu signálu od šumu, zejména pro úseky malých potenciálů (P vlny, ST

intervaly) lze použít zprůměrování signálu z více srdečních cyklů. Ukázka okamžikových potenciálních map z úseku QRS komplexu je na obrázku 2.

#### Integrálové mapy

Poskytují kompaktnější zobrazení elektrického pole srdce. Namísto potenciálu signálu v daném časovém okamžiku se v nich zobrazuje časový integrál potenciálů na hrudníku ve zvoleném intervalu časů  $t_1, t_2$ . Časový interval může být sice zvolen libovolně, avšak v praxi se nejčastěji používají mapy v intervalech od počátku kmitu Q po konec kmitu S (QRS mapa), od konce kmitu S po  $3/8$  intervalu ST-T (ST-T mapa), od počátku QRS komplexu po konec vlny T (QRST mapa) nebo prvních 30 milisekund komplexu QRS (mapa Q zóny). Příklad série integrálových map v jednotlivých intervalech srdečního cyklu je na obrázku 3.

#### Izochronní mapy

Jsou definovány jako zobrazení EPS ve zvolených časových bodech jako závislost typu  $T_i = f(U_i(t))$ .

Teoreticky by izochronní mapy měly souviset s dynamikou EPS na povrchu hrudníku, avšak v důsledku pohybů hrudníku toto není možno definovat zcela jednoznačně. Obecně jsou-li na povrchu hrudníku rozpoznatelné zóny, do kterých se promítá aktivita myokardu, dá se říci, že můžeme tyto mapy přiřadit přímo postupu depolarizace myokardu. Příklad izochronní mapy je na obrázku 4. Interpretace potenciálových map je v podstatě možná dvojím způsobem. A to:

- a) kvalitativně – kdy se hodnotí celkové rozložení hodnot v mapách, jakožto výskyt specifických obrazců, polohy extrémů a izolinie, směry největších gradientů atd., a jejich případná dynamika v čase
- b) kvantitativně – kdy se hodnotí převážně extrémní hodnoty v mapách a procentuální zastoupení kladných a záporných oblastí na mapě.

#### Rozdílové a odchylové mapy

Mapy lze porovnávat i mezi sebou. Porovnávají se buď jednotlivé mapy mezi sebou, nebo jedna mapa s průměrem daným podle vybraných kritérií. Výsledkem může být jediná hodnota reprezentující např. korelační koeficient nebo opět mapa. Vznikají tak další dvě možnosti mapování, a sice:

1. Rozdílové mapy: které jsou dány prostým rozdílem hodnot napětí ve dvou jednotlivých mapách jako hodnota  $D_i = U_{i1} - U_{i2}$

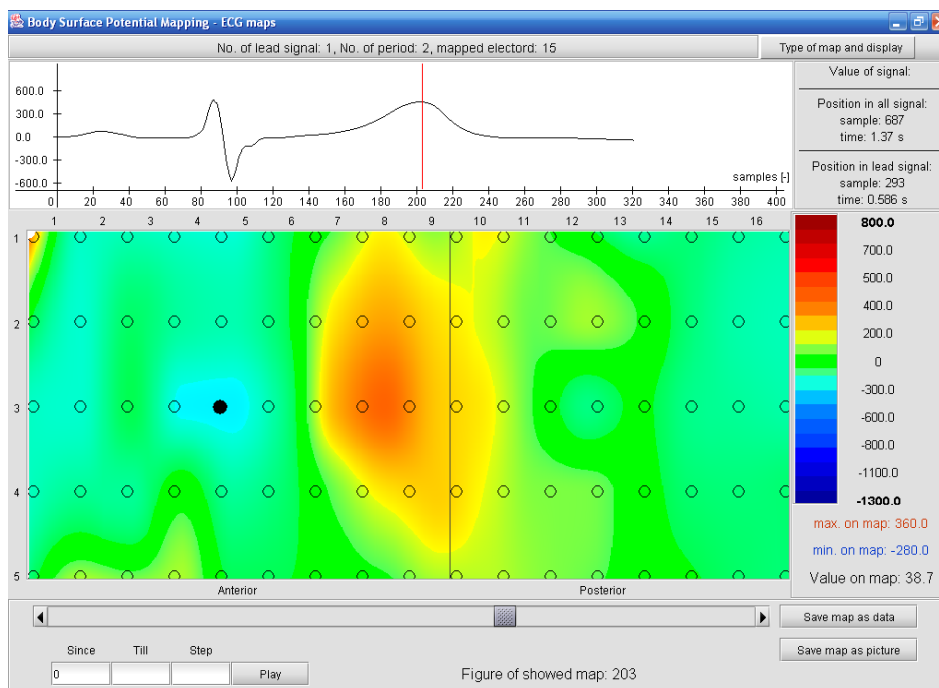
2. Odchylové mapy: vznikají při porovnání jednotlivých map s mapami určité skupiny a jsou definovány jako:

$$DI_i = \frac{(P_i - M_i)}{SD_i}$$

kde DI značí zobrazované hodnoty indexu výchytky (departure index),  $P_i$  je hodnota porovnávané integrální mapy v bodě  $i$ ,  $M_i$  je aritmetický průměr hodnot v bodě  $i$  map referenční skupiny a  $SD_i$  je jeho směrodatná odchylka. Okno pro nastavení parametrů pro tvorbu rozdílových a odchylových map je uvedeno na obr. 5. Příklad rozdílové mapy je uveden na obr. 6.

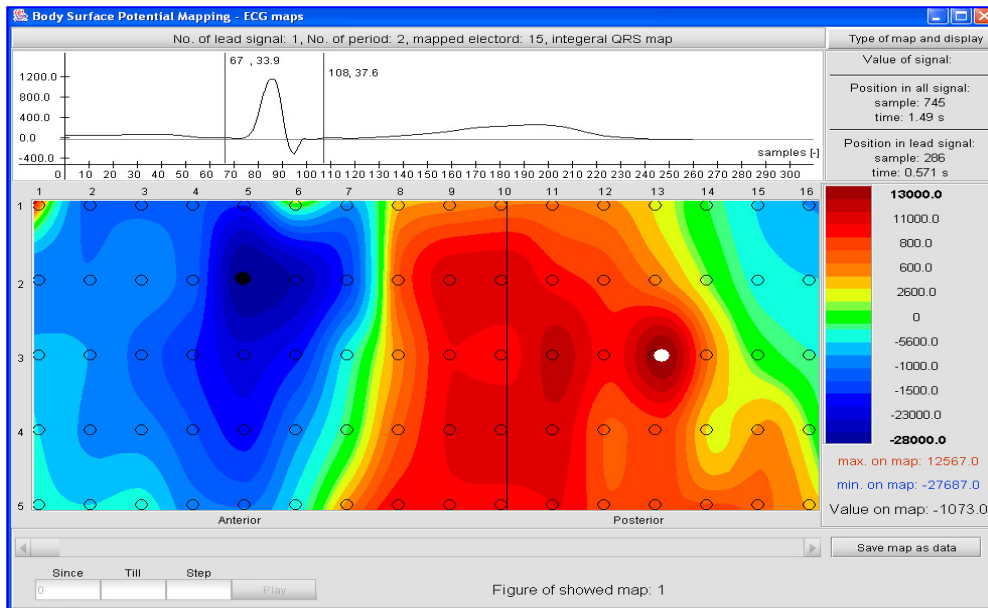
#### 4. Naměřená data

Data byla naměřena na elektrokardiologickém diagnostickém systému CARDIAG 112.2. CARDIAG 112.2 je účelově orientovaný počítačový systém, který je určen pro základní i komplexní elektrokardiologické vyšetřování srdečních poruch, včetně různých forem ischemické choroby srdeční. K tomu využívá prvky elektrokardiografie - elektrokardiografy, vektorokardiografy a mapování elektrických srdečních potenciálů na povrchu hrudníku.

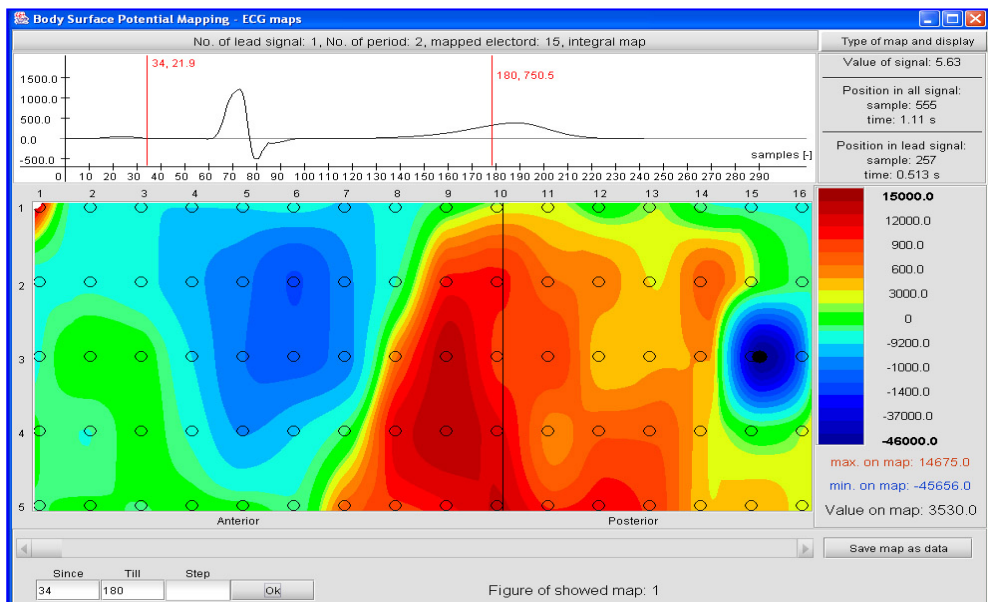


Obr. 2 Příklad potenciálové mapy





a)



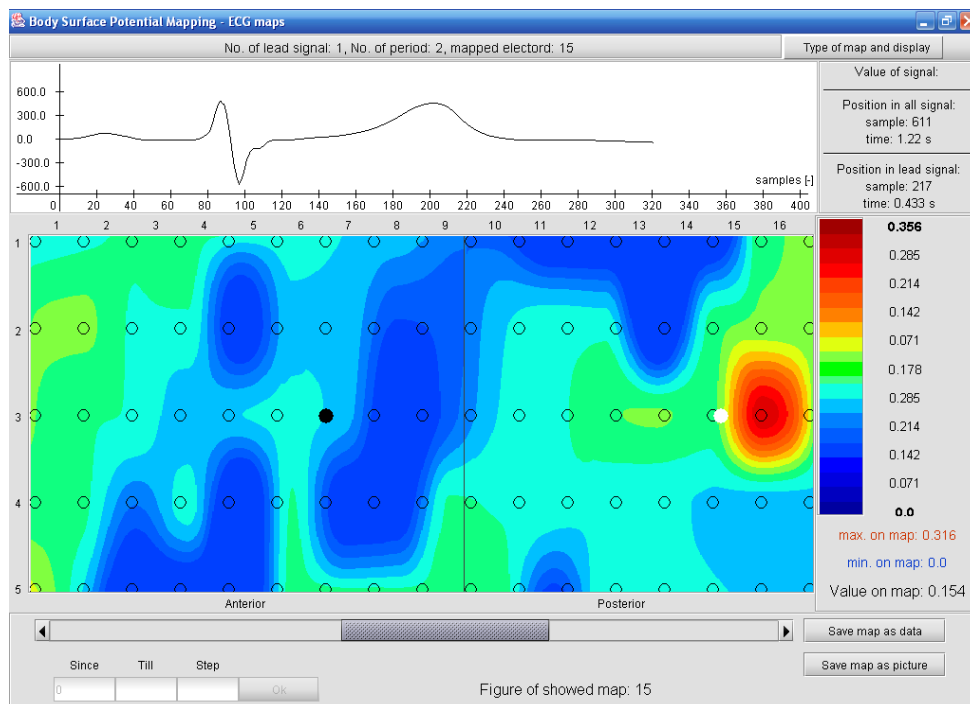
b)

Obr. 3 Příklady integrálových map: a) integrálová mapa QRS komplexu, b) QRST intervalu

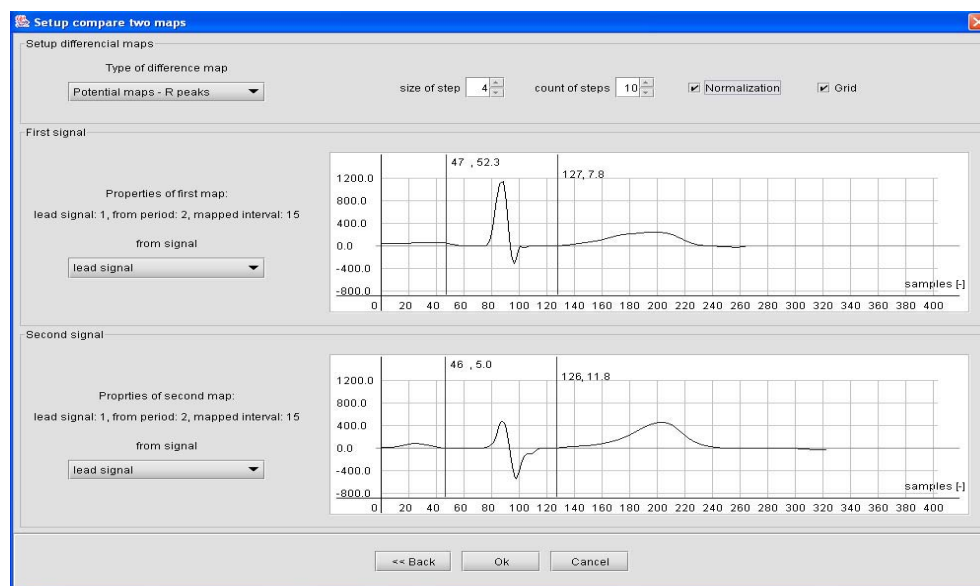
## 5. Implementace

Data nasnímaná systémem CARDIAG 122.2. byla vzhledem k problémům s kompatibilitou programového vybavení systému CARDIAG 112.2. s moderními zařízeními, přenesena do databáze MS Access, spolu s hlavními hodnotami průběhu vln. Pro ověření byl nejprve ve výpočetním prostředí MATLAB 6.5. R13 vytvořen multi-funkční prohlížeč *BSPM70*, ve kterém je možno data dále zpracovat, vytvořit isopotenciálové i isointegrálové mapy a také vytvořit výstupní soubory vhodné k

použití dalšími nástroji umělé inteligence. Poté, co byla ověřena funkčnost modulů v MATLAB [4], jsme se rozhodli implementovat tyto moduly do nástroje pro předzpracování a vizualizaci SumatraTT [5], který je v Gerstnerově laboratoři vyvíjen jako open source a průběžně rozšiřován o nové funkce. V rámci našeho projektu byly vytvořeny následující moduly: modul načtení a úpravy dat, modul vlnkové transformace, modul analýzy signálu EKG, modul mapování povrchového rozložení potenciálů srdce, modul interpolací, modul pomocných výpočtů, modul signálového zobrazení.



Obr.4 Isochronní mapa



Obr. 5 Okno nastavení parametrů pro rozdílové mapy

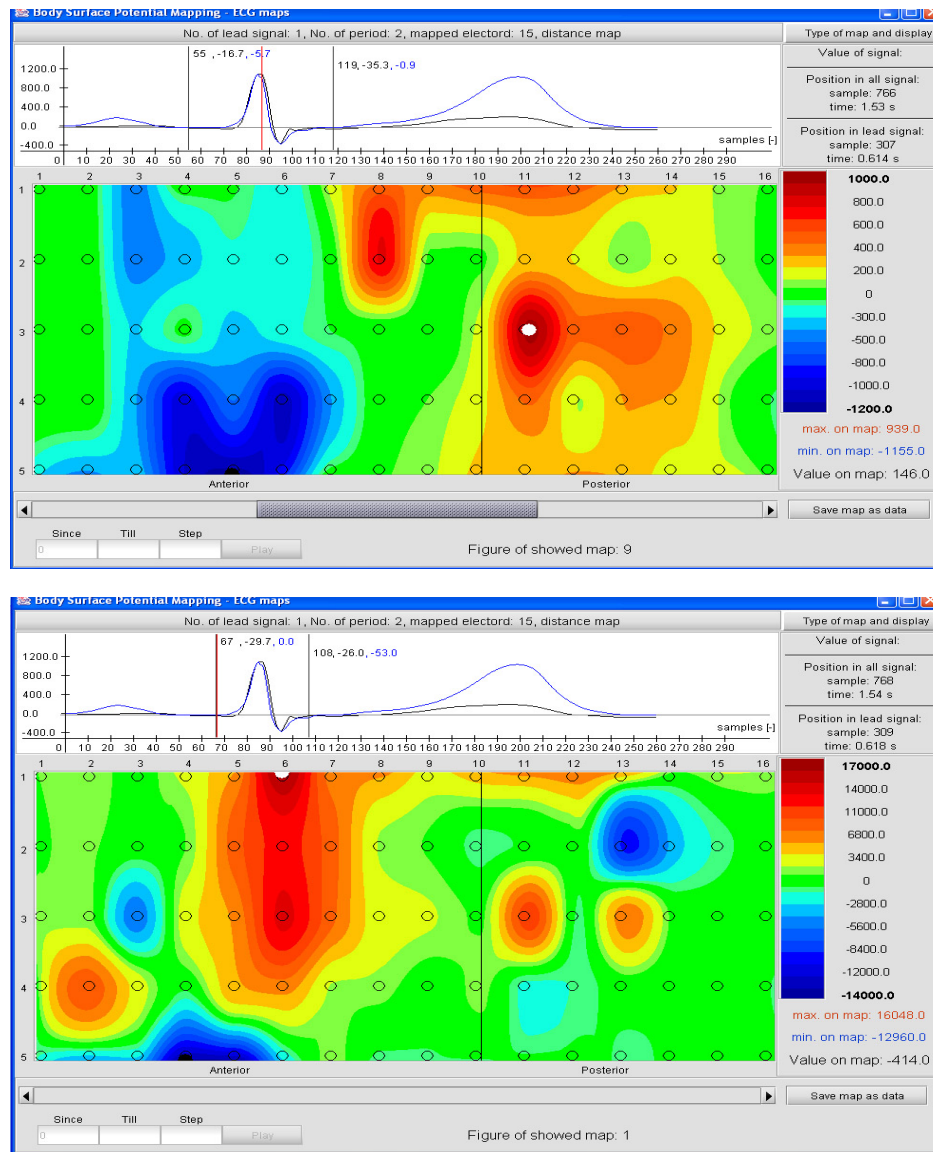
## 6. Závěr

Cílem příspěvku bylo seznámit s možnostmi předzpracování a vizualizace mnohasvodového EKG, které se používá pro mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku. Pro předzpracování se využívá vlnková transformace, pomocí níž jsou extrahovány hlavní parametry pro další zpracování. Těmito parametry jsou zejména amplitudy a délky

trvání jednotlivých vln v srdečním cyklu, dále např. ST interval, QRS komplex. Vytváření map přímo navazuje na analýzu signálu. Úspěšnost analýzy má tedy přímý dopad na kvalitu jednotlivých map. Ukázalo se, že stěžejní pro dosažení nejlepšího možného zobrazení okamžitých potenciálových a integrálních map je volba mapování vždy na jedné periodě podle vedoucího signálu. Tak je jednoznačně ve všech elektrodách ohraničen prostor pro tvorbu map a umožňuje větší variabilitu při

tvorbě map z různých period signálu podle volby uživatele. Implementace navržených metod do nástroje pro předzpracování a vizualizaci SumatraTT umožňuje využívat je i méně zkušenými uživateli, protože v tomto nástroji již je vytvořené příjemné

grafické uživatelské rozhraní. Dalším důležitým rysem je, že všechny odzkoušené sekvence předzpracování a vizualizace, včetně jejich nastavení parametrů, je možné uložit pro další použití.



Obr. 6 Příklady rozdílů map

### Poděkování

Výzkum popisovaný v příspěvku vznikl za podpory projektu č. 1ET201210527 „Znalostní podpora diagnostiky a predikce v kardiologii“ v rámci programu „Informační společnost“.

### Literatura

- [1] Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T., "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, January 1990, pages 85-98.
- [2] Macek, J. - Lhotská, L. - Peri, D.: Evaluation of ECG: Comparison of Decision Tree and Fuzzy Rules

Induction. In: *Cybernetics and Systems 2004*. Vienna: Austrian Society for Cybernetics Studies, 2004, vol. 1,2, s. 713-718. ISBN 3-85206-169-5.

- [3] Rosik V, Tysler M, Jurko S, Raso R, Turzova M: Portable system for high resolution ECG mapping. *Measurement Science Review* (<http://www.measurement.sk>), 1, 2001, 27-30.
- [4] Chudáček, V.; Využití metod umělé inteligence pro vyhodnocování prostorového EKG Diplomová práce, ČVUT Praha 2004
- [5] Aubrecht P., Kouba Z.: Metadata Driven Data Transformation. *Proceedings of the World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics (ISAS SCI)*, 2001

## MOŽNOSTI VYUŽITÍ MULTIAGENTNÍCH SYSTÉMŮ V MEDICÍNĚ

Lenka Lhotská

*Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická,  
Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika  
E-mail: lhotska@fel.cvut.cz, Phone: +420 224353933, Fax: +420 224311081*

**Summary** The aim of the paper is to inform about existing medical applications of multiagent systems at foreign institutions and about the system for monitoring and diagnostics under development at the Gerstner Laboratory, Czech Technical University in Prague, Faculty of Electrical Engineering. We present a knowledge-based model of agents' mutual awareness (social knowledge). The tri-base acquaintance (3bA) model formalizing agent's social behaviour knowledge and agent's cooperation neighbourhood knowledge is enhanced to support attention focussing and to ensure a holistic complex perception of the problem.

**Abstrakt** Cílem příspěvku je seznámit s existujícími lékařskými aplikacemi multiagentních systémů na zahraničních pracovištích a s vyvíjeným systémem pro monitorování a diagnostiku v Gerstnerově laboratoři FEL ČVUT. Budeme prezentovat model využívající znalosti o vzájemném uvědomování si ostatních agentů (sociální znalosti). Znalosti o sociálním chování agentů jsou formalizovány v tzv. tribázovém (3bA) modelu. Tyto znalosti umožňují zaměřování pozornosti a zajišťují holistické komplexní vnímání problémů.

### 1. Úvod

Stále se zvyšující objem dostupných informací je zcela jistě strategickým zdrojem pro dnešní lékaře, ale na druhé straně není jednoduché s tímto objemem pracovat. Management znalostí a inteligentní vybavování znalostí se postupně stává prominentním tématem výzkumu v oblasti medicínské informatiky. Avšak stále jen malá část těchto informací má skutečný dopad na klinické prostředí. Lékaři pracují s rychle se měnícím, nestrukturovaným a kvalitativně heterogenním znalostním prostředím, přičemž se snaží extrahovat informace potřebné pro své rozhodování. Pro návrh systémů, které by se vhodným způsobem vypořádaly s těmito požadavky, se jeví jako výhodné využití agentních technologií.

Multiagentní systémy se v posledních letech staly jedním z dominujících témat výzkumu v oblasti umělé inteligence. Tato oblast se postupně vyděluje z distribuované umělé inteligence jako samostatná disciplína, opírající se o výsledky výzkumu jak v ostatních částech umělé inteligence, tak i v oblasti počítačových věd. Řada systémů, včetně systémů softwarových, dosáhla takového stupně složitosti, že je není možno řídit a provozovat jako systémy monolitické. Snaha o dekompozici takovýchto systémů do přirozených funkčních jednotek, relativně autonomně řešících dílčí úlohy a komunikujících v nezbytně minimálním rozsahu jen za účelem koordinace své činnosti s ostatními jednotkami, s nimiž sdílí globální cíl, je proto zcela přirozeným trendem. Navíc umožňují velmi přirozeným způsobem řešit úlohy, které jsou již svou podstatou distribuované. Agentní technologie též umožňují snadno integrovat již existující plně funkční systémy, pracovat s heterogenními zdroji dat

a znalostí, rozšiřovat systém o nové agenty, využívající další metody, apod.

I když v poslední době vznikla ve světě celá řada různých implementací, většina je orientována na průmyslové aplikace. V oblasti zdravotnictví a medicíny je několik systémů ve fázi vývoje laboratorních prototypů. Většina dnes existujících multiagentních aplikací jsou systémy vyvinuté ad hoc, přičemž zpravidla využívají jenom těch nejjednodušších, obvykle pouze reaktivních modelů chování.

### 2. Multiagentní systémy v lékařské oblasti

Během posledních let vzrostl zájem o využití multiagentních systémů ve zdravotnictví. Nejčastější oblasti, ve kterých se už s agentní technologií uvažovalo, jsou: vybavování lékařských znalostí a informací z Internetu [1], systémy pro podporu rozhodování v úlohách monitorování a diagnostiky [2] či domácí péče, distribuované rozvrhování pacientů v nemocnici [3].

AADCare [4] je systém pro podporu diagnostiky, managementu toku práce a plánování léčby. Architektura agenta obsahuje několik vrstev znalostí, pracovní paměť, komunikačního manažera a uživatelské rozhraní. Agenti mají deliberativní a reaktivní chování. Deliberativní chování je umožněno začleněním rozhodovacích pravidel pro výběr plánů, pravidel pro management úkolů při dekompozici a alokaci úkolů a kooperačních pravidel pro formulaci závazků. Reaktivního chování se dosahuje pomocí řídicí vrstvy, která reaguje na změny v pracovní paměti. Znalosti jsou rozděleny do tří vrstev: doménové znalosti (báze znalostí – lékařská fakta, klinické protokoly,

datáze pacientských záznamů, databáze dostupnosti zdrojů), znalosti pro usuzování (generické, deklarativní inferenční pravidla pro rozhodování s nejistou informací a pro řízení kooperace agentů) a řídicí znalosti (říkají, jak aplikovat znalosti pro usuzování na doménové znalosti takovým způsobem, aby výsledkem byla vygenerovaná odvození, kdykoliv se přidají nová data do pracovní paměti). Pracovní paměť je podobná globální tabuli [5].

V rámci pracovní skupiny „nemocniční logistika“ v SPP 1083, a se zahrnutím projektu ADAPT byl vytvořen extenzivní a empiricky založený model nazvaný Agent.Hospital [6]. Tento model je založen na agentní technologii. Agent.Hospital se skládá z detailních dílčích modelů zdravotní péče, různých typů servisních agentů a agentních platforem. Prostředí Agent.Hospital podporuje evaluaci metod modelování, detekce a řešení konfiguračních problémů a prověření vyjednávacích strategií a koordinačních algoritmů ve zdravotnických scénářích. V současnosti jsou implementovány následující součásti: klinické zkoušky a radioterapeutika (ADAPT), záchrana pacientů (AGIL), léčba rakoviny plic (ASAINlog), angina pectoris (MedPAGE), léčba žlučových kamenů, chirurgické procesy (Policy Agents), procesy radiologických služeb (EMIKA).

Projekt PalliaSys [7] je španělský projekt, jehož cílem je navrhnout a vytvořit prototyp systému pro podporu personálu na jednotce paliativní péče velké nemocnice. Tato jednotka je specializována na činnosti týkající se pacientů s nevléčitelnými nemocemi. Má za úkol jim zmírnit bolest v konečné fázi jejich života. Osoba může být zahrnuta na seznam pacientů jednotky paliativní péče v různém stádiu nemoci a bolesti.

Guardian [2] je projekt, který byl dokončen v roce 1996. Jeho cílem bylo vyvinout prototyp inteligentního multiagentního systému pro monitorování pacientů na jednotce intenzivní péče. Systém využívá řídicí architekturu tabule a je složen z heterogenních softwarových modulů, které jsou organizovány do dvou vrstev. V nižší vrstvě jsou moduly, které zajišťují redukci dat a abstrakci. Ve vyšší vrstvě se provádí usuzování a kooperace.

V literatuře a na Internetu je popsána celá řada jiných architektur multiagentních systémů a jejich aplikací v celé řadě oblastí. I v oblasti lékařských aplikací se v poslední době objevilo více systémů, prezentovaných na konferencích a popsaných ve speciálních číslech některých časopisů věnovaných přímo tématu Multiagentní systémy ve zdravotnictví.

### 3. Medicína jako aplikační oblast

Moderní zdravotní péče je vysoce specializovaná. Komplexní vyšetření jednoho pacienta zahrnuje mnoho konzultací odborníků a

laboratorních testů. Distribuovaná data, informace, znalosti a kompetence charakterizují moderní medicínu. Nejčastěji si specialisté vyměňují své závěry v podobě abstraktních konceptů. Tento přístup však znesnadňuje využití složitých vztahů mezi různými symptomy, zejména v raném stadiu nemoci, kdy jsou projevy nemoci málo patrné. Doufejme, že takové vztahy lze rozpoznat, když bude všechna vyšetření vyhodnocovat jeden člověk. Samozřejmě ale existuje celá řada důvodů, proč je obtížné tohoto cíle dosáhnout. Výstupem většiny měření není jediné číslo, ale měření odpovídají časovému průběhu některého atributu (např. EKG, EEG). Výslední data mají extenzivní charakter, jejich interpretace je velmi náročná a je k ní potřeba velké množství speciálních znalostí – tudíž musí být zajištěna odborníkem v dané oblasti. Ale s nejvyšší pravděpodobností odborník v jedné oblasti není odborníkem v jiné, která může být v daný moment životně důležitá pro pacienta. Proto je vysoce důležité hledat řešení, která umožní pružnou výměnu dat nebo znalostí mezi specialisty, podílejícími se na procesu rozhodování. Výměna by se neměla omezit na abstraktní koncepty, ale měla by zaměřit pozornost na projevy či příznaky, které jsou na první pohled nevýznamné a které by mohly zůstat nepovšimnuty. V prediktivní diagnostice by bylo důležité doplnit existující pohled odborníka na pacienta složitějším obrazem, odrážejícím detaily rozpoznané v nezávislých měřeních. Tento přístup může vést k hlubšímu pochopení některých komplikovaných nemocí a jejich dřívějšímu odhalení.

Navíc mohou mít data či znalosti různou povahu: popisy v přirozeném jazyce, 2D obrazy, měřené biologické signály (např. EKG, EEG, EMG), výsledky laboratorních testů (zpravidla seznam číselných hodnot). Jsou uloženy na různých médiích: listy papíru, fotografie, blány, elektronické soubory, knihy (uvážujeme-li „klasické“ lékařské znalosti), někdy osobní komunikace. Zpravidla nejsou dostupné na jednom místě v jednom určitém čase. Tato distribuce představuje největší problém, jestliže se má rozhodovat včas. Lékařské znalosti, vyšetření a léčba jsou distribuované funkčně, geograficky a také časově. Je evidentní, že je potřeba mít spolehlivý a konzistentní tok informací mezi všemi zainteresovanými subjekty s cílem splnit globální cíl – lepší zdravotní stav pacienta. Samozřejmě potřebný tok informací není předvídatelný v rozsahu a struktuře, ale vyvíjí se a mění v čase díky novým znalostem a reakcím. Pro uspokojení těchto požadavků a poskytnutí adekvátní podpory rozhodování se použití flexibilní inteligentní softwarové podpory stává více a více žádoucí. Agentní technologie nabízí efektivní a přirozené řešení, protože odpovídá hlavním vlastnostem lékařské oblasti, tedy distribuci informací, řešitelských schopností, zdrojů a odpovědností,

rozhodování s neúplnou informací, iterativní zjemňování plánů.

Budeme-li analyzovat celý cyklus léčby pacienta, můžeme najít nejméně pět samostatných oblastí, kde lze využít počítačové podpory, konkrétně jde o diagnostiku, predikci, monitorování, zpracování informací, management a plánování léčby. Všechny tyto oblasti mohou profitovat z nových možností nabízených moderními informačními technologiemi. Na příklad v diagnostice a predikci je možné začlenit agenty, kteří budou vyhledávat podobné případy, které se někde již v minulosti objevily. Samozřejmě je nutné, aby v takovém případě byl agent schopen generovat správný dotaz a aby případy byly dostupné prostřednictvím Internetu. Jinou možností je využít agenty pro přípravu a inicializaci elektronické lékařské konzultace.

### 3.1 Diagnostické úlohy

Obecně je lékařská diagnostika složitý proces, který vyžaduje velké množství specializovaných znalostí a zkušeností. V závislosti na příznacích, které pacient má, je praktický lékař schopen určit pravděpodobnou diagnózu více či méně přesně. Jsou-li příznaky stejné pro několik nemocí, musí lékař provést další vyšetření (ve své ordinaci nebo pošle pacienta na specializovanou kliniku). Některá vyšetření jsou založena na měření signálů nebo dalších parametrů (např. krevní tlak, analýza krve). Většina těchto dat potřebuje interpretaci (= vysvětlení sémantického obsahu).

Tradičně byly velké objemy měřených dat (EEG, EKG, apod.) interpretovány experty pouze s minimální softwarovou podporou. Taková manuální interpretace je však bolestně pomalý a namáhavý proces (představme si 24hodinový záznam EKG). Navíc, protože interpretace zahrnuje subjektivní posouzení a každý lékař má odlišné odborné znalosti a zkušenosti, formulace efektivní interpretace často vyžaduje spolupráci několika takových expertů. Proto by bylo velmi užitečné mít softwarový systém, ve kterém by individuální interpretace byly generovány automaticky a následně zjemňovány s použitím kooperativního usuzování a sdílení informací. Co musí být vyřešeno, je granularita informací, které se mají sdílet. Je také nutné zdůraznit, že v každém případě je konečné rozhodnutí věcí lékaře a ne počítačového systému. Počítačový systém je vždy považován za nástroj pro podporu rozhodování.

### 3.2 Úloha monitorování

Monitorování je životně kritická činnost na jednotkách intenzivní péče, kde zpoždění informací může být rozhodující pro přežití pacienta. Proto vyžaduje automatický sběr dat ze všech monitorovacích přístrojů u postele pacienta, zpracování dat v reálném čase a vyhodnocení.

Získání těchto dat on-line umožňuje korelaci a validaci dat, výpočet odvozených proměnných či návrh inteligentních scénářů alarmů zahrnujících několik parametrů a proměnných, které jsou monitorovány paralelně. V tomto kontextu nabízí počítačová podpora významnou úsporu času personálu. Systém může poskytnout včasné varování a inicializovat odpovídající akci, jestliže dochází k podezřelému vývoji jednoho či více parametrů sledovaných u pacienta, což nemuselo vést ke spuštění alarmu u „klasického“ přístroje. Tedy cílem je vytvořit časnou detekci kritické situace.

Většina monitorovacích přístrojů a přístrojů pro podporu životních funkcí, jako jsou ventilátory a fyziologické monitory, je dnes vybavena mikroprocesory. Obvykle má každý z nich svůj vlastní displej a je navržen jako samostatná jednotka. Navíc mívají často různé výstupy, protože pocházejí od různých výrobců. Výsledkem je, že zodpovědná osoba musí odečítat data z několika displejů a následně je vkládat do jiného systému pro další zpracování. Urgentní potřeba integrace výstupů je evidentní.

Monitorování pacienta se provádí jak z diagnostických, tak terapeutických důvodů. Obecně můžeme identifikovat několik kategorií pacientů, kteří potřebují monitorování:

- pacienti s nestabilním fyziologickým regulačním systémem,
- pacienti s podezřením na život ohrožující stav,
- pacienti s vysokým rizikem rozvinutí život ohrožujícího stavu,
- pacienti v kritickém fyziologickém stavu,
- pacienti, kteří jsou fyzicky či psychicky nestabilní,
- pacienti, kteří nejsou schopni komunikovat,
- neonatální a dětské pacienti,
- pacienti pod sedativy či v anestézii.

Množství parametrů pacienta se musí měřit kontinuálně, zejména srdeční frekvence a rytmus, frekvence dýchání, krevní tlak, saturace krve kyslíkem. Navíc je možné měřit např. intrakraniální tlak, klinickou chemii, testy krevních plynů, obsah glukózy v kapilární krvi, tělesnou teplotu, EEG.

## 4. ADAM: Architektura agentů pro diagnostiku a monitorování

### 4.1 Motivace

Lékařská diagnostika byla jednou z aplikačních oblastí expertních systémů v 70. letech 20. st. Od té doby byla vyvinuta řada problémově orientovaných systémů. Avšak většina byla velmi úzce zaměřena. Měly podobu jedné softwarové metody nebo techniky [8], [9]. Prvním krokem k distribuované organizaci bylo zavedení architektury tabule [5]. Logickým pokračováním tohoto procesu jsou multiagentní systémy [10], kde síť kooperujících agentů zpracovává množství vzájemně propojených úkolů. Mohou být heterogenní, využívat různé

metody či techniky pro řešení svého problému. Jejich výsledky se potom mohou kombinovat nebo se může vybrat nejlepší řešení. Relativně nedávno se monitorování na JIP dostalo do centra pozornosti, protože všechny používané přístroje produkují enormní množství dat, která se musejí průběžně vyhodnocovat.

Popíšme úkoly, které lze potenciálně řešit při monitorování. Informace o pacientovi musejí být uloženy, aby mohly být použity pro rozpoznávání a extrakci příznaků, nalezení zajímavých fyziologických sekvencí, zobrazení měřených hodnot za delší časový úsek s vyjádřením trendů. Integrace informací z několika přístrojů umožňuje vyhodnotit kvalitu signálu z jednoho přístroje, např. pozorovanou pomalou degradaci odporu přechodu kůže-elektroda při měření EKG. Tato funkce poskytuje užitečný prostředek, jak se vyhnout falešným alarmům, totiž umožňuje rozlišit mezi artefakty a reálnými situacemi alarmů s využitím informací odvozených z jednoho signálu pro verifikaci informace z druhého signálu. Je nutné zdůraznit, že na JIP bývá zpravidla více pacientů najednou. To znamená, že popisované úkoly jsou znásobeny, což může vést ve svém důsledku k přetížení sester, které musejí sledovat informace na všech přístrojích. Je zřejmé, že zavedení systému, který je schopen zpracovávat data pacienta, vyhodnocovat stav pacienta a vyslat alarm, je-li třeba (s rozlišením významnosti různých alarmů), by podpořilo rozhodování personálu.

Vyhodnocování lékařských dat je často vzdálené od přímého postupu. Neexistuje obecně použitelná nejlepší metoda nebo technika pro nasazení na konkrétní data. Každá metoda má svoje relativní silné a slabé stránky. Některé metody produkují pouze přibližné řešení, ale relativně rychle, jiné jsou přesnější, ale relativně pomalé. Navíc výkon dané metody často závisí na povaze souboru dat (některé metody pracují dobře se zašuměnými daty, jiné nikoliv, některé pracují dobře s daty, které mají velké zesílení signálu, jiné pracují dobře s malým zesílením signálu, některé se umějí vypořádat s chybějícími daty, jiné nikoliv). Velikost souboru dat může také ovlivnit výkon metody. Když je soubor dat příliš velký, obvykle není uživatel schopen vyhodnotit kvalitu dat manuálně, nemusí být dostatečně zkušený, může přeskočit důležitou část dat, atd. To vše se odráží v základních požadavcích na uvažovaný systém: systém musí reagovat na kontext řešení problému.

Nejlepší způsob, jak překonat problémy spojené s výběrem jediné metody, je navrhnout systém, který umožní koexistenci více metod. Avšak jak ukazují příklady z jiných aplikačních oblastí (např. zpracování obrazu), takové systémy nebo nástroje významně zatěžují uživatele. Očekává se, že uživatel zná u každé metody její vlastnosti, je schopen posoudit, kdy, kde a jak ji použít, a určit, jak nejlépe integrovat a spojovat výsledky dosažené vybranou

metodou. Bylo by nesmírně náročné řešit tento problém pomocí jednoho monolitického systému (např. expertního systému), protože neumožňuje integraci různých metod a vyhodnocení dílčích výsledků dosažených těmito metodami. Proto jsme se rozhodli navrhnout a vyvinout otevřený systém, který bude poskytovat celou řadu základních metod (reprezentovaných nezávislými moduly) a umožní určovat během zpracování, které metody jsou vhodné za jakých podmínek. Vzájemná výměna dílčích a konečných výsledků mezi jednotlivými moduly bude přímo podporovaná na softwarové úrovni.

## 4.2 Multiagentní přístup

Když zvážíme všechny požadavky a povahu problémové oblasti, dojdeme nutně k závěru, že nej přirozenějším prostředkem pro modelování a implementaci systému je multiagentní přístup. Pro naše účely aplikace v lékařské diagnostice jsou významné zejména tři základní vlastnosti multiagentních systémů: kooperace, heterogenita jednotlivých agentů a integrace existujících výkonných programů. Pod pojmem agent rozumíme softwarovou entitu, která vykazuje následující vlastnosti [11]:

- **Autonomie:** Agenti pracují bez přímého zásahu lidí nebo jiných agentů a mají jistou míru kontroly nad svými akcemi a vnitřním stavem.
- **Sociální chování:** Agenti interagují s ostatními agenty (a lidmi) prostřednictvím komunikačního jazyka, když rozpoznají potřebu takové komunikace (obvykle s cílem dokončit svoje řešení a pomoci ostatním s jejich činnostmi).
- **Reaktivita:** Agenti vnímají své okolí (fyzický svět, uživatele, společenství agentů, Internet, nebo kombinaci všech uvedených entit) a reagují včas na změny, které se v jejich okolí objeví.
- **Proaktivnost:** Agenti nejednají pouze v odpověď na okolí, mohou vykazovat cíli řízené oportunistické chování a převzít iniciativu ve vhodný okamžik.

V další části popíšeme strukturu agenta a znalostní struktury, odpovědné za jeho chování v multiagentní komunitě. V našem návrhu jsme vyšli z architektury agenta vyvinuté v Gerstnerově laboratoři. Její robustnost byla ověřena na aplikacích v několika oblastech, např. v oblasti plánování a rozvrhování výroby (systém ProPlanT), řízení dodavatelského řetězce (projekt ExPlanTech), formování koalic (systém CplanT) [12]. Analyzovali jsme funkčnost této architektury a definovali základní rozdíly mezi úlohami plánování a diagnostiky. Na jejím základě jsme navrhli určité modifikace pro úlohy diagnostiky a monitorování.

#### 4.3 Tribázový znalostní model a jeho aplikace v diagnostických úlohách

Základní architektura agenta a jeho báze znalostí jsou převzaty z [12]. Agent v našem systému se skládá z funkčního těla (obvykle samostatný program s dobře definovanou funkčností) a obálky (která je zodpovědná za začlenění agenta do komunity agentů). Tribázové (3bA) modely jsou zakódovány v obálce agenta. 3bA modely mají několik důležitých funkcí:

- omezit nadbytečnou komunikaci v multiagentním systému,
- zajistit okamžitou odpověď v časově kritických situacích,
- generovat a udržovat databáze informačních zdrojů.

V rámci 3bA modelu každý agent udržuje tři báze znalostí, ve kterých jsou uloženy všechny relevantní informace o ostatních členech komunity, konkrétně kooperační báze, báze úkolů a báze stavů.

Kooperační báze (CB) udržuje permanentní informace o kooperujících agentech, tj. jejich adresy, komunikační jazyk a jejich předdefinované zodpovědnosti (včetně informace o požadované formě vstupních dat pro tělo agenta). Tato data jsou potřeba pro zajištění předvýběru vhodného agenta, který je schopen provést požadovaný úkol, protože v diagnostice se zpravidla využívá velký objem vstupních dat heterogenní povahy a formy. Předpokládá se, že se tento typ znalostí nebude měnit velmi často.

Báze úkolů (TB) má dvě sekce: sekci problémů a sekci plánů. V sekci plánů (PLS) se udržují aktuální plány, jak provádět ty úkoly, které jsou nejčastěji agentovi zadávány. V sekci problémů se ukládají obecné znalosti o řešení úlohy, tj. znalosti o možných rozhodnutích s ohledem na typ vstupních dat a očekávané výsledky.

Báze stavů (SB) obsahuje informace o spolupracujících agentech, tj. o jejich aktuálním stavu. V sekci agentů (AS) jsou uloženy informace o aktuálním zatížení kooperujících agentů. Tato část se aktualizuje často a informuje agenta, kteří ze spolupracujících agentů jsou zaneprázdněni a kteří jsou dostupní pro spolupráci. Sekce úkolů (TS) ukládá informace o stavu úkolů, které agent aktuálně řeší.

#### 4.4 Obecná architektura systému ADAM

Koncept systému ADAM [13] definuje tři základní třídy agentů, které jsou potřebné pro zajištění základní funkčnosti a účastní se na přímém řešení úloh: agenti pro sběr dat, kteří shromažďují data z měřicích přístrojů, laboratorních zařízení, apod., agenti pro vyhodnocování (interpretaci) dat, kteří předzpracovávají a zpracovávají shromážděná data za použití vhodných metod, výsledky jsou popsány koncepty na vyšší úrovni abstrakce, a integrační agenti, kteří integrují výsledky získané od

agentů pro vyhodnocování dat. Integrační agenti vyhodnocují tyto dílčí výsledky s cílem získat odpovídající závěry. Na základě této evaluace může integrační agent přímo kontaktovat agenty pro sběr dat a požádat je o nové měření. Systém navíc obsahuje další agenty, kteří zajišťují inteligenci systému. Jde zejména o učícího se agenta, skeptického agenta, databázového agenta a informačního agenta (sbírajícího informace, zejména z Internetu). Databázový agent sbírá data o všech pacientech a jako vedlejší efekt vytváří zdroj pro dolování dat. Informační agent hledá doplňkové informace na Internetu nebo u agentů pro sběr dat. Skeptický agent shromažďuje a ukládá pozorování a diagnózy spojené s minulými nálezy tak, jak jsou poskytovány informačním agentem nebo jsou výsledkem usuzování integračních agentů. Učící se agent může používat některé metody strojového učení na data poskytovaná ostatními agenty v komunitě. Navíc k těmto agentům navrhuje začlenit do systému meta-agenta, což je nezávislý agent, který sleduje chování komunity. Má dvě role: pasivní (vizualizace struktury komunity, distribuovaných řešení, uživatelské rozhraní, apod.) a aktivní (ovlivňuje činnost komunity – inicializuje sekvence operací, učí se z pozorování a snaží se zlepšit chování celé komunity). Předpokládáme, že agenti budou spouštěni na různých strojích a budou komunikovat prostřednictvím Internetu.

#### 4.5 Případová studie: Lékařská diagnostika a monitorování

Každou metodu pro předzpracování a vyhodnocování dat a signálů můžeme považovat za autonomního softwarového agenta, který spolupracuje, komunikuje a koordinuje svoji činnost s ostatními agenty, je-li to nutné pro dosažení globálního cíle. Pro první fázi návrhu systému pro úlohu lékařské diagnostiky a monitorování jsme obecnou architekturu systému ADAM poněkud modifikovali a neuvažovali některé typy agentů.

Agenty pro vyhodnocování (interpretaci) dat jsme rozdělili do dvou úrovní, a to na agenty pro předzpracování dat a agenty pro zpracování dat. Na úrovni předzpracování dat je k dispozici několik agentů pro předzpracování dat přicházejících od různých agentů pro sběr dat. Agenti pro předzpracování též umožňují vizualizovat jak přicházející data, tak data v různých fázích předzpracování. Dále musejí zajistit několik důležitých kroků, jako je odstranění šumu, filtrace. Tyto operace se musejí dělat velmi pečlivě, aby došlo k minimálnímu zkreslení užitečné informace v datech či signálu. Předzpracování signálů se odehrává jak v časové, tak frekvenční oblasti, a jeho výsledkem je extrakce a výpočet nejcharakterističtějších příznaků. Agenti mohou pracovat v automatickém režimu, kdy extrahují relevantní atributy a posílají je k dalšímu zpracování, nebo v interaktivním režimu, kdy



uživatel může provádět vizuální inspekci s využitím vizualizačních modulů agentů.

Agenti pro zpracování dat využívají metody strojového učení (rozhodovací stromy, neuronové sítě, k-NN klasifikátor). Nejprve se naučí na relevantních trénovacích množinách a následně jsou využíváni pro klasifikaci. Jejich výstupy slouží jako vstup pro integračního agenta.

Integrační agent je znalostní systém, který má několik různých vstupů, a to výsledky agentů pro zpracování, data o pacientově zdravotním stavu a předchozích onemocněních a vyšetřeních z databáze (případně od lékaře prostřednictvím manuálního vstupu), vyhodnocení biochemických testů. Výsledkem je navržená diagnóza a návrh léčby příslušného pacienta.

Databázový agent řídí operace s lokální databází. Tato databáze je strukturovaná a obsahuje data o vyšetřovaných pacientech. Naměřené signály se ukládají do samostatných souborů a v záznamu pacienta jsou odkazy na tyto soubory. Pacientův záznam obsahuje příznaky extrahované a vypočítané ze signálů, pacientovu anamnézu, výsledky biochemických testů, navrženou diagnózu, potvrzenou diagnózu, navrženou léčbu a medikaci.

Agent uživatelského rozhraní slouží pro komunikaci s uživatelem. V současnosti musejí být jeho prostřednictvím vkládány některé údaje interaktivně, např. laboratorní výsledky biochemických testů a doplňkové informace z centrální nemocniční databáze.

## 5. Závěr

V tomto článku jsme popsali možnost využití agentní architektury pro vývoj inteligentního systému pro podporu rozhodování v medicíně. Spolupracující agenti poskytují velmi přirozený nástroj pro automatizaci předzpracování a (alespoň částečně) evaluace velkých objemů lékařských dat s využitím všech dostupných lékařských znalostí. Další fáze projektu je zaměřena na implementaci systému a jeho testování na reálných datech.

## Poděkování

Teoretický výzkum popisovaný v příspěvku vznikl za podpory ve výzkumném záměru MSM6840770012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II“, aplikace v diagnostice je řešena v rámci projektu č. 1ET201210527 „Znalostní podpora diagnostiky a predikce v kardiologii“ v rámci programu „Informační společnost“.

## Literatura

[1] Baujard, O., Baujard, V., Aurel, S., Boyer, C., and Appel, R.D.: MARVIN, a multiagent softbot to retrieve multilingual medical

information on the Web. *Medical Information* 23, 187-91, 1998.

- [2] Larsson, J. E. and Hayes-Roth, B. Guardian: An Intelligent Autonomous Agent for Medical Monitoring and Diagnosis, *IEEE Intelligent Systems and their Applications*, 13(1), 58-64, 1998
- [3] Decker, K. and Li, J.: Coordinated hospital patient scheduling. In *Proceedings of the Fourth International Conference on Multi-agent systems*, ICMAS-98, Paris, 1998.
- [4] Huang, J., Jennings, N.R. and Fox, J.: An agent-based approach to health care management. *Applied Artificial Intelligence* 9, 401-20, 1995.
- [5] Hayes-Roth, B.: A blackboard architecture for control. *Artificial Intelligence* 26, 251-320, 1985.
- [6] Kim, S. and Heine, C. and Herrler, R. and Krempels, K.H.: Agent Hospital - agent-based open framework for clinical applications. In: *IEEE International Workshops on Enabling Technologies: Infrastructure for Collaborative Enterprises*, 2003
- [7] Riaño D., Moreno A., Valls A.: Palliasys: Agent Based Palliative Care, In: *IEEE 4th Conf. on Intelligent Systems Design and Applications (ISDA'04)*, ISBN 963 7154 29 9, Budapest, Hungary, 2004
- [8] Shapiro, S.C., editor: *Encyclopedia of artificial intelligence*. John Wiley & Sons, New York. 1990
- [9] Stefik, M.: *Introduction to knowledge systems*. San Francisco: Morgan Kaufmann. 1995
- [10] Weiss, G., editor: *Multiagent systems: a modern approach to distributed artificial intelligence*. Cambridge, MA: MIT Press. 1999
- [11] Wooldridge, M. and Jennings, N.R.: Agent theories, architectures, and languages: a survey. In Wooldridge M., Jennings N.R., editors. *Intelligent agents*. Heidelberg: Springer-Verlag. 1995
- [12] Marik, V., Pechoucek, M. and Stepankova, O.: Organization of social knowledge in multi-agent systems. *Integrated Computer-Aided Engineering* 9, 1-12, 2002.
- [13] Lhotská, L. - Štěpánková, O.: Agent architecture for smart adaptive systems . In: *Transactions of the Institute of Measurement and Control*. 2004, vol. 26, no. 3, s. 245-260. ISSN 0142-3312

## RYTHMICAL PHENOMENA IN DERMAL PERFUSION – PROVED ASSESSMENT STRATEGIES AND NEW DISCOVERIES

M. Hülsbusch, V. Blažek

*Institute of High Frequency Technology, RWTH Aachen University, Melatener Str. 25, 52056 Aachen, Germany  
E-mail: huelsbusch@ihf.rwth-aachen.de, Phone: +49 241 80279 45, Fax : +49 241 80 22213*

**Summary** The phenomena of rhythm fluctuation of arterial blood pressure were discovered already in the first continuous recordings in the 18<sup>th</sup> century. However the formation of such rhythms hasn't been explained until now. This work presents two concepts which could aid in bringing new insights into the understanding of these rhythms. One development is a multisensor system capable to acquire multiple PPG channels, ECG and additionally breathing signals to correlate local and central driven oscillations. The second new development is Photoplethysmography Imaging which allows contactless measurements of cutaneous perfusion with spatial resolution. Together with the necessary mathematical analysis tools like the Wavelet Transform a sound basis for assessment and evaluation of rhythm fluctuations in human hemodynamics is provided. Using the presented framework new, previously unreported phenomena of distributed blood volume movements in dermal perfusion could be observed.

**Abstrakt** Studie se zabývá rytmickými jevy v perfuzi kůže. Přestože jsou tyto jevy parciálně známy již od 18 století, není z fyziologického a biofyzikálního pohledu jejich geneze, vzájemná interakce a lokální distribuce dodnes kompletně objasněna. Popsány jsou dva experimentální systémy, z nichž první sestává z kombinace klasických fotoplethysmografických senzorů (PPG) pro detekci změn krevního volumenu v dermální mikrocirkulaci společně s EKG a detekcí respirační dynamiky. Druhý optoelektronický systém (PPGI) umožňuje bezkontaktní detekci uvedených jevů s vysokou prostorovou a časovou rozlišovací schopností. První testy a klinické výsledky potvrzují mimořádně zajímavé diagnostické možnosti této nové optoelektronické zobrazovací metody.

### 1. Epilogue

„Rhythms are a basic phenomenon in all physiological systems. They cover an enormous range of frequencies with periods from the order of milliseconds up to some years. They are described by many disciplines and are investigated usually in the context physiology of the respective function or organ. The importance given to the research on rhythmicity is quite different in different systems. In some cases where the functional significance is obvious rhythms are at the centre of interest, as in the case of respiration or locomotion. In other fields they are considered more or less as interesting epiphenomena or at best as indicators without essential functional significance, as in the case of cardiovascular or EEG rhythms.” [1]

### 2. Introduction

Complex rhythmical changes in dermal perfusion patterns have been known since the first continuous recordings of blood pressure. However the formation of these rhythms hasn't been explained until now. Actual research concentrates especially on the frequency range of about 0.1 Hz [2,3], however the assessment and interpretation of these perfusion rhythms are especially hindered by the fact that these patterns have very strong spatial variability and are highly transient.

This contribution tries to aid in the understanding of the cause and implication of the observed rhythmical phenomena in dermal perfusion

by the introduction of a multi sensor system, capable to simultaneously acquire different optoelectronic sensor channels (Photoplethysmography, short PPG) together with ECG and breathing signals. Our latest research results show high local variations in the dermal perfusion behavior. For the study of distributed perfusion patterns are therefore mapping sensor concepts required. For this purpose we developed a new contactless, spatially resolving and functional measurement technique called Photoplethysmography Imaging (PPGI).

### 3. Multi Sensor System for skin contact applications

In the first part of this study a simple device has been designed which includes 5 classical PPG sensors (working in transmission or reflection mode, also in fiber optic configuration), two respiration sensors and one ECG channel [4].



Fig. 1. Multi sensor measuring system capable of simultaneously reading multiple PPG channels, ECG and breathing signals.

All analogue signals were digitized and processed by an integrated microprocessor. Sensor settings, measurement control & signal visualization were managed by custom software on a standard PC (figure 1 and 2). Our multi sensor concept allows additional insights for the determination between local and central rhythmical phenomena like heart rate synchronous blood volume changes (figure 3).

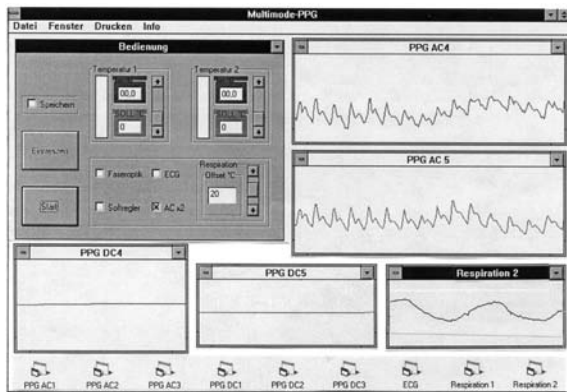


Fig.2. Selected windows in the screenshot allow the measurement control and visualization of the detected signals.

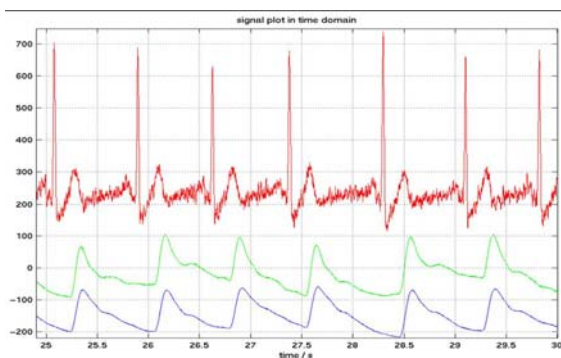


Fig.3. Perfusion recordings in comparison: both PPG signals detect the arterial blood volume pulse on the index fingers and show nearly the same pulse wave delay to the QRS complex. In addition the beat-to-beat heart rate variability is clearly visible in all signals.

In addition to the heart synchronous rhythms also a spectrum of other rhythmical phenomena in dermal skin perfusion can be detected if the sensor/amplifier system allows a non filtered data analysis ( $f < 0.05$  Hz).

Selected results from an indo-german project which was focused on the endogenous influence of dermal perfusion using Yoga are shown in figures 4. By positioning the PPG sensors on the forehead and chest of the subject who practiced Yoga relaxation techniques one could notice certain interesting periodical perfusion patterns as show in figure 5. First of all one could notice from this dataset that the PPG signal from the forehead region is much larger compared to the one from the chest region thereby indicating that the microcirculation in the forehead

region is relatively stronger. The FFT analysis reveals that beside the heart beat (approx. 1 Hz) and breathing (approx. 0.35 Hz), the 0.15 Hz rhythms formation is present in the signal from the forehead region. According to the results from other research groups [5,6,7] these low frequency "relaxation" rhythms have a very important bearing on the human physiology and have potential therapeutic implications e.g. in psychosomatic medicine.

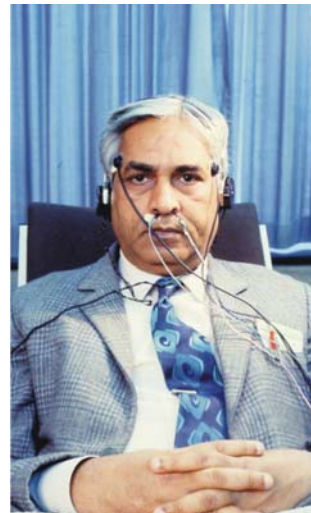


Fig 4. Investigation of the rhythmical phenomena in the human hemodynamics with PPG and respiratory sensors during Yoga exercise.

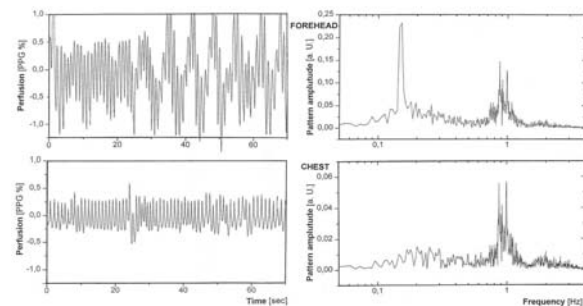


Fig. 5 Two-channel time domain registration (left) and FFT analysis (right) of skin perfusion rhythms, recorded with classical PPG sensors in the forehead and chest regions.

#### 4. New contactless assessment strategies

The Photoplethysmography Imaging technique is a contactless and spatially resolving advancement of the classical and well established Photoplethysmography [8]. A part of the skin surface is illuminated by illumination panels consisting of multiple LEDs and as optical detector a high sensitivity camera is used. To detect also the weak light modulation, which is caused by the arterial pulsation, our setup utilizes the UltraPix FE 250 camera from Life Science Resources because of it's high dynamic range of 84 dB and it's high

readout speed of 5.5 MB/s. The imaging sensor is EEV 37-10, a silicon frame-transfer CCD with a pixel resolution of 512x512, the spectral range is 400 - 1100 nm with a quantum efficiency of 40 % at 800 nm. To reduce the readout noise, the camera is cooled down to -40° C.

Using the setup shown in figure 6 it is possible to measure arbitrary parts of the skin surface and to simultaneously assess the dermal perfusion in different skin regions. The PPGI system allows to assess local changes in perfusion patterns and to do a functional mapping of the perfusion status. Of great importance is the novel possibility to measure even in wounds or transplanted skin.

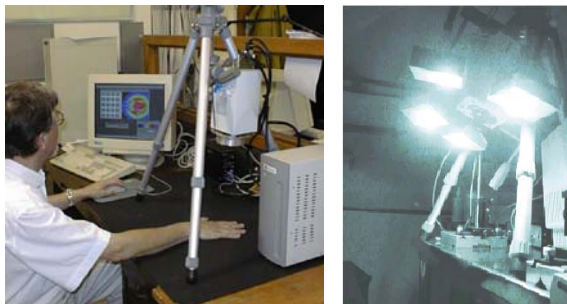


Fig. 6. Portable Photoplethysmography Imaging setup, the skin surface is illuminated by a custom LED floodlight and the backscattered light intensity is recorded by a high sensitivity CCD camera.

After recording of a short video sequence of the skin surface the operator can choose different regions of interest (ROI, "virtual sensors") for which the backscattered light intensity is calculated. The resulting signals contain the same information as classical PPG signals.

## 5. Advanced signal processing and visualisation of dermal perfusion patterns

A typical recording with corresponding PPGI signals can be seen in figure 7. The recording was done on a left hand with a small wound in the skin of the middle finger. As can be seen in the figure the perfusion patterns from healthy skin and the wound on the middle finger show significant differences. When looking only at the heart beat, it is slightly increased inside the wound, however the slow rhythms of about 0.1 Hz are strongly reduced inside the wound. Not only is it possible to discriminate the wound and the healthy skin when comparing the different frequency components, it is also apparent that the slow frequency component has strong local variations. Even the two ROIs on healthy skin, which are adjacent, show differences in the 0.1 Hz band.

When trying to further analyse the perfusion patterns with the classical Fourier Transform not

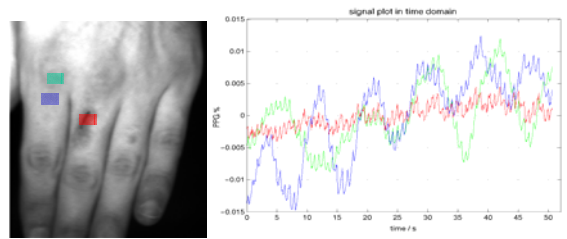


Fig. 7. left: PPGI recording of a hand with a wound on the middle finger. right: Calculated perfusion signals for selected ROIs.

much new information is revealed. It is possible to recognise differences at low frequencies, however the resolution is quite limited. The frequency spectrum can't reveal much advanced information, the reason is that the Fourier transform is not well suited for analysis of transient signals. It is not possible to judge only from the power spectrum of a signal if an oscillation is stationary or occurs only during a limited time and at which instance in time. To assess non stationary characteristics of a signal a joint time - frequency representation of a signal is needed. This problem is illustrated in figure 8.

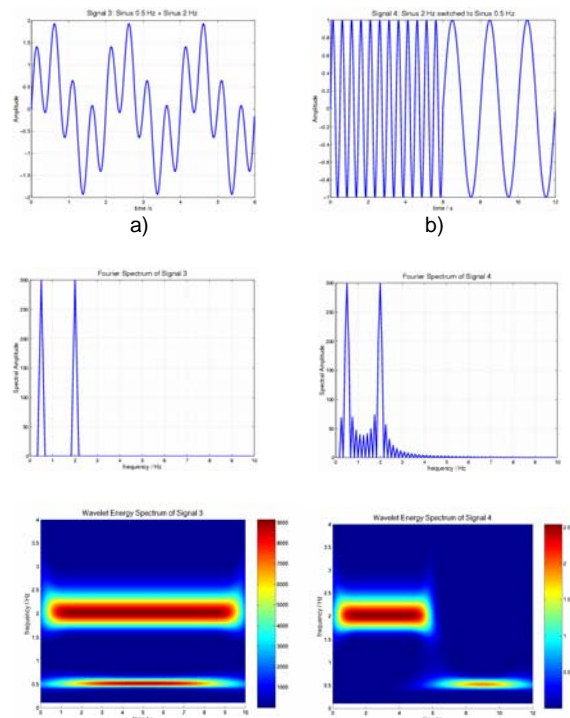


Fig. 8. Example of analysis of transient signals. top: synthetic signals a) and b), middle: Fourier Transform of example signals. bottom: Wavelet Transform of signals.

## 6. Wavelet transform

The Wavelet Transform of a signal leads to a 3 dimensional time - frequency representation where the spectral evolution over time can be directly

assessed [9]. It is in reality a family of transformations where a signal  $g(t)$  is transformed by an analysing function  $\psi(t)$ . The analysis function  $\psi(t)$ , which is called the “mother wavelet”, is not fixed but can be chosen from a collection of functions. All of these have to meet certain restraints (see [10]), most notably are localisation in time as well as in frequency domain. To analyse the signal  $g(t)$ , the mother wavelet is shifted across the time axis (by parameter  $b$ ) and also scaled by different factors  $a$ . Thus a family of basis functions

$$\Psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

is obtained.

The continuous Wavelet Transform is defined as:

$$\tilde{g}(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt$$

Utilising this transform a higher dimensional representation of the signal  $g(t)$  can be obtained where the dimension  $b$  is responsible for the time information and the other dimension  $a$  for the scaling information which is inversely proportional to the frequency.

The original function can be recovered from  $\tilde{g}(t)$  by the inverse transform

$$g(t) = C_{\psi}^{-1} \iint \tilde{g}(a,b) \Psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2}$$

where the normalising coefficient  $C_{\psi}$  is determined by the shape of the mother wavelet:

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} |\hat{\psi}(\omega)|^2 |\omega|^{-1} d\omega$$

( $\hat{\psi}$  designates the Fourier transform of  $\psi$ ).

To fully describe the Wavelet Transform also the mother wavelet  $\psi(t)$  has to be specified. An often applied function is the Morlet Wavelet, which is a wave modulated by a Gaussian of unit width (see figure 9):

$$\psi(t) = e^{\frac{t^2}{2}} (\cos(\omega_0 t) - i \sin(\omega_0 t))$$

The parameter  $\omega$  determines the time versus frequency resolution, the relation between scaling and frequency becomes  $f = 2\pi\omega_0/a$ .

When using the Morlet wavelet the resemblance to the windowed Fourier Transform becomes apparent. The Gaussian can be interpreted as the

windowing function. In distinction to the windowed Fourier Transform the width of the function is not

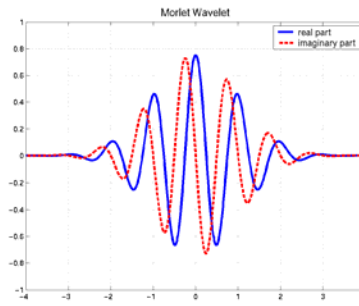


Fig. 9. Morlet mother wavelet consisting of a complex wave modulated by a Gaussian.

fixed but is scaled together with the wave function. So for every frequency the same number of oscillations is taken into account, i.e. if we search for slow rhythms of 0.1 Hz the window function will be ten times wider than if we would search for 1 Hz components. This makes the Wavelet Transform admissible to investigate a very broad frequency range of multiple decades.

## 7. New insights in the phenomenon of distributed dermal rhythmicity

The wavelet transform of a PPGI signal is shown in figure 10. The resulting spectrum is a joint time-frequency representation of the signal, the evolution of different frequency components (vertical axis) can be directly recognised versus the time (horizontal axis). The classical FFT power spectrum can be interpreted as a projection of the Wavelet spectrum in horizontal direction and thus loses any time representation.

The generated advanced signal visualisation reveals on first sight, that the slow rhythms of about 0.1 Hz are not stationary but fluctuate in amplitude and also slightly in frequency. Additionally the heart rate variability can instantly be recognised and shows a good correlation to classical beat-to-beat analysis of PPG signals or ECG signals.

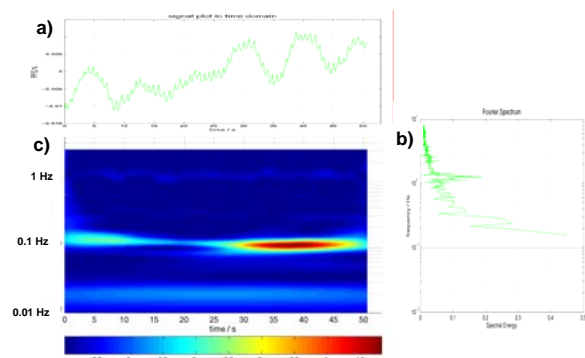


Fig. 10. Wavelet Transform of a PPGI signal. a): time signal. b): FFT frequency spectrum. c): Wavelet spectrum.

Apart from the strong temporal fluctuations in dermal perfusion also a new phenomenon of distributed spatial rhythm fluctuations could be observed using Photoplethymography Imaging. Figure 11 shows a recording of about 3 minutes of a forehead. The PPGI time signals corresponding to the selected ROIs contain very strong oscillations with frequencies of about 0.1 Hz. In contrast to the centrally controlled and uniformly detectably heart synchronous rhythms, the slow oscillations show a high local variability and autonomy. Due to strong differences in the perfusion signals despite the adjacent measurement sites, these slow blood volume changes have to be attributed clearly to local oscillators in the human body.

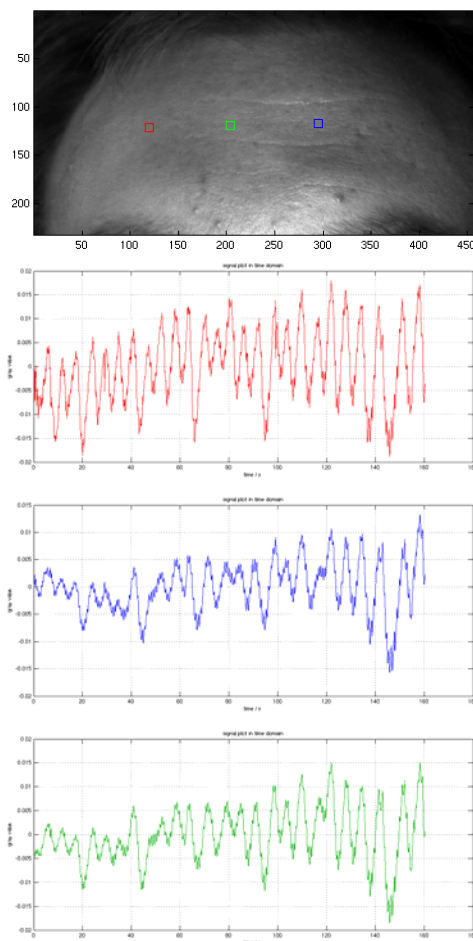


Fig. 11. Distributed spatial rhythm fluctuations can be observed using the novel PPGI technology. Top: Image of the recorded PPGI video sequence with 3 selected "virtual sensors". Bottom: corresponding PPGI time signals, the spatial variability in the rhythms of about 0.1 Hz can clearly be recognized already in the static signal representation. For an animated and more detailed signal representation please visit our homepage at [http://www.ihf.rwth-aachen.de/English\\_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html](http://www.ihf.rwth-aachen.de/English_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html)

Another phenomenon which can only be observed in animated video representations of the PPGI recordings is "blood volume clouds" which

move on the forehead in a coherent but complicated pattern. Figure 12 tries to illustrate this with screenshots of a recording, for the animated video representation please refer to the web page [http://www.ihf.rwth-aachen.de/English\\_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html](http://www.ihf.rwth-aachen.de/English_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html). The physiological cause of these distributed "blood volume clouds" can so far not be explained but the presented results clearly indicate a strong local autonomy of the dermal perfusion rhythms around 0.1 Hz.

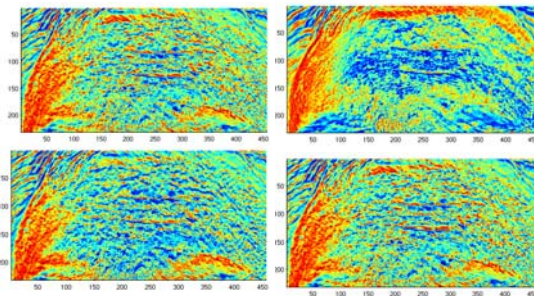


Fig. 12. Previously unreported phenomenon of distributed "blood volume clouds" observed by PPGI. The pictures show images taken at 14s, 16s, 50s, and 69s of a video sequence. The animated video sequence can be found on the authors homepage ([http://www.ihf.rwth-aachen.de/English\\_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html](http://www.ihf.rwth-aachen.de/English_Pages/Forschung/Ppgi/ppgi.html)).

## 8. Conclusion

The analysis of complex rhythmical changes in dermal perfusion requires sophisticated assessment strategies. Using selected multisensor concepts it is possible to acquire undistorted vital signals in a very broad frequency range, correlation of the different sensor signals reveals that besides the known central rhythms certain local oscillations especially around 0.1 Hz occur, which show endogenous influencability.

The local variability of the perfusion patterns can further be assessed by novel imaging techniques. The presented Photoplethymography Imaging is capable of assessing the skin perfusion of arbitrary skin surface regions in a completely contactless manner and at the same time provides results with high spatial resolution. This allows even perfusion studies in wounds or transplanted skin. Altered skin perfusion can already be detected in very small skin wounds.

Together with advanced joint-time-frequency signal processing the local autonomy of slow rhythms even in adjacent skin regions can be visualised. The Wavelet Transform allows the analysis of a signal over a wide frequency range, while providing good resolution also at low frequencies. At the same time also the temporal evolution of different frequency components over time can be revealed.

A completely new, previously unreported phenomenon of distributed blood volume movements in dermal perfusion could first be

observed using the PPGI technique. Latest results clearly document the existence of local oscillators which show high autonomy and local variability. The physiological cause and implications of this phenomenon are so far unknown. However it is expected that the low frequency "relaxation" rhythms around 0.1 Hz have a very important bearing on the human physiology and have potential therapeutic implications i.e. in psychosomatic medicine.

[10] Stéphane Mallat. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. 2nd ed. USA: Academic Press 2001

## References

- [1] H. Haken and H.P. Koepchen, „Rhythms in Physiological Systems“, Springer Verlag 1991
- [2] V. Perlitz *et al.*, *Differentiation of cutaneous haemo- and neurodynamics using multiscale time-frequency-distribution portrays*, Proc. 10th Int. Symp. CNVD 2001, pp. 41-48 (2003)
- [3] M. Bračić Lotrič. *Couplings Among Subsystems that Regulate Blood Flow*. PhD Thesis. University of Ljubljana, Ljubljana 1999
- [4] V. Blazek *et al.*, *PPG monitoring of skin perfusion dynamics: Introduction of a new multichannel unit using classical heated optodes, ECG and respiratory control*, Proc. 8<sup>th</sup> Int. Symp. CNVD 1998, pp. 33-40 (1999)
- [5] H. Schmid-Schönbein *et al.*, *Synergetic interpretation of patterned vasomotion activity in microvascular perfusion: Discrete effects of myogenic and neurogenic vasoconstriction as well as arterial and venous pressure fluctuations*. Int. J. Microcirc. 17, pp. 346-459 (1997)
- [6] M. Mück-Weymann *et al.*, *Coordination of respiratory and vasomotory rhythms during functional relaxation and autogeneous training*, Proc. 8<sup>th</sup> Int. Symp. CNVD 1998, pp. 69-76 (1999)
- [7] V. Perlitz *et al.*, *Effektivität des Autogenen Trainings*. Therapiewoche, 26, pp. 1536-1544 (1995)
- [8] M. Hülsbusch and V. Blažek, *Photoplethysmography Imaging (PPGI): Advanced Strategies for the 2D Visualisation of Skin Perfusion*. Proc. 10<sup>th</sup> Int. Symp. CNVD 2001, pp. 69-74. (2003)
- [9] A. Stefanovska, M. Bračić and H.D. Kvernmo. *Wavelet Analysis of Oscillations in the Peripheral Blood Circulation Measured by Laser Doppler Technique*. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1999; pp 1230-1239

## BEHAVIOUR OF HUMAN HEMODYNAMICS UNDER MICROGRAVITY – A PROPOSAL FOR THE 7<sup>th</sup> GERMAN PARABOLIC FLIGHT CAMPAIGN

V. Blažek <sup>a)</sup>, M. Hülsbusch <sup>a)</sup>, M. Herzog <sup>a)</sup>, Claudia R. Blažek <sup>c)</sup>,  
H.-C. Gunga <sup>b)</sup>, R. Kowoll <sup>b)</sup>, Waltraud Fraßl <sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> Institute of High Frequency Technology, RWTH Aachen University, Melatener Str. 25, D-52074 Aachen, Germany

<sup>b)</sup> Centre for Space Medicine, Department of Physiology, Charité University Medicine, D-14195 Berlin, Germany

<sup>c)</sup> Department of Dermatology, Medical Faculty, RWTH Aachen University, D-52074 Aachen, Germany

E-mail: medopt@ihf.rwth-aachen.de, Phone: +49 241 80 27939, Fax: +49 241 8022213

**Summary** All astronauts often feel uncomfortable during first encounter microgravity because of fluid shifts from the lower extremities to the head caused by weightlessness. Parabolic flights offer a great possibility for research of this phenomenon under "zero gravity". With a combination of the optoelectronic sensor concepts PPG and PPGI and an ultrasound device it should be possible to measure all relevant parameters for description and further explanation of rapid fluid shifts along the body axis in humans during parabolic flights. A research team of the RWTH Aachen University and the Charité University Berlin will participate in the 7<sup>th</sup> German Parabolic Flight Campaign in September 2005 and perform the experiments under micro gravitation. A combination of used non-invasive strategies will reveal new insights into the human hemodynamics under microgravity conditions.

The optoelectronic part of this interdisciplinary research experiment, details from the measuring setup, data collecting and post processing will be discussed.

**Abstrakt** Sdelení predstavuje koncept biofyzikálního experimentu, zameraného na detekci a analýzu rychlých zmen telesných tekutín podél osy cloveka pri mikrogravitacních podmínkách ( $\sim 10^{-2}$  g) během opakovaných parabolických letu, a to pomocí optoelektronických a ultrazvukových senzoru. Experiment je plánován v interdisciplinární spolupuprání vedeckých univerzitních týmu v Berlíne a Cáchách v rámci 7. nemecké DLR kampaňe a bude probíhat v září 2005 v Bordeaux.

### 1. Introduction

All astronauts travelling into space complain about fluid shifts from the lower legs to the head. This phenomenon is known as "space motion sickness", "puffy faces" or "bird legs" (figure 1). In the past it was very difficult to study the amount and the dynamics of these fluid shifts. On earlier space missions research teams were able to proof these fluid shifts in the superficial tissues, but there was no ability to quantify these shifts and their dynamics. The fluid shifts during space flight can be noticed because under zero gravity in the aerospace the human body is exposed to a completely other stress than on earth.



Fig. 1. Astronaut Story Musgrave, Space Shuttle Challenger, Mission STS6, April 1983, on Earth (left) and in orbit (right) [1]. The puffiness around his eyes and cheeks caused by microgravity can be clearly seen.

Within the scope of the evolution humans developed from quadrupeds to bipeds. The price for this privilege to stand upright on just two feet is that more than 80% of the human blood is normally distributed in the lower extremities as a result of the Earth's gravity. Because of the large amount of blood in the legs many humans suffer from venous diseases. Humans can hide themselves from many environmental influences, but not from the Earth's gravity except they travel to space. The distribution of the blood volume throughout the human body and physiological blood pressure values while standing on the Earth are shown in figures 2 and 3.

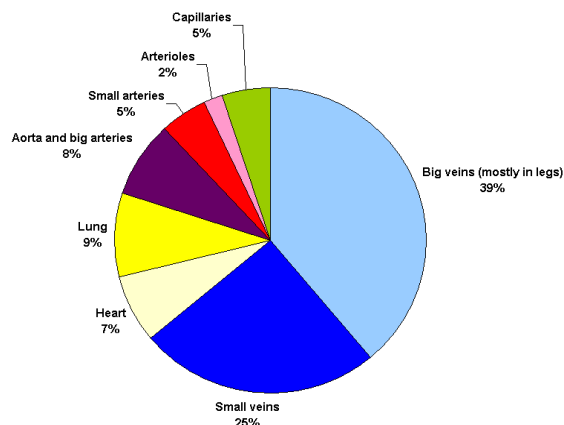


Fig. 2. Distribution of blood volume for the different parts of the human vascular system [2].



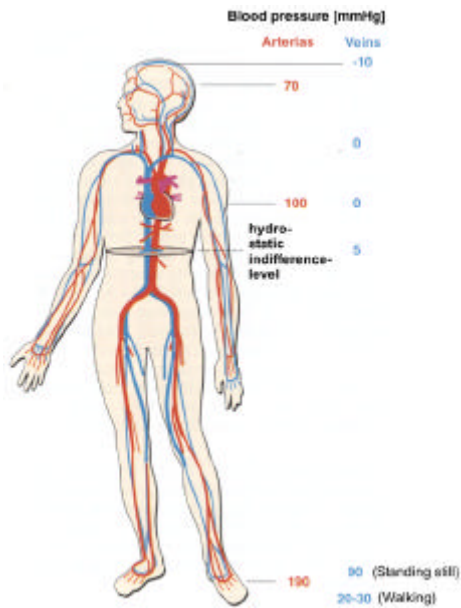


Fig. 3. Blood pressures in the arterial and venous system of a standing human under Earth's gravity [2].

## 2. Microgravity conditions during parabolic flight manoeuvre and experimental background

Within the framework of the German government long term program "Research under space conditions" our experiment will be performed during repeated parabolic flight manoeuvre, also called "Zero G" (figure 4). The experiments are planned for the 7<sup>th</sup> German Parabolic Flight Campaign in September 2005 and are coordinated from DLR in Bonn (Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.). During four flights in four days 120 parabolic phases will be performed with a specially prepared aircraft Airbus A 300. From a steady horizontal flight, the aircraft gradually pulls up its nose and starts climbing at an angle of approximately 45 degrees. This "injection" phase takes about 20 seconds, during which the aircraft experiences an acceleration of around 1.8 times the gravity level at



Fig. 4. Airbus A 300 performing a parabolic flight.

ground, i.e. 1.8 g. The engine thrust is then reduced to the minimum required to compensate for air-drag, and the aircraft follows a free-fall ballistic trajectory, i.e. a parabola, taking approximately 20 seconds, during which weightlessness is achieved. At the end of this period, the aircraft must pull out of the parabolic arc, a maneuver which gives rise to another 20 second period of 1.8 g on the aircraft, after which it returns to normal level flight attitude. Thus, the whole parabolic phase takes 1 min. These maneuvers are flown repeatedly, with a period of 3 minutes between the start of two consecutive parabolas, so that there is a 2 minute "rest" period at 1g. After parabolas 10 and 20 however, the rest interval is increased to 6 minutes. During one flight 30 parabolas will be performed.

## 3. Assessment of human hemodynamics under space conditions using optoelectronic sensors

### 3.1 Fundamentals of classical Photoplethysmography (PPG)

The PPG technique is a well known method for non-invasive investigations of the dermal blood perfusion. It is based originally on different absorption and scattering coefficients of bloodless skin and blood-filled vessels for photons of infrared light [3-5].

The simplest reflection mode PPG sensor consists of an LED and a photo detector, placed in a small plastic housing (figure 5). The distance between light emitter and light detector is about 6 mm. The sensor is applied to the skin by means of a double faced adhesive ring. Four ventilation channels in the frond allow the free circulation of air beneath the sensor and even allow long time application and measurement under space conditions.

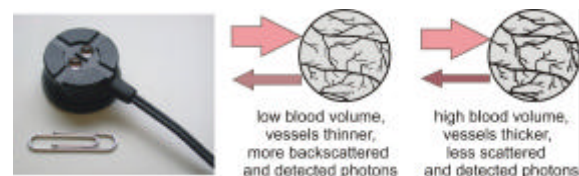


Fig. 5. PPG sensor and schematic visualization of the correlation between the PPG signal and the blood volume changes in the illuminated vascular network under the sensor [5].

The relative sensitivity of effective measurement depth of the optoelectronic sensors can be adjusted by variation of distance  $x$  between light emitter  $E$  and light detector  $D$  and axis alignment of both components as well as the beam angle  $\alpha$  of the

opening (numerical aperture NA). For the classical PPG sensor shown in figure 5 ( $x=6\text{mm}$ ,  $\alpha=\pm 5^\circ$ ,  $\text{NA}=0.087$ ) lies the range of measuring depth (decrease  $1/e$  of maximum sensitivity) between 0.1 and 3.2mm, maximum sensitivity is in 1mm skin depth and transilluminated tissue volume approx.  $120\text{mm}^3$ . The intensity distribution of in the tissue injected photons can be calculated by means of Monte Carlo simulation [7]. One typical example is shown in figure 6. The horizontal coordinates  $x$  and  $y$  run from  $-7\text{mm}$  to  $7\text{mm}$ , the source is centred at  $(0,0)$ . The  $z$ -axis depicts the normalized light intensity in skin tissue. The scattering causes a widening of the light rays. At the same time, the maximum intensity ( $I(r=0)$ ) is reduced from 43% in 2.4mm to 19% in 3.6mm depth, relative to the skin surface values.

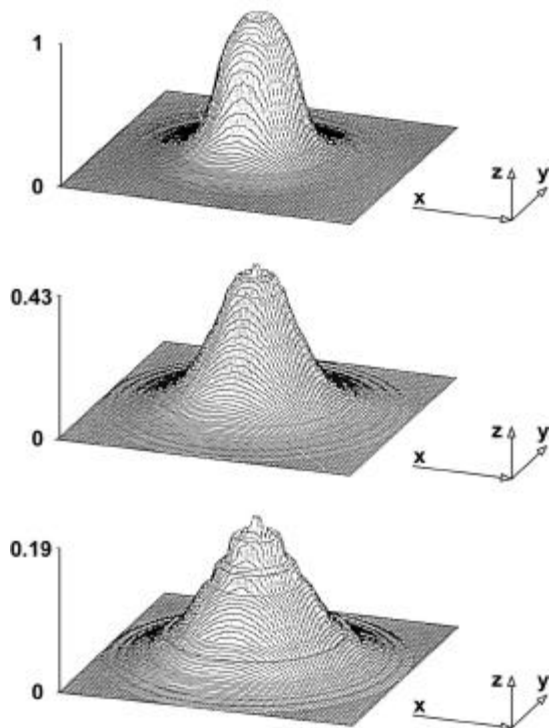


Fig. 6. Simulation of photon distribution in tissue under light emitting point of classical PPG sensor in the skin depths of 1.2mm (top), 2.4mm (middle) and 3.6mm (bottom).

A typical light intensity distribution of the measuring rays in the tissue under the PPG sensor is shown in figure 7. The curves of constant light intensity determine the decrease down to 10%, 1%, 0.1% and 0.01% of maximum light intensity. In this case, about 90% of the backscattered and detected signal comes from the bloodless tissue (T), 10% from venous blood volume (V) and about 0.1% from arterial blood volume (A). This leads to a sum signal consisting of a large signal offset, a slowly changing venous portion (quasi DC signal) and a pulsating arterial signal (AC signal).

Since the development of this method in the seventies, PPG has become an approved technology nowadays, which is used by clinicians and practitioners worldwide under "terrestrial" conditions. The biggest advantages of PPG are a simple and flexible setup, low cost for equipment and measurement and the possibility to measure functional data of the venous and arterial system.

### 3.2 Synthesis of the PPG signal: venous and arterial part

Furthermore, a newer multi sensor version of the classical PPG, which can measure the DC and the AC part of the signal (figure 8) at the same time, will be installed. Using the data of this system it is possible to reconstruct the complete PPG signal of the observed areas. This is very important, because in the past most PPG-measurement-setups were only able to measure the AC-part of the PPG-signal. The AC signal contains basically only the arterial part of the blood volume pulse. The information about the changes caused by bigger fluid shifts is, however, also included in the venous and static part of the signal. The ratio of AC to DC components in the PPG signal gives the normalized PPG% value for the photoplethysmogram amplitude.

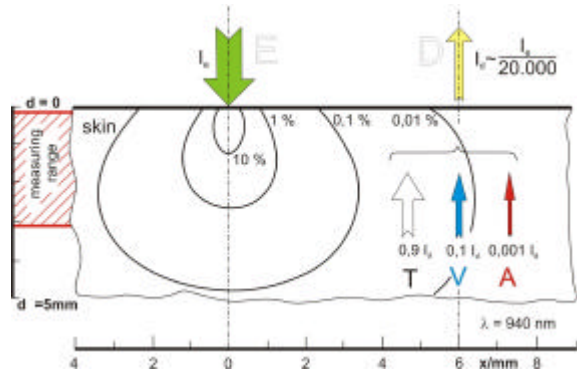


Fig. 7. Schematic cut through the biological tissue with curves of constant light intensity. A distance of  $x=6\text{mm}$  between emitter E and detector D results in a mean signal loss of approximately 43dB [5].

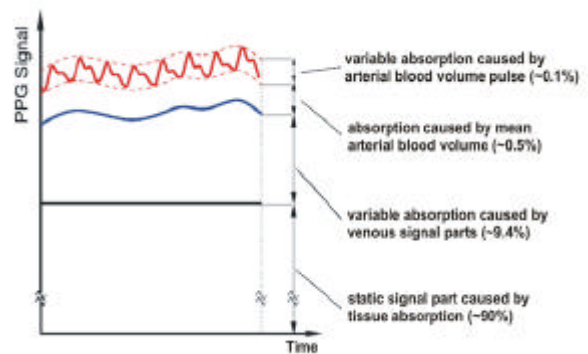


Fig. 8. Different parts of a PPI signal [6].

### 3.3 Photoplethysmography Imaging (PPGI)

In spite of all advantages the classical PPG has two disadvantages. The first problem is the need to fix the sensor on the tissue. Thus, it is not possible to measure in wounds. The second problem is that it is possible to measure only one or a few single spots due to the limited number of sensors. The photoplethysmography imaging (PPGI) system meets both requirements. Instead of one single LED a kind of LED floodlight is used to illuminate a bigger area. An extremely sensitive & high resolution scientific camera is used as a detector for the back scattered photons [8-10]. A basic PPGI setup is shown in figure 9 and a realized system for first clinical tests in figure 10.

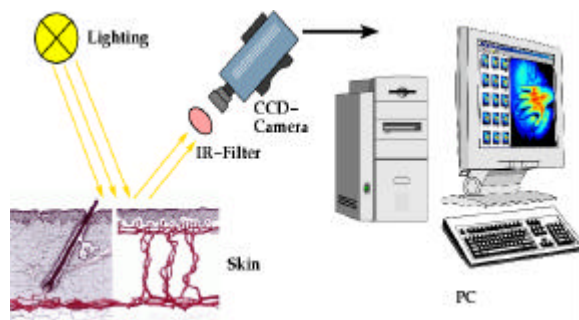


Fig. 9. Basic PPGI setup. Using high resolution CCD-sensor, spatial resolved hemodynamic studies can be performed [9].



Fig. 10. PPGI setup for measurement of a subject in supine position [10].

## 4. Experiment

The "parabonauts" will be lying in supine position. During each flight, two subjects will be investigated (change of position after 15 parabolas by two experimenters. One experimenter is necessary to perform the ultrasound scans at two marked points of the body (forehead and tibia), the

other experimenter is necessary to (re-)focus the PPGI camera on the subject's forehead and to start/stop the image series. The induced changes during the parabolic arcs under microgravity ( $\sim 10^{-2}$  g) and hypergravity (+1.8 g) conditions will be assessed. The Airbus A 300 provides an experiment lab with the area of 20 x 4.9m (figure 11) for 12 different experiments of the 7. DLR mission.

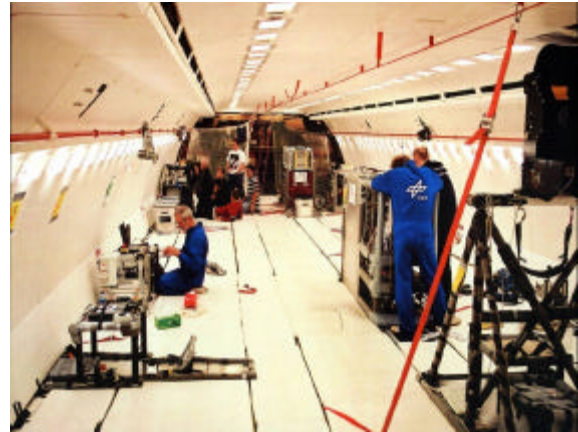


Fig. 11. Experiment area in the centre of the mission airplane A 300. (Foto: Dr. U. Friedrichs, DLR).

## 5. Preliminary results: rapid blood volume shifts during tilt test as a „simulator of microgravity“

In preparation for our microgravity experiment measurements using an electrically controlled tilt chair have been performed. The aim of this preliminary test was to assess the influence of the hydrostatic blood pressure changes in dermal hemodynamics. During the passive tilt test the subject was moved rapidly from sitting position to horizontal position (figure 12). The PPG sensor was attached on the inner side of the lower leg, nearly 8 cm above the ankle.

Following this manoeuvre the peripheral venous blood pressure in the sensor level decreased about 45 mmHg. The recorded PPG signals clearly reveal blood volume shifts from the lower extremity immediately after the changes of body position. Under reduction of hydrostatic pressure the photoplethysmogram rises in a few seconds following a physiological venous outflow from the extremity in the central and upper body regions. After the repositioning of the subject to vertical position the increase of the PPG signal visualises the refilling of the leg which is influenced by physiological venodynamics only through the arterial inflow. These results allow us to presume that the rapid fluid shifts in the human body can be detected using optoelectronic sensors also during short microgravity phases as planned.

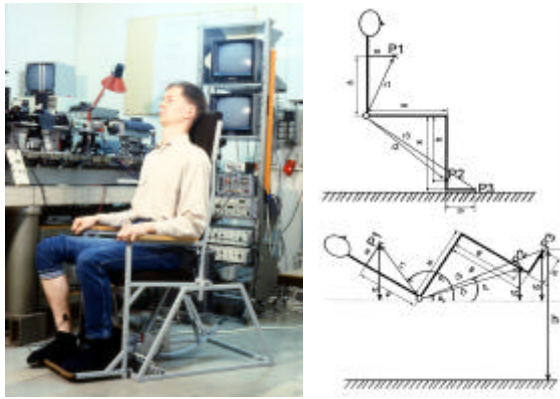


Fig. 12. Passive tilt test in IHF/RWTH lab.

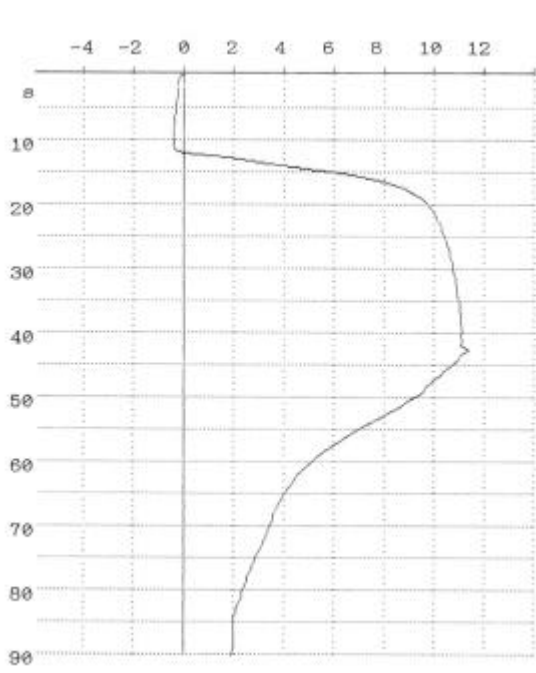


Fig. 13. PPG registration of rapid blood volume changes during motorized tilt test. The vertical axis visualises the signal amplitude normalised in PPG% (changes of venous signal part in relation to the initial venous signal before tilt test) versus time.

## 6. Conclusion

It is intended to demonstrate that during a parabolic flight rapid fluid shifts into the superficial tissue occur. With the help of the optoelectronic sensors it should be possible to access the filling and refilling of the superficial venous and arterial vascular bed. In addition, information about rhythmic patterns in dermal perfusion can be evaluated. Furthermore, ultrasound methods will be applied to quantify the fluid shifts. Using our multi sensor concept it should be possible to reveal new insights in the dynamics of rapid fluid shifts. The

optoelectronic parts of the experiments are the tasks of the Aachen investigator group, while the ultrasound measurements will be performed by the team members from the Centre for Space Medicine, Charité Berlin.

During the flight only the raw data will be recorded. The analysis will be performed afterwards.

## Acknowledgement

This experiment has been supported by the German Aerospace Center (DLR) by contract No. PF#-7/5.

## References

- [1] *How You Feel in Microgravity*, [http:// science.howstuffworks.com/weightlessness2.htm](http://science.howstuffworks.com/weightlessness2.htm)
- [2] K. Golenhofen, *Physiologie*, (Urban & Schwarzenberg Verlag, München 1997)
- [3] A.B. Hertzman, *The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph*, *Amer. J. Physiol.* **124** (1939).
- [4] V. Blazek, *Optoelektronische Systemkonzepte für nichtinvasive Kreislaufdiagnostik*, *Optoelektronik Magazin*, 7 (1991).
- [5] V. Blazek, U. Schultz-Ehrenburg, *Quantitative Photoplethysmography – Basic facts and examination tests for evaluating peripheral vascular functions*, (VDI Verlag, Düsseldorf 1996)
- [6] V. Blazek, *Funktionelle Beinvenendiagnostik mit Hilfe der quantitativen Photoplethysmographie*, in K. Hübner, *Praktische Sklerotherapie* (Viavital Verlag Essen 2005)
- [7] Th. Mühl, *Berechnung von Lichtintensitäten in streuenden Medien*, (Dissertation, IHF/RWTH Aachen 1988)
- [8] O. Such, *Mehrwellenlängen- und bildgestützte Verfahren zur optoelektronischen Gefäßdiagnostik*, (Dissertation, IHF/RWTH Aachen, Shaker Verlag Aachen 1998)
- [9] M. Hülsbusch, V. Blazek, *Contactless mapping of rhythmical phenomena in tissue perfusion using PPGI*, (SPIE, Vol. 4683, 2002)
- [10] C.R. Blazek et al., *Assessment of allergic skin reaction and their hemodynamical quantification using Photoplethysmography Imaging*, (in press, in V. Blazek, U. Schultz-Ehrenburg, *Computer-aided Noninvasive Vascular Diagnostics*, Volume 3, Mainz Verlag Aachen 2005)

## THE HUMAN EYE POSITION CONTROL SYSTEM IN A REHABILITATION SETTING

Y. Nolan<sup>a,b)</sup>, E. Burke<sup>a,b)</sup>, C. Boylan<sup>a,b)</sup>, A. de Paor<sup>a,b)</sup>

<sup>a)</sup> National University of Ireland, Dublin, Department of Electronic and Electrical Engineering, Belfield, Dublin 4, Ireland

<sup>b)</sup> National Rehabilitation Hospital, Dún Laoghaire, County Dublin, Ireland

E-mail: annraoi.depaor@ucd.ie, Phone: +353 1 7161910, Fax: +353 1 2830921

**Summary** Our work at Ireland's National Rehabilitation Hospital involves designing communication systems for people suffering from profound physical disabilities. One such system uses the electro-oculogram, which is an (x,y) system of voltages picked up by pairs of electrodes placed, respectively, above and below and on either side of the eyes. The eyeball has a dc polarisation between cornea and back, arising from the photoreceptor rods and cones in the retina. As the eye rotates, the varying voltages projected onto the electrodes drive a cursor over a mimic keyboard on a computer screen. Symbols are selected with a switching action derived, for example, from a blink. Experience in using this mode of communication has given us limited facilities to study the eye position control system. We present here a resulting new feedback model for rotation in either the vertical or the horizontal plane, which involves the eyeball controlled by an agonist-antagonist muscle pair, modelled by a single equivalent bidirectional muscle with torque falling off linearly with angular velocity. We have incorporated muscle spindles and have tuned them by pole assignment associated with an optimum stability criterion. The dynamics also indicate an integral controller taking its input from a bang-bang element with dead zone. There is, in addition, a pure time delay element involved. Describing Function analysis and simulation demonstrate that in this application the time delay is outside the feedback loop, and is probably associated with set-point generation at a higher level in the brain's hierarchy of control systems. A second input could be involved at the spindle level, active when tracking predictable target motions.

### 1. Introduction

It has been known since the mid 19th century that the eye has a standing potential across it (see, for example, the summary by Geddes and Baker [1]) whose sign is dependent on the species. In humans, the cornea is positive with respect to the rear of the eyeball. As the eye moves in its socket, the voltage picked up by a pair of electrodes placed horizontally—on either side of the eye—or vertically—above and below the eye—can be modelled by the simple equivalent circuit shown on Fig. 1, with a typical voltage vs. angle relation graphed on Fig. 2. These have been adapted from Geddes and Baker [1]. We have harnessed these horizontal and vertical electro-oculograms (EOGs) in a communication system for very profoundly disabled people at Ireland's National Rehabilitation Hospital. The principle of this is illustrated on Fig. 3. Each square on an alphabet board on a computer screen can be highlighted under control of the EOG voltages. During a blink, the vertical EOG voltage is markedly reduced. This is detected and used to write the currently highlighted letter into a message space. Multiple lines of text are accommodated by the "Enter" command.

Having harnessed the EOG voltages, we were able to do a very simple experiment and from it deduce a tentative new model for the eye gaze control system in this context. We set up a square on the computer screen, 1.8cm on the side. This was divided into four sub-squares, top left and bottom right black, top right and bottom left white. The subject was asked to focus on the centre of the

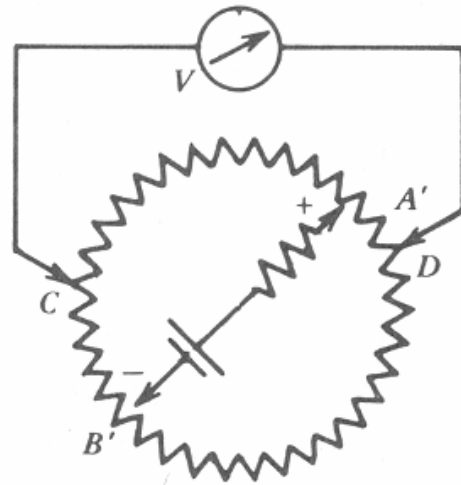


Fig. 1. Genesis of the EOG.

square, which was then suddenly translated horizontally by an optical angle of  $15^\circ$  (equivalent to 0.2618 radians) and the resulting EOG recorded. A recording typical of many is shown on Fig. 4. The most significant features of this are the pure time delay of about 0.235 seconds, and the almost perfectly linear excursion over most of the range. This response is almost identical with one given as Fig. 164.5 on page 2481 of Bronzino [2].

Drawing on and extending the work of Stark [3], we propose to explore the control system structure shown on Fig. 5. For each plane of motion,

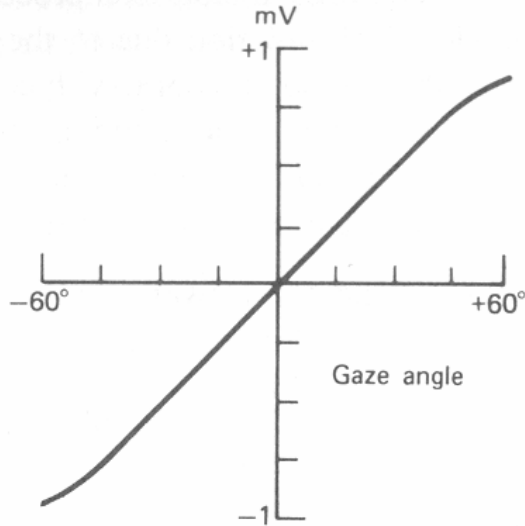


Fig. 2. Approximate dependence of the EOG on  $\theta$ .

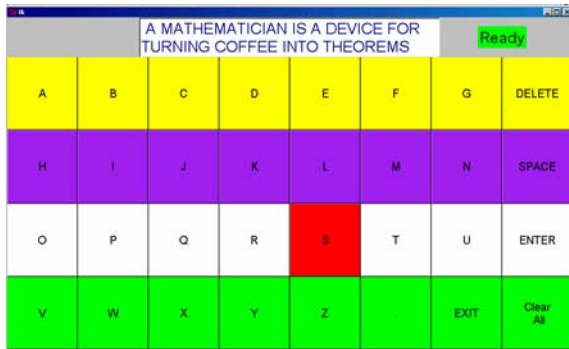


Fig. 3. Illustration of a communication system based on the EOG.

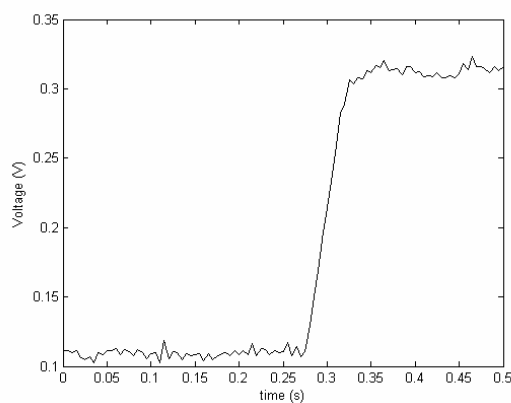


Fig. 4. EOG in response to a target suddenly translated in the horizontal plane.

horizontal and vertical, there is an agonist-antagonist pair of extraocular muscles. Contraction of one rotates the eyeball in the positive  $\theta$  direction, and of the other in the negative  $\theta$  direction. We condense these two muscles into a single equivalent muscle,

which can rotate the eyeball in either direction. There is no doubt from the physiology of the eye [Davson, 4] that the eyeball muscle torque is controlled by a muscle spindle, although we have not seen that feature invoked in the work of Stark [3] or later authors. However, we quote Davson [4]: "Thus, the spindles in the extraocular muscles are exactly similar to those found in limb muscles and it is therefore impossible to ignore their role in adjusting the force of contraction through a feedback mechanism that indicates the length of the muscle at any moment." The spindle feedback mechanism is represented by the inner loop in our model. One of our primary objectives is to explore the application of a principle of optimum stability, which we tentatively invoke to tune this inner loop.

## 2. Tuning the inner feedback loop

The muscle spindle essentially senses the error,  $e_l$ , between a locally generated reference value for  $\theta$  and the current value of  $\theta$ , and uses it to generate the gross rotational torque,  $T_g$ , on the eyeball. Drawing on Stark's [3] work on control of the hand, we take the form of the transfer function relating  $E_l(s)$  to  $T_g(s)$  to be

$$C_1(s) = \frac{f_1 s + f_0}{s^2 + h_1 s + h_0} \quad (1)$$

We have to "tune" this controller by proposing values for its parameters.

As the eyeball rotates (or as a muscle contracts in general), the gross torque falls off with the velocity of contraction. This is generally in a nonlinear fashion, usually taken to be quadratic. However, in the interests of getting a linear dynamical model—at least at this initial stage of analysis—we assume that the fall-off in torque is linear in  $d\theta/dt$ , thus giving the net torque applied to the eyeball as

$$T_n = T_g - f \frac{d\theta}{dt} \quad (2)$$

Westheimer [5] has proposed the following model relating  $\theta$  to  $T_n$ :

$$J \frac{d^2\theta}{dt^2} = T_n - F \frac{d\theta}{dt} - K\theta \quad (3)$$

Combining this with eqn. (2) and taking the Laplace transform with zero initial conditions gives

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{T_g(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{f+F}{J}s + \frac{K}{J}} \quad (4)$$

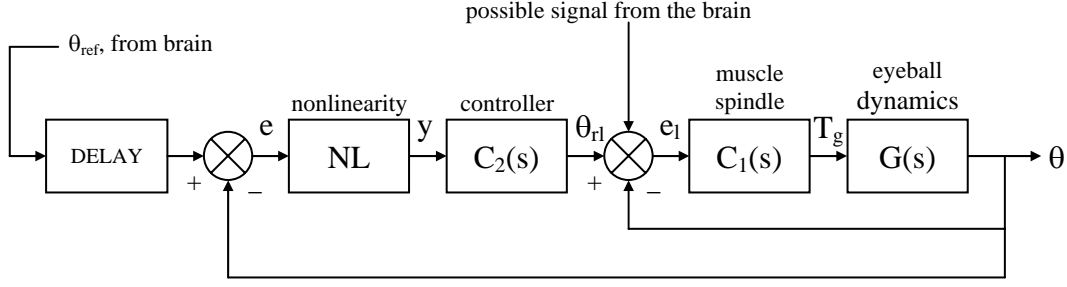


Fig. 5. Our proposed feedback control system.

Westheimer [5] gives the values, in SI units,

$$\begin{aligned} J &= 2.2 \times 10^{-3} \\ \frac{F}{J} &= 168 \\ \frac{K}{J} &= 14400 = 120^2 \end{aligned} \quad (5)$$

With  $f = 0$ , these values make  $G(s)$  a second order linear system with damping ratio  $\zeta = 0.7$  and undamped natural frequency 120 radians per second. We can obtain no guidance from the literature as to what value to assign to  $f/J$ , so we propose tentatively but conveniently that it increases the damping ratio to  $\zeta = 1$  (critical damping). This gives  $f/J = 72$ , and results in

$$G(s) = \frac{\frac{1}{J}}{(s+120)^2} = \frac{454.55}{(s+120)^2} \quad (6)$$

The transfer function relating  $\theta$  to the local reference value,  $\theta_{rl}$ , then becomes

$$\begin{aligned} \frac{\theta(s)}{\theta_{rl}(s)} &= G_i(s) \\ G_i(s) &= \frac{\frac{1}{J}(f_1 s + f_0)}{(s^2 + h_1 s + h_0)(s+120)^2 + \frac{1}{J}(f_1 s + f_0)} \end{aligned} \quad (7)$$

The denominator here is the characteristic polynomial of the inner loop, whose roots determine the nature of its dynamics. We assume that the function of the spindle is to speed up the eyeball response, so that the roots of the characteristic polynomial lie to the left of the value  $s = -120$ . We propose to place them all at the location  $s = -120b$ , with  $b > 1$ . This gives

$$\begin{aligned} (s+120b)^4 &= (s^2 + h_1 s + h_0)(s+120)^2 \\ &+ \frac{1}{J}(f_1 s + f_0) \end{aligned} \quad (8)$$

As shown by Cogan and de Paor [6], assigning all the roots of a characteristic polynomial to the same location—which is an extension of the idea of critical damping for a second order system—has an interesting optimum stability property. If all controller parameters but one are held at their nominal values then, as that one is varied through its nominal value, the right-most root is as deep in the left half plane as possible.

Dividing Eqn. (8) through by  $(s+120)^2$  leads simply to the expressions

$$\begin{aligned} h_1 &= (4b-2)(120) \\ h_0 &= (6b^2 - 8b + 3)(120)^2 \\ f_1 &= J(4b^3 - 12b^2 + 12b - 4)(120)^3 \\ f_0 &= J(b^4 - 6b^2 + 8b - 3)(120)^4 \end{aligned} \quad (9)$$

We have explored various values of  $b$  and found that  $b = 2$  gives a very good final match to the response of Fig. 4. The resulting expression for  $C_1(s)$  is

$$C_1(s) = \frac{15206.4s + 2280960}{s^2 + 720s + 158400} \quad (10)$$

For a physical reason, however, we have not used  $C_1(s)$  as given by Eqn. (10), but have developed a close approximation to it. The reason is that Stark's [3] work strongly suggests that both poles of  $C_1(s)$  should be real, whereas those of  $C_1(s)$  as computed are complex. To retain reality of the poles, we first of all approximated the denominator of  $C_1(s)$  by  $s^2 + 800s + 160000 = (s+400)^2$ . We then scaled  $f_0$  so that the static gain of  $C_1(s)$ , i.e.,  $C_1(0)$ , was preserved, and finally scaled  $f_1$  so that  $f_1/800 = 15206.4/720$ . This gave the expression for  $C_1(s)$  actually employed:

$$C_1(s) = \frac{16896s + 2304000}{s^2 + 800s + 160000} \quad (11)$$

To give an idea of the accuracy of this approximation, the unit step responses of the two controllers described by Eqns. (10) and (11) are

shown on Fig. 6, and their Bode magnitude diagrams are compared on Fig. 7.

### 3. Tuning the outer loop

Taking guidance from Stark [3], but not following the detailed structure of his model, we now propose that in the forward path of the outer loop we have a nonlinear function followed by a controller. Stark's [3] treatment suggests that the controller may be modelled by a pure integrator, with transfer function

$$C_2(s) = \frac{k_i}{s} \quad (12)$$

However, we differ from Stark in the form of the nonlinear function  $NL(e)$ . Stark indicates that this has a dead zone, i.e.,  $NL(e) = 0$  for  $|e| < 0.03$  radians. We preserve this feature, since it represents the fact that no correction need be applied if the image remains focussed onto the fovea, which is the region of greatest sensitivity centred on the optical axis. However, for errors outside this region, Stark has a linear variation of  $NL(e)$  with  $e$ , and with this feature we have not found it possible to reproduce the linear transition of the response on Fig. 4. With  $C_2(s)$  an integrator, it is hard to escape the conclusion that  $NL(e)$  is saturated for  $|e| > 0.03$ , and that the input to the inner loop is ramping up linearly during the transition. We consequently adopt the behaviour  $|NL(e)| = |S|$  for  $|e| > 0.03$ , with  $S$  a constant, positive value (the saturation level).

It is clear that during the transition depicted on Fig. 4, the rate of change of  $\theta$  is governed by the product  $Sk_i$ , so that one of these parameters can be scaled arbitrarily. We normalise  $S$  to the value  $S = 1$ .

With  $S$  normalised to unity, only the parameter  $k_i$  remains to be tuned to get the response closest to that shown on Fig. 4. By simulating the complete system using the Swedish package SIMNON, we have homed in on the value

$$k_i = 19 \quad (13)$$

With regard to the pure time delay of 0.235 seconds in the response, this has been placed outside the feedback loop, for a reason to be explained in the following section. The resulting response, mimicking conditions in the experiment graphed on Fig. 4, is shown on Fig. 8.

### 4. Oscillations in the system

In seeking to place the time delay correctly, we noticed that even a very small delay (to be quantified

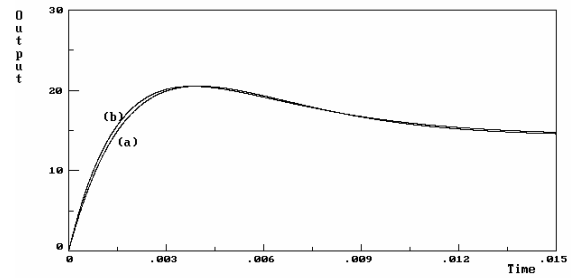


Fig. 6. Unit step response of the two spindle transfer functions: Eqn. 10 (a) and Eqn. 11 (b).

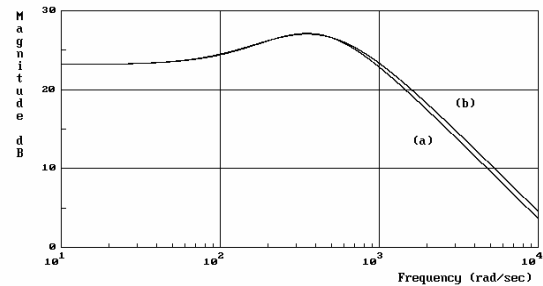


Fig. 7. Bode magnitude diagram of the two spindle transfer functions: Eqn. 10 (a), Eqn. 11 (b).

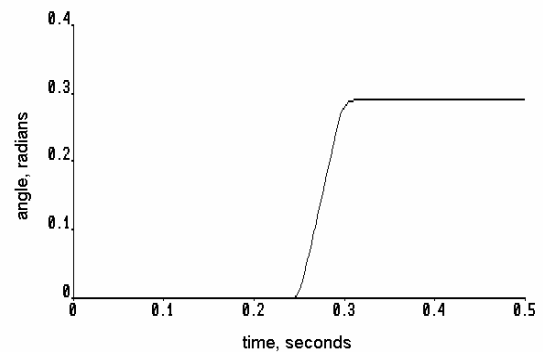


Fig. 8. Overall step response of the complete system.

below) placed within the loop led to continuous oscillations. The same happens if  $k_i$  is raised sufficiently, or if the width of the dead zone in  $NL$  is decreased sufficiently. In all these cases the output oscillation is almost sinusoidal, and this suggests that the classic Describing Function technique [Elgerd, 7] can be used to explore the conditions for oscillation.

In applying the describing function, we assume that the error signal,  $e$ , in the outer loop is oscillating (almost) sinusoidally:

$$e = M \sin(\omega t) \quad (14)$$

For  $M \leq D$ , where  $D$  is the half-width of the dead zone ( $D = 0.03$  in this case),  $y = 0$ , which is of no interest. However, for  $M > D$ ,  $y$  is periodic, of period  $T = 2\pi/\omega$ , but non-sinusoidal. In fact it is a



gapped square wave. If we expand  $y$  in a Fourier series, we find that, due to the symmetry of  $NL$ , it has only odd harmonics, and all of those above the fundamental frequency are effectively filtered out in passing through the integrator and the inner feedback loop. Thus, as far as its effect on the observed oscillation is concerned, we can approximate  $y$  by its fundamental component, readily calculated as

$$y_f = \frac{4S}{\pi} \cdot \frac{\sqrt{M^2 - D^2}}{M} \sin(\omega t) \quad (15)$$

Comparing Eqns. (14) and (15), we see that for this almost sinusoidal oscillation,  $NL$  can be characterised by a gain, referred to as its Describing Function,  $DF$  :

$$DF = \frac{4S}{\pi} \cdot \frac{\sqrt{M^2 - D^2}}{M^2}, \quad M > D \quad (16)$$

Plotted as a function of  $M$ , this reaches a peak value of

$$DF_{\max} = \frac{2S}{\pi D} \quad (17)$$

for

$$M = D\sqrt{2} \quad (18)$$

In the extreme case  $DF = DF_{\max} = 21.221$  (for  $S=1$ ,  $D=0.03$ ), we can use an informal application of Nyquist analysis [Elgerd, 7] to explore conditions for oscillation. To do this we plot the frequency response locus of the function

$$G_f(s) = DF_{\max} \left[ \frac{19}{s} \right] G_i(s) \quad (19)$$

This is shown on Fig. 9, which also indicates certain "robustness margins". These tell by how much the frequency response locus should be modified in various ways to pass it through the critical point  $(-1,0)$ , which corresponds to sustained oscillations. Thus, for example, the gain margin of 1.888 means that if  $k_i$  is multiplied by this factor, oscillation sets in. This is illustrated on Fig. 10. Similarly, the delay margin of 0.0047 means that if a pure time delay of this amount is placed in the forward path of the outer loop, oscillation ensues at the angular frequency 108.3 radians per second. The phase margin of  $29.11^\circ$ , also effective at the angular frequency  $\omega = 108.3$  radians per second, means that if an extra dynamic element were inserted in the forward path, with a phase lag of  $29.11^\circ$  at the stated angular frequency, the frequency response locus would pass through the critical point. We have confirmed the findings with respect to gain margin and delay margin by simulation. The very small delay margin

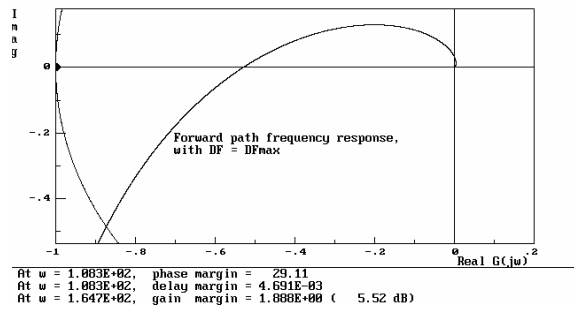


Fig. 9. Frequency response locus of  $G_f(s)$ .

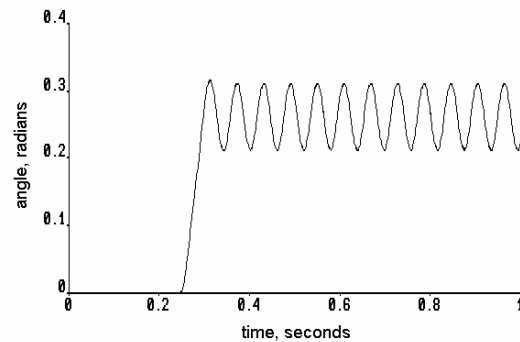


Fig. 10. Oscillations due to setting  $k_i$  just above its threshold value.

is the reason why we had to place the observed time delay of 0.235 seconds outside the loop.

## 5. Discussion

As an offshoot to development of a communication system for a disabled people, based on the EOG, we performed a simple experiment to track a suddenly translated target, and used it to produce a new feedback model for the eye gaze control system in this application. Muscle spindles have been incorporated into this type of model for the first time. In the absence of any detailed information, the resulting inner feedback loop has been tuned by a pole-assigning procedure, associated with a principle of optimum stability. In the outer loop, the nonlinearity has been modified from that suggested by Stark [3] and, on tuning the integral controller gain through simulation experiments, a very close match to the experimental result. Robustness margins have been explored with the help of Describing Function analysis, and this has been decisive in placing the time delay outside the control loop. We hope that this exercise in applying several techniques from Control Theory to a living system will be of interest to the Biomedical Engineering community.

### Acknowledgement

The authors are very grateful to the Irish Research Council for Science, Engineering and Technology and to the National Medical Rehabilitation Trust for their support of this work.

### References

- [1] L.A. Geddes and L.E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, John Wiley & Sons, New York, 1989 (3rd Edition).
- [2] J.D. Bronzino, editor-in-chief, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press, Boca Raton, Florida, 1995.
- [3] L. Stark, *Neurological Control Systems: Studies in Bioengineering*, Plenum Press, New York, 1968.
- [4] H. Davson, *The Physiology of the Eye*, Little, Brown, Boston, 1963.
- [5] G. Westheimer, *Mechanism of saccadic eye movements*, *AMA Archives Ophthalmology*, vol. 52, 710-724, 1954.
- [6] B. Cogan and A. de Paor, *Optimal stability and minimum complexity as desiderata in feedback control system design*, IFAC Conference, Control Systems Design, Bratislava, Slovakia, June 18-20, 2000, pp. 51-53.
- [7] O.I. Elgerd, *Control Systems Theory*, McGraw-Hill, New York, 1967.

## VYUŽITÍ SÉRIOVÉHO ROZHŘANÍ GLUKOMETRŮ NEVIDOMÝMI

L. Martinák, M. Penhaker

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, FEI, Katedra měřicí a řídicí techniky, 17. listopadu 15,  
708 00 Ostrava–Poruba, Tel.: 597 325 280, Fax: 597 323 138, E-mail: {lukas.martinak, marek.penhaker}@vsb.cz

**Abstrakt** Mnohé osobní diagnostické přístroje zejména glukometry (pro měření krevního cukru) obsahují rozhraní pro připojení osobního počítače. Přes dané rozhraní je možno získávat více statistických údajů, které hlavně slouží pro ošetřujícího specialistu k posouzení průběhu léčeni za delší období a ke stanovení dalších léčebných postupů. Pro slabozraké či nevidomé osoby je čtení aktuálních údajů zobrazených na displeji osobních diagnostických přístrojů nedostupné. Nevidomý musí mít vždy při měření pomoc další osoby. Nově navržená unikátní elektronická konstrukce ve spojení s glukometrem umožňuje osobě slabozraké či nevidomé bez pomoci další osoby zjišťovat naměřené údaje a ty použít vhodně k dalšímu postupu léčby, tzn. osoba slabozraká či nevidomá bude schopna provádět „selfmonitoring“ (sledování vývoje nemoci a úprava dávkování léčiva samotným pacientem). Elektronická konstrukce nezasahuje do zapojení domácích diagnostických přístrojů, pouze využívá sériové rozhraní poskytované těmito přístroji.

**Summary** Many of the personal diagnostic systems mainly glucometers (for measuring glucose) contain a serial interface for PC connection. Through this interface it is possible to receive useful data that will be used mainly for an attending physician's purpose to evaluate the treatment process over a long time period and to set down further treatment procedures. For purblind or sightless diabetics people it is impossible to read the current data showed on displays of the personal diagnostic systems. Those who are sightless need a help of another person at disposal when measuring. The newly designed unique electronic construction in conjunction with the personal diagnostic system enables a purblind or a sightless people to identify measured data and use them suitable for the further treatment processes. The purblind or sightless people will be able to perform selfmonitoring (observation of disease trend and a dosage adjustment by a person himself).

### 1. Úvod

Diabetes mellitus je chronické onemocnění, při kterém dochází k poruše využití krevního cukru jako energetického zdroje. V důsledku této poruchy se mohou vyvinout typické chorobné změny v drobných cévách a v nervových vláknech. Zvyšuje se náchylnost ke specifickým orgánovým komplikacím, jako je postižení očí, nervů, ledvin a dalších. Projevuje se především zvýšením obsahu cukru v krvi (hyperglykemií). Dosud není znám způsob jak cukrovku trvale vyléčit. Léčba spočívá v dosažení co nejlepší kompenzace cukrovky. To znamená dosažení takového stavu, aby se koncentrace krevního cukru v průběhu každého dne co nejvíce přiblížila hodnotám, které mají zdraví lidé.

Dieta je základní způsob léčby při kompenzaci cukrovky. Znamená to konzumaci energeticky definované stravy v pravidelných intervalech. S tím úzce souvisí denní režim diabetika, zejména pravidelná fyzická zátěž, ale i přiměřená hmotnost. Diabetes se může výrazně zhoršit nejen porušením základních požadavků na dietu, ale i stresovými příhodami, horečnatou nemocí nebo úrazem. Když kompenzace dietou není dostatečná doplňuje se léčbou tabletami. Není-li ani toto postačující, používá se léčby dietou a inzulínem.

Prevence a včasná léčba tohoto onemocnění je jedním z nejzávažnějších úkolů jak odborného očního lékaře, tak nemocného cukrovkou. Pacient je totiž svými silami schopen do značné míry ovlivnit oční komplikace, a to jak příznivě, tak i často nepříznivě. Je nezbytně nutné předejít konečným

stádiím poškození oka a zachovat tak tento nejdůležitější lidský smysl.

Ztráta zraku, a tím i možnosti si aplikovat inzulín a provádět samostatně kontroly hladiny cukru v krvi je zvláště pro mladé pacienty vždy šokující a vede často k úzkostným až depresivním stavům. Diabetik se stává mnohdy částečně nebo úplně závislý na okolí, přestože celkový fyzický stav pacienta je dobrý a umožňoval by mu plné zapojení do života.

Měření glykémie či více glykemií v průběhu dne slouží k posuzování kompenzace cukrovky a zároveň jako vodítko k úpravě léčby při různých pacientových aktivitách, kterými jsou fyzická námaha, spánek a stres.

U každého zdravého člověka je určitá normální glykémie, která kolísá od nízkých hodnot na lačno, obvykle kolem 3,9 mmol/l, až do hodnoty kolem 8,8 mmol/l po jídle. Glykémie se tedy v průběhu dne mění.

U diabetiků je rozsah hodnot glykémie obecně širší než u zdravých, zejména, jsou-li léčeni inzulínem. Pokud je hodnota glykémie nižší než 3,3 mmol/l hovoří se o hypoglykémii, je-li hodnota glykémie vyšší než 9 mmol/l hovoří se o hyperglykémii.

Mezní hodnoty normální glykémie, či hypoglykémie nebo hyperglykémie, nelze stanovit přesně, ale vychází se z doporučení Světové zdravotnické organizace WHO[2].

U neléčených či špatně léčených diabetiků mohou být hodnoty glykémie značně rozdílné od hodnot normální glykémie. Hodnoty pod 2 mmol/l a nad 30 mmol/l jsou velmi nebezpečné, protože

může jít již o stav kómatu, ve kterém člověk ztrácí vědomí a může i umřít.

## 2. Problematika

Glukometr je elektronické zařízení, používající různých principů, pro měření glykémie u pacienta. Tím je umožněno včas reagovat na počínající nepříznivé změny diabetu. Významné je zejména to, že si pacient provádí měření sám a může tak reagovat buď na hypoglykémii dodatečným jídlem, nebo v opačném případě, při výskytu hyperglykémie, další aplikací inzulínu. Toto se nazývá samostatná kontrola glykémie tzv. selfmonitoring. Pacient přitom také může, mezi dvěma návštěvami u lékaře, měnit dávkování inzulínu a sledovat sám vývoj glykémie a tím i kompenzaci diabetu.

Glukometr je obvykle opatřen vnitřní pamětí (až 500 údajů), kde naměřené hodnoty, včetně data, hodiny odběru a dávkování inzulínu, jsou uchovávány s možností pozdějšího statistického vyhodnocení u ošetřujícího diabetologa na PC. Stejně tak může provádět glykemické křivky nebo glykemické profily. Přesnost měření glykémie glukometry se pohybuje v hodnotách 5 až 10 %. Na obrázku 1 jsou tři z řady glukometrů – One Touch Profile firmy Lifescan, Medisence Card od firmy Medisence a FreeStyle od firmy Therasence.



Obr. 1. Glukometry

Provedení proužků je různé dle výrobce a typu snímání. Pro každé měření glykémie glukometrem je nutné vždy použít nový proužek, tzn. proužky jsou jednorázové.

Měření probíhá v několika krocích, které platí pro všechny glukometry: Z prstu, popřípadě předloktí, se kápane krev na místo měření a poté se vyčká stanovenou dobu. Pak se na displeji glukometru zobrazí výsledek glykémie.

Cílem je navrhnout hlasový výstup připojitelný ke zvolenému glukometru bez zásahu do tohoto glukometru pro užití nevidomým diabetikem. Hlasový výstup bude obsahovat reproduktor, který bude hlásit naměřenou hodnotu glykémie a případně

další údaje vyskytující se na displeji glukometru. Celé zařízení by mělo být přenosné s bateriovým napájením.

Požadovanými vlastnostmi jsou jednoduchá manipulace, nízká cena, bateriový provoz, minimum ovládacích prvků a srozumitelné hlášení.

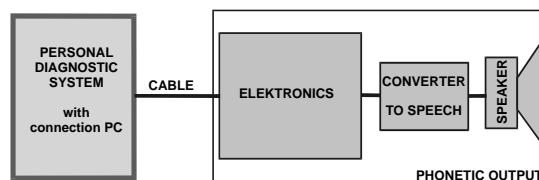
K některým glukometrům je možné připojit PC. Fyzicky se provádí přes vyvedený konektor (typu Jack), nebo přes konektor, který se používá k zasunutí senzoru (u biosenzorického typu) pokud se právě neměří glykémie. Používá se tři vodičů k propojení PC a glukometru: data vstup, data výstup a zem.

Po připojení na PC a instalaci potřebného programového vybavení může uživatel komunikovat s glukometrem. Cílem je přečíst naměřené údaje z paměti do PC a následně vytvářet tabulky a grafy z hodnot glykémie uložených v paměti po předchozích měřeních. K tomuto slouží řada programů, jako např. Diabass nebo InTouch.

Glukometry komunikují po obousměrné sériové lince asynchronním přenosem, ve standardním osmibitovém formátu, bez parity, v ASCII znacích. Napětíové úrovně sériové linky glukometru odpovídají, buď napětíovým úrovním sériového rozhraní RS232, kterého využívá PC, tzn. je možné přímé propojení glukometr – PC, a na úrovni TTL, pak je potřeba pouze mezi propojení vřadit převodník úrovní RS232/TTL, který je většinou dodáván s glukometrem nebo jej lze objednat. Používá se třívodičové propojení, tzn. jsou využity vodiče TxD, RxD a Zem.

Glukometry obsahují komunikační protokoly udávající jaké řetězce ASCII znaků slouží ke komunikaci mezi glukometry a PC. Řídící funkci má v této komunikaci počítač. Způsob komunikace je stručně popsán následovně: Počítač vysílá řetězce ASCII znaků, tzn. klade otázky a glukometr reaguje na tyto otázky tzv. odpověďmi.

Dle vlastních experimentů bylo zjištěno, že mimo komunikaci formou otázka a odpověď, glukometr One Touch Profile vysílá sám nezávisle na PC další ASCII znaky, které odpovídají údajům právě zobrazovaným na displeji tohoto glukometru. Blokové schéma popisující využití sériového rozhraní glukometru je na obrázku 2.



Obr. 2. Blokové schéma

Glukometr je propojen třemi vodiči s elektronikou zpracovávající a vysílající data po sériovém rozhraní. Elektronika dále vybírá užitečné informace a pak tyto informace zpracovává

převodník na řeč. Z reproduktoru je pak slyšet potřebné údaje, jakými jsou např. hodnota naměřené glykémie či jiné potřebné údaje.

Ve spolupráci s nevidomým byly testovány odběry krve glukometrem s biosenzorickým typem senzoru (Medisence Card), s coulometrickým typem senzoru (Freestyle) i s fotometrickým typem senzoru (One Touch Profile). Zjištěním bylo, že hledisko způsobu odběru krve, dle prohlášení nevidomého, není zásadní, ale metodika odběru se musí při použití kteréhokoliv z uvedených typů senzorů vyzkoušet a tzv. natrénovat.

Obvyklý způsob, jak vytvořit řečový syntetizovaný signál, je vybrat základní stavební akustické jednotky, zpracovat a uložit je v paměti a posléze, ve vhodném okamžiku, je generovat tak, že se pospojují dohromady vhodné segmenty z tohoto uloženého inventáře. Při výběru základní jednotky syntézy je možné uvažovat buď o celých větách, nebo slovech, slabikách či jen o hláskách. Je zřejmé, že čím je základní stavební jednotka delší, tím více promluv musí být obvykle zpracováno a zapamatováno. Požadavky na počet takto zaznamenaných promluv bývají velmi často neúměrné, a to i v případech, kdy počet různých slov v potenciálních promluvách není velký.

Názorným příkladem může být automatický hlásič času, který oznamuje pravidelně každých deset vteřin přesný čas typickým hlášením. Pokud bychom chtěli zaznamenat všechny možné varianty hlášení, dospěli bychom k číslu 8 640, zatím co se v těchto hlášeních vystřídá pouze asi 35 různých slov. Tento ilustrativní příklad mluví samozřejmě proto, abychom využívali spíše menší jednotky pro stavbu syntetizovaného hlášení. Z tohoto hlediska se nabízí jako optimální řešení využití fonémů tzn. hlásek, jako základní stavební jednotky syntetizované řeči. Naneštěstí, čím menší je stavební jednotka pro syntetizované hlášení, tím více se projevuje při spojování těchto jednotek vliv nesprávné koartikulace. To platí i pro případ slova a slabiky jako stavebních jednotek.

Pro potřebu hlasového výstupu ke glukometru jsou možná řešení syntézy řeči se základními stavebními jednotkami na úrovni:

- fonémů, tzn. hlásek
- slabik
- slov

Realizace na úrovni fonémů a slabik představuje nadměrnou složitost samotného namlouvání do paměti a výsledná srozumitelnost je nepřilíhš úměrná této složitosti. Více v literatuře [1][3]. Proto tato realizace není příliš vhodná.

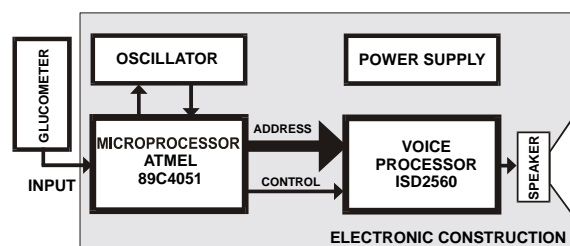
Realizace na úrovni slov jako základních stavebních jednotek, vzhledem k tabulce požadovaných slov pro hlášení, je pro dané užití vhodnější.

Samotné uložení slov a jejich reprodukce dle požadovaných hlášení je možné učinit buď záznamem přes procesor s A/D převodníkem do

paměti např. EEPROM, nebo například pomocí hlasového procesoru firmy ISD. Hlasový procesor již obsahuje v pouzdře celkovou strukturu ukládání a reprodukci jednotlivých hlášení. Využití hlasového procesoru pro danou realizaci je tímto velmi vhodné.

### 3. Řešení

Pro praktické řešení hlasového výstupu k měřiči glykémie a stanovování glykemické křivky bylo použito zapojení využívající hlasového procesoru ISD 2560 a mikroprocesoru Atmel 89C4051[4]. Na obrázku 3 je blokové schéma realizace hlasového výstupu.



Obr. 3. Blokové schéma realizace hlasového výstupu

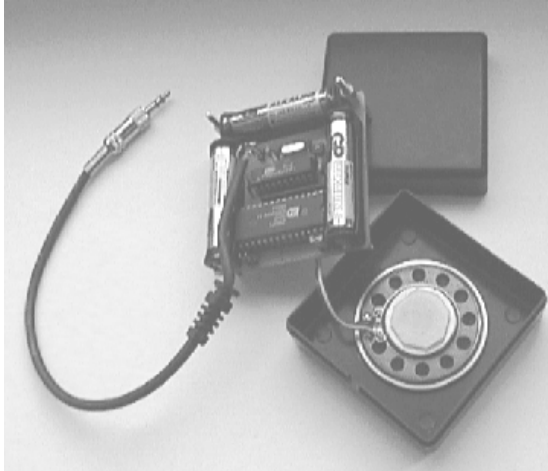
Hlasový procesor ISD2560 [5] je vyráběn firmou ISD patentovanou technologií ChipCorder. Základní princip je založen na analogovém uložení signálu v jeho původní podobě jako náboj elementu (kondenzátoru) – podobně jako v paměti EEPROM. Obvod obsahuje vnitřní oscilátor, mikrofonní předzesilovač, automatické řízení zisku, vstupní filtr, výstupní filtr, koncový zesilovač, paměťové pole o velikosti 480 tisíc elementů, adresní sběrnici, blok napájení, řízení funkcí a výstupní multiplexer.

Po zapnutí napájecího napětí nebo po resetu mikroprocesoru se čeká na příchod dat na sériové lince v osmibitovém formátu o rychlosti 9600 Bd. Data se pouze přijímají. Jestliže signál nepřijde asi do 30 vteřin mikroprocesor se uvede do režimu Power Down. Po příchodu dat se v přerušení zapíše postupně tyto data přes registr SBUF do pole znaků. Data jsou přijímána po rámcích, které obsahují ASCII znaky.

Do pole obsahující 40 znaků se zapíše postupně všechny přijaté znaky v jednom rámci. Toto pole se dále rozdělí na jednotlivé části a z jednotlivých částí pole se dekódují následujícím způsobem potřebné údaje: V programu je uložen seznam všech slov, které je možné promluvit hlasovým procesorem, ke každému slovu je doplněn údaj o jeho délce a místě uložení v paměti. Pomocí porovnání znaků přijatých a znaků obsažených ve slovech uloženého seznamu je vybráno slovo, které odpovídá slovu na displeji glukometru. Následně je dle informací o délce a místě uložení v paměti vyslána na port adresa po dobu trvání délky slova. Pak se pokračuje v dekódování dalšího slova.

#### 4. Výsledky

Hotový výrobek (obrázek 4) je složen z krabičky a napevno připojeného kabelu, který obsahuje konektor typu JACK 3,5. Tímto konektorem se hlasový výstup připojí ke glukometru.



Obr.4. Hotový výrobek

Rozměry jsou 65 x 65 x 30 mm. Napájení je provedeno třemi AAA bateriovými články. Pokud hlasový výstup nepřijímá data, sám se uvede do pohotovostního režimu se spotřebou menší než 5 uA. V provozním režimu je spotřeba proudu do 10 mA. Při reprodukci může spotřeba dosáhnout až 50 mA. Neobsahuje žádné ovládací prvky, tj. tlačítka ani přepínače a pracuje bez samotného zásahu do glukometru, protože využívá konektor pro připojení počítače. Hlasový výstup se vypíná automaticky.

#### 5. Závěr

Slabozrací a nevidomí jsou schopni provádět selfmonitoring (jsou schopni měřit hodnotu glykémie a při tom si dle naměřených hodnot dávkovat léky a to samostatně bez dohledu jiné osoby).

Vlastnosti hlasového výstupu byly ověřovány prakticky u slepého diabetika. Pomineme-li problémy s dávkováním vzorku do glukometru, které jsou u nevidomého otázkou delšího natrénování odběru, bylo vyjádření slepého diabetika velmi příznivé. Doporučoval co nejdříve zajistit sériovou výrobu.

Vzhledem k tomu, že hlasový výstup je, po úpravách, možné použít i u glukometrů různých značek, byl navázán kontakt s výrobcí glukometrů. V úpravách hlasového výstupu a navazování dalších kontaktů se bude pokračovat, aby mohl být hlasový výstup sériově vyráběn.

#### Poděkování

Tento článek vznikl za podpory Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy ČR z grantu Fondu rozvoje vysokých škol (FRVŠ) č. 1307/2005.

#### Reference

- [1] P lutka, J.: *Komunikace s počítačem mluvenou řečí*, 1. vydání, Academia, 1995, ISBN 80-200-0203-0
- [2] Bartoš, V., Pelikánová, T. & kol.: *Praktická diabetologie*, 1. vydání, Maxdorf, Praha, 1996, ISBN 80-85800-31-4
- [3] Jahelka, M.: *Modulární mikroprocesorový systém pro nevidomé s hlasovým výstupem (diplomová práce)*, Ostrava 2002, VŠB - TUO, FEI
- [4] Atmel, Corp.: <http://www.atmel.com>
- [5] ISD, Corp.: <http://www.isd>

## PICTURE ARCHIVING AND COMMUNICATION SYSTEM IN MEDICINE

L. Hargaš<sup>a)</sup>, M. Hrianka<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Department of mechatronics and electronics, Univerzitná 1, 010 26, Žilina, Slovakia  
E-mail: [Libor.Hargas@fel.utc.sk](mailto:Libor.Hargas@fel.utc.sk), Phone: +41/513 2278

**Summary** Picture Archiving and Communication Systems - consists of image and data acquisition, storage, and display subsystems integrated by various digital networks. The DICOM 3.0 Standard is applicable to a networked or an off-line media environment. It allows development and expansion of PACS system. This Standard has been developed with an emphasis on diagnostic medical imaging as practiced in radiology, cardiology and related disciplines.

**Abstrakt** Picture Archiving and Communication Systems - pozostáva zo získavania obrazov a dát, záznamových a zobrazovacích subsystémov integrovaných prostredníctvom rôznych digitálnych sietí. Štandard DICOM 3.0 je možné aplikovať v sieťovom aj autonómnom režime. Štandard umožňuje vývoj a rozširovanie systému PACS, ktorý môže spolupracovať s ostatnými nemocničnými informačnými systémami. Tento štandard bol vyvinutý s dôrazom na diagnostický medicínsky obraz pre potrebu rádiológie, kardiológie a súvisiacich vedných odboroch.

### 1. Introduction

Communication is the transport of information between two places, usually by means of some type of medium. A communication standard encompasses detailed specifications of the media, the explicit physical connections, the signal levels and timing, the packaging of the signals, and the high level software required for the transport. A video communication standard describes the characteristics of composite video signals including interlace or progressive scan, frame rate, line and frame retrace times, number of lines per frame, and number of frames per second. In a PACS, the soft copy display is source of video signals; depending

on the types of used monitor. These video signals will follow certain standards. In a PACS system is recent standard DICOM 3.0 or previous standard ACR-NEMA 1.0 or 2.0.

### 2. PACS (Picture Archiving and Communication Systems)

A picture archiving and communication system (PACS) consists of image and data acquisition, storage, and display subsystems integrated by various digital networks (Fig.1). Each of PACS modules functioned as an independent island, unable to communicate with other modules. A

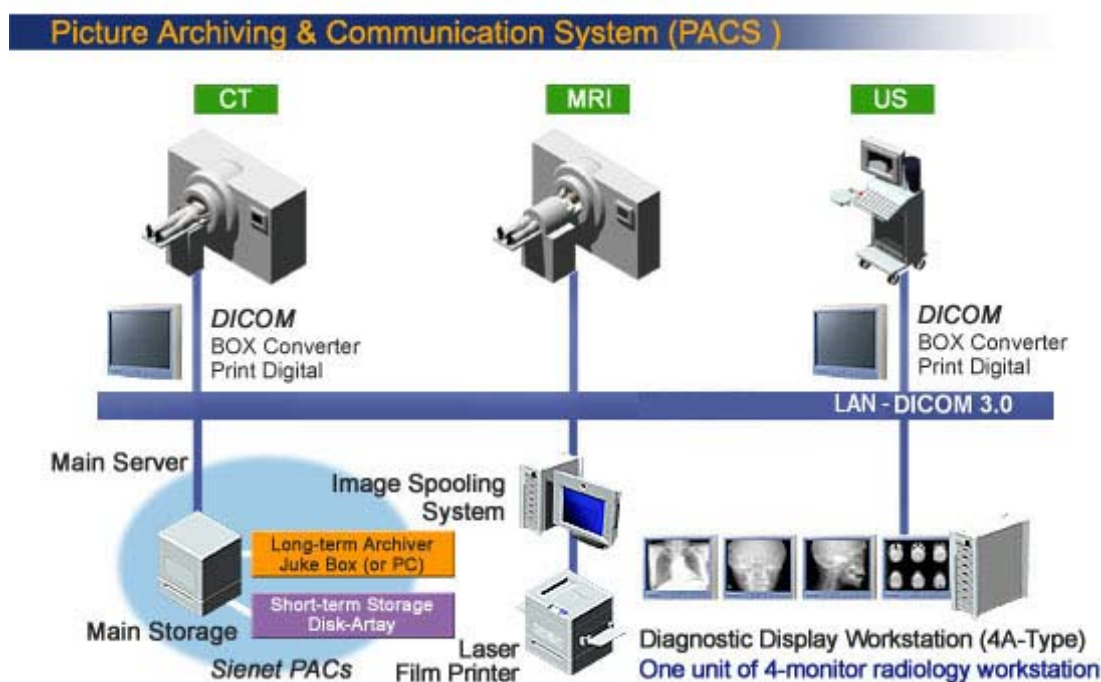


Fig.1 PACS components

general multimedia data management system that is easily expandable, flexible, and versatile in its programmability calls for both top-down management to integrate various information systems.

The PACS infrastructure provides the necessary framework for the integration of distributed and heterogeneous imaging systems and makes possible intelligent database management of all related information. The PACS infrastructure consists of a basic skeleton of hardware components (acquisition interfaces, storage devices, host computers, communication networks, and display systems) integrated by standardized, flexible software subsystems for communication, database and storage management, job scheduling, interprocessor communication, and network monitoring.

The PACS infrastructure is physically composed of several classes of computer systems connected by various networks. These include imaging systems, acquisition computers, and the PACS controller with database and archive, and display workstations.

#### **2.1. Data and Image Acquisition Component**

The most troublesome PACS task to date has been the reliable and timely acquisition from an imaging system of images and associated study support text (description of the study, and parameters of acquisition and image processing).

This bottleneck exists mainly because many manufacturers of imaging equipment are not prepared to follow the industry standards developed by, for example, ACR-NEMA and DICOM. To circumvent these difficulties, an acquisition computer can be placed between the imaging system and the rest of the PACS network. The acquisition computer has three primary tasks: it acquires image data from the imaging system, converts the data from the equipment manufacturer's specifications to PACS standard format (header format, byte-ordering, matrix sizes) that is compliant with the proposed ACR-NEMA and DICOM data formats, and forwards the image study to the PACS controller.

#### **2.2. PACS Controller**

Imaging examinations, along with pertinent information, are sent from the acquisition computer to the PACS controller. The PACS controller is the engine of the PACS; its two major components are a database server and an archive system. The archive system consists of short-term, long-term, and permanent storage. The operations of PACS controller are:

- Receives images of a study from acquisition computers
- Extracts text information describing the received studies

- Automatically retrieves necessary comparison images from a distributed optical disk library archive system
- Determines optimal contrast and brightness parameters for image display
- Performs image data compression
- Archives new studies onto optical disk library

#### **2.3. Display Stations**

PACS display stations should fully use the resources and processing power of the entire PACS network. A station includes communication, database, display, resource management, and processing software.

There are four types of display station: high-resolution monitors, medium resolution stations for conferences, desktop stations, and high-resolution, hard copy print stations.

#### **2.4. System Networking**

A basic function of any computer network is to provide an access path by which end users at one geographic location can access information (e.g., images and reports) at another location. The most obvious way to characterize a PACS network is to examine the traffic of information between various locations and users. The important networking data needed for system design include location and function of each node, frequency of information passed between any two nodes, cost for transmission between nodes on various speed lines, desired reliability of the communication, and required throughput. The variables in the design include network topology, communication line capacities, and flow assignments.

#### **2.5. Image Acquisition**

Automated image acquisition from imaging devices to the PACS controller plays an important role in a PACS infrastructure. The "automatic" part is important because reliance on labor-intensive manual acquisition methods would defeat the purpose of the PACS. Based on existing manufacturers' imaging devices, we categorize the interface methods into five architectural models: sequential chain, direct interface, memory access, shared disk, and interconnected network.

### **3. DICOM 3.0 Standard**

This Standard, which is currently designated Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), embodies a number of major enhancements to previous versions of the standard: is applicable to a networked or an off-line media environment; specifies how devices claiming conformance to the Standard react to commands and data being exchanged; is structured as a multi-part document, introduces explicit Information Objects not only for images and graphics but also for waveforms, reports, printing, etc.



### 3.1. Scope and field of application

The DICOM Standard facilitates interoperability of imaging equipment by specifying:

- For network communications, a set of protocols to be followed by devices claiming conformance to the Standard.
- The syntax and semantics of Commands and associated information which can be exchanged using these protocols.
- For media communication, a set of media storage services to be followed by devices claiming conformance to the Standard, as well as a File Format and a medical directory structure to facilitate access to the images and related information stored on interchange media.
- Information that must be supplied with an implementation for which conformance to the Standard is claimed.

The DICOM Standard pertains to the field of additional informatics. Within that field, it addresses the exchange of digital information between imaging equipment and other systems. Because such equipment may interoperate with other devices, the scope of this Standard needs to overlap with other areas of informatics.

### 3.2. Goals of the DICOM standard

The DICOM Standard facilitates interoperability of devices claiming conformance. In particular, it:

- Addresses the semantics of Commands and associated data. For devices to interact, there must be standards on how devices are expected to react to Commands and associated data, not just the information which is to be moved between devices;
- Addresses the semantics of file services, file formats and information directories necessary for off-line communication;

- Is explicit in defining the conformance requirements of implementations of the Standard. In particular, a conformance statement must specify enough information to determine the functions for which interoperability can be expected with another device claiming conformance.
- Facilitates operation in a networked environment.
- Is structured to accommodate the introduction of new services, thus facilitating support for future medical imaging applications.
- Makes use of existing international standards wherever applicable, and itself conforms to established documentation guidelines for international standards.

Figure 2 presents the general communication model of the Standard which spans both network and media storage interchange communication.

### 3.3. Information Object Definitions

The DICOM Standard specifies a number of Information Object Classes which provide an abstract definition of real-world entities applicable to communication of digital images and related information.

Two types of Information Object Classes are defined: normalized and composite.

Normalized Information Object Classes include only those Attributes inherent in the real-world entity represented. For example the study Information Object Class, which is defined as normalized, contains study date and study time Attributes because they are inherent in an actual study. Patient name, however, is not an Attribute of the study Information Object Class because it is inherent in the patient on which the study was performed and not the study itself.

Composite Information Object Classes may additionally include Attributes which are related to but not inherent in the real-world entity. For example, the Computed Tomography Image Information Object Class, which is defined as composite, contains both Attributes which are inherent in the image (e.g. image date) and Attributes which are related to but not inherent in the image (e.g. patient name).

Composite Information Object Classes provide a structured framework for expressing the communication requirements of images where image data and related data needs to be closely associated.

### 3.4. Service Class Specifications

The DICOM Standard defines a number of Service Classes. A Service Class associates one or more Information Objects with one or more Commands to be performed upon these objects. Service Class Specifications state requirements for Command Elements and how resulting Commands are applied to Information Objects. Service Class

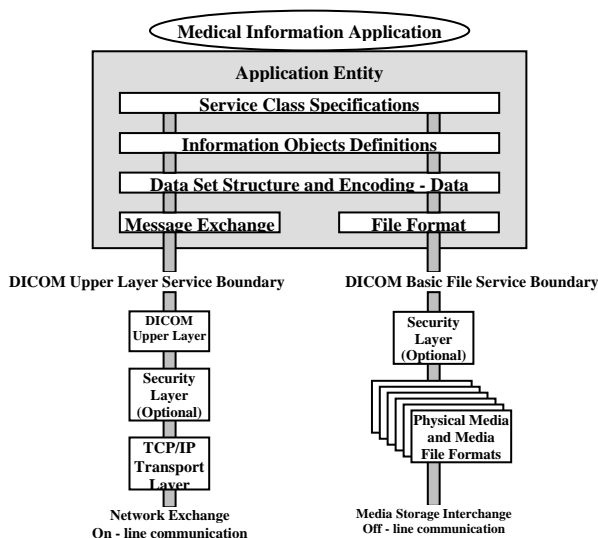


Fig. 2 General Communication Model

Specifications state requirements for both providers and users of communications services.

The DICOM Standard defines the characteristics shared by all Service Classes, and how a Conformance Statement to an individual Service Class is structured. It contains a number of normative annexes which describe individual Service Classes in detail.

### 3.5. Data Structure and Semantics

The DICOM Standard specifies how DICOM applications construct and encode the Data Set information resulting from the use of the Information Objects and Services Classes. The support of a number of standard image compression techniques (e.g., JPEG lossless and lossy) is specified. Data structure and semantics addresses the encoding rules necessary to construct a Data Stream to be conveyed in a Message.

### 3.6. Data Dictionary

The DICOM Standard is the centralized registry which defines the collection of all DICOM Data Elements available to represent information, along with elements utilized for interchangeable media encoding and a list of uniquely identified items that are assigned by DICOM. For each element, Data Dictionary specifies:

- its unique tag, which consists of a group and element number; its name; its value representation (character string, integer, etc); its value multiplicity (how many values per attribute); whether it is retired.

For each uniquely identified item, Data Dictionary specifies:

- its unique value, which is numeric with multiple components separated by decimal points and limited to 64 characters; its name; its type, either Information Object Class, definition of encoding for data transfer, or certain well known Information Object Instances

### 3.7. Network Communication Support for Message Exchange

The DICOM Standard specifies the communication services and the upper layer protocols necessary to support, in a networked environment, communication between DICOM applications. These communication services and protocols ensure that communication between DICOM applications is performed in an efficient and coordinated manner across the network.

### 3.8. Media Storage and File Format

The DICOM Standard specifies a general model for the storage of imaging information on removable media. The purpose of this Part is to provide a framework allowing the interchange of various types of medical images and related information on a broad range of physical storage media.

Media Storage and File Format specifies:

- a layered model for the storage of medical images and related information on storage media.
- a DICOM file format supporting the encapsulation of any Information Object;
- a secure DICOM file format supporting the encapsulation of a DICOM file format in a cryptographic envelope;

Media Storage and File Format defines various media storage concepts:

- a) the method to identify a set of files on a single medium
- b) the method for naming a DICOM file within a specific file system
- c) Specification of the Information Object Classes and associated Information Objects supported
- d) the selection of media formats and physical media to be used
- e) Security parameters which select the cryptographic techniques to be used with secure media

## 4. Conclusion

A PACS module is loosely defined as a self-contained PACS that has some acquisition components: a short-term archive, a database, some display stations, and a communication network linking these components. In practice, the module can function alone, as an individual unit in which the display stations show images from the acquisition components.

There are two categories of preprocessing function. The first is related to the image format - for example, a conversion from the manufacturer's format to DICOM. The second type of preprocessing prepares the image for an optimal viewing at the display station.

### Acknowledgement

This work was supported by the grant No.1/0144/03 from VEGA grant agency.

### References:

1. Huang, H. K.: *Picture Archiving and Communication Systems in Biomedical Imaging*, VCH Publishers, Inc. 1996
2. Klinger T.: *Image processing with LabVIEW and IMAQ Vision*, Prentice – Hall International, Inc. 2003
3. *National Electrical Manufacturers Association: Digital Imaging and Communications in Medicine*, Rosslyn, Virginia, 2003 (www.nema.com)

## MODULAR MEASURING SYSTEM FOR ASSESSMENT OF THE THYROID GLAND FUNCTIONAL STATE

V. Rosík, M. Tyšler, J. Švehlíková, J. Ždiňák

*Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Dúbravská cesta 9, 841 04, Bratislava, Slovakia  
E-mail:umerrosi@savba.sk, Phone: +421 2 5910 4553, Fax: +421 2 5477 5943*

**Summary** Distributed modular system BioLab for biophysical examinations enabling assessment of the thyroid gland functional state is presented in the paper. The BioLab system is based on a standard notebook or desktop PC connected to an Ethernet-based network of two smart sensors. These sensors are programmed and controlled from PC and enable measurement of selected biosignals of the human cardiovascular and neuromuscular system that are influenced by the production of thyroid gland hormones. Recorded biosignals are processed in a PC and peripheral indicators characterizing thyroid gland functional state are evaluated.

**Abstrakt** V článku je prezentovaný distribuovaný modulárny systém BioLab určený na biofyzikálne vyšetrenia umožňujúce zistenie funkčného stavu štítnej žľazy. Systém BioLab je pozostáva zo štandardného PC vo verzii notebooku alebo stolného počítača, ku ktorému sú prostredníctvom siete Ethernet pripojené dva inteligentné snímače. Tieto snímače sú programované a riadené pomocou PC a umožňujú meranie vybraných biosignálov ľudského kardiovaskulárneho a neuromuskulárneho systému, ktoré sú ovplyvňované produkciou hormónov štítnej žľazy. Zaznamenané biosignály sú spracované v PC a na ich základe sú vyhodnotené periférne ukazovatele, ktoré charakterizujú funkčný stav štítnej žľazy.

### 1. Introduction

Development of a measuring system using Ethernet as a communication interface between a few smart sensors and a controlling PC offers the possibility to build local area or even wide area configurations of open, modular systems for biomedical applications. They allow immediate acquiring of various types of medical information that was previously obtained off-line or by several independent measuring devices. In this way the networked solution saves time and costs in medical facilities and improves quality of medical care.

Based on previous experience with the diagnostic method [1], the aim of the presented work was to develop hardware and software components of a modular networked measuring system for laboratory biophysical examinations allowing to assess patient's thyroid gland functional state using peripheral indicators of his/her cardiovascular and neuromuscular systems [2]. In comparison with other, mainly biochemical methods, such examinations are non-traumatizing and in most cases provide enough diagnostic information at much lower costs.

### 2. Material and Method

BioLab is distributed modular measuring system for biophysical examinations that consists of a set of smart sensors and a controlling PC. All these components are connected to the Ethernet network. In principle, configuration of the system can be local or distributed depending on the requirements of the user in the medical institution. Number of connected

sensors is generally not limited and is software configurable. Reasonable number of sensors depends on particular application.

Core of each BioLab smart sensor module (Fig.1) is Analog Devices AD $\mu$ C812 microcontroller chip with a measuring unit and interface control completed with a RS 232C to TCP/IP converter with RJ45 Ethernet connector enabling connection of the module to a data processing PC via the Ethernet network. For the patient safety, module is optically isolated from the Ethernet and is powered by Li-Ion battery enabling approximately 6 hours of measurement. Due to advanced power management, average battery operating time is about 5 working days, however, device can be operated also during the battery charging from an isolated charger.

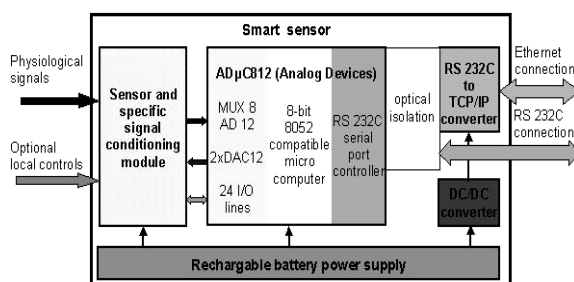


Fig. 1. Simplified block scheme of BioLab smart sensor modules.

Two smart sensors were developed for noninvasive assessment of the functional state of human thyroid gland: BioLab ATR sensor for Achilles tendon reflex measurement and BioLab STI sensor for measurement of systolic time intervals.

Both sensors are based on the previously presented concept [2] of a network-based modular measuring system.

#### **BioLab ATR smart sensor**

This sensor is shown in Fig. 2 and enables noninvasive revealing of the effect of thyroid gland hormones on the neuromuscular system. Increased production of thyroid gland hormones induces faster actions of the neuromuscular system and vice versa. Based on this relation, dynamics of Achilles tendon reflex is evaluated as one of peripheral indicators of thyroid gland function.

Time intervals of the Achilles tendon reflex are measured by a non-contact, optoelectronic device sensing the movement of the sole. The reflex is initiated by a neurological hammer and the tendon jerk causes motion of the sole that is scanned by an IR optoelectronic system as the ATR signal. Input module of the sensor contains three infra-red emitting diodes and a photo-transistor sensing the radiation reflected by the moving sole. Switching of the emitting diodes and sampling of the photo detector output is controlled directly by the AD $\mu$ C812 chip of the smart sensor. Intensity of the reflected radiation depends on the distance between the sensor and the sole. Recorded ATR signal is electronically synchronized with the time instant of the stimulus, sampled with 1 kHz rate and sent over the Ethernet to the processing PC.



Fig. 2. BioLab ATR smart sensor module with optoelectronic sole movement sensor and synchronized stimulating neurological hammer.

#### **BioLab STI smart sensor**

BioLab STI (Fig.3) is a 3-channel sensor developed to obtain information on cardiovascular dynamics influenced by thyroid gland hormones. It

enables measurement of one electrocardiographic lead (ECG, mostly standard lead II), phonocardiogram (PCG, frequency band 1) and carotidogram, i.e. signal of the carotid pulse wave (CAR).

ECG signal is sensed by a set of 3 disposable Ag-AgCl electrodes, programmable gain of the ECG channel is from 0 to 10200 and frequency range is 0.16 Hz – 1 kHz. Active patient neutralization is used to improve common-mode signal rejection ratio.



Fig. 3. BioLab STI smart sensor module with ECG electrodes, cardio microphone and piezzo-electric sensor of the carotid pulse wave.

ADInstruments MLT 201 Cardio Microphone is used for recording of the PCG heart sounds. PCG signal is amplified with programmable gain from 0 to 10000 and is processed in a band-pass filter with frequency  $f = 35$  Hz and symmetric band attenuation  $B = -12$  dB/octave (band F1 by Maase – Weber).

ADInstruments MLT 1010 piezzo-electric transducer is used for converting carotid pulse wave signal CAR into an electrical signal. CAR channel has also programmable gain from 0 to 450 and frequency range 0.16 Hz – 1 kHz.

For patient safety, there is an optical isolation in all channels that is placed between the signal preamplifier and the programmable amplifier. After proper amplification, all three signals are sampled by the AD $\mu$ C812 chip with 1 kHz (or 500 Hz) rate. Microcomputer also provides optimal gain setting in all channels. Sampled data are sent over the Ethernet network to the PC where they are evaluated.

#### **BioLab application software**

BioLab Application software is a 32-bit application running under Windows XP operating system and developed in MS Visual C++ and Microsoft Foundation Class library with graphical user interface. It allows full control of the connected smart sensors and enables real-time monitoring of measured biosignals, their visualization on computer display and recording. Comfortable and easy to use measuring program includes resources for adjustment of all sensors parameters, such as sampling period, gain of amplifiers or Ethernet

communication parameters.

Communication between smart sensors and controlling PC is over the Ethernet network and is based on a client-server model and TCP/IP network protocol. Smart sensors present servers and PC is connected as a client when needed. Only one single PC can be simultaneously connected to each smart sensor.

Recorded biosignals are automatically processed to obtain parameters needed for evaluation of patient's thyroid gland functional state.

To assess parameters of the neuromuscular system functionality, contraction time TK, relaxation time TR and half-relaxation time TH are evaluated from the ATR signal (Fig.4).

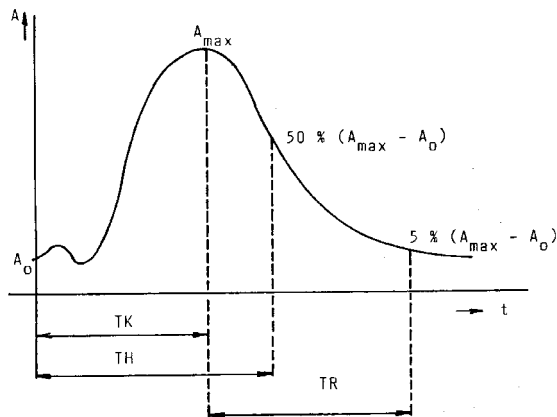


Fig. 4. Evaluation of the contraction, half relaxation and relaxation times from the ATR signal.

Two parameters are evaluated from cardiovascular recordings: pre-ejection phase interval (PEP) and heart rate (HR). To obtain PEP, time interval of the electro-mechanic systole QS2 and ejection time of the left ventricle LVET is estimated first. Duration of the PEP is then obtained as  $PEP = QS2 - LVET$ . Finally, heart rate is estimated from the mean time interval between consecutive QRS complexes in the ECG signal (Fig.4).

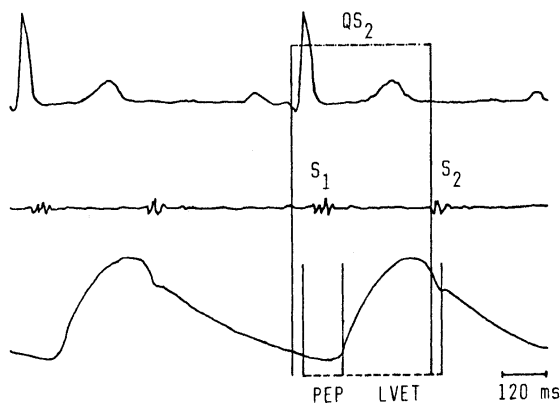


Fig. 5. Evaluation of the pre-ejection phase interval PEP.

Results from several measurements are averaged, presented in numeric and graphical form and classified according pre-programmed diagnostic criteria. Functional state of the thyroid gland is characterized by overall thyroxin T4 level that can be estimated and classified using a set of regression equations [3]. Several equations using desired combination of available peripheral parameters can be used, however, generally the more parameters are used in the equation, the higher is the reliability of the estimate.

Results of the classification are displayed in a circular diagram (Fig.6) showing values of all evaluated peripheral parameters and overall thyroxin T4 level relatively to a normal range (area between the circles in Fig.6).

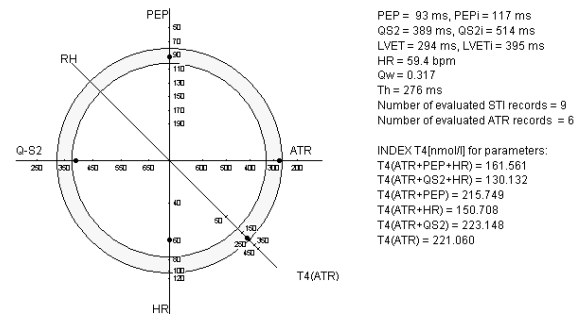


Fig. 6. STI and ATR evaluation and estimated T4 hormone level displayed in a circular diagram.

### 3. Results

Presented system, has been successfully used in the clinic for routine screening of thyroid gland patients as well as a learning tool in courses of biomedical engineering. It combines simplicity of the measuring method with advanced technology to obtain reliable measurements.

In Fig. 7 there is a snapshot of the computer screen during the examination of the neuromuscular system after the ATR time intervals were evaluated.

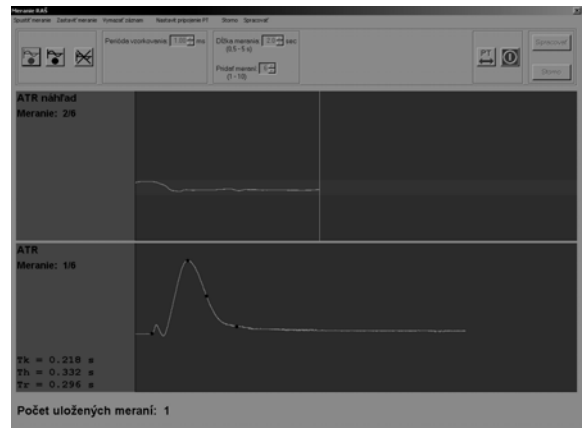


Fig. 7. Screenshots of the evaluation of the ATR signal with marked time instants TK, TH and TR.

In Fig.8 there is a snapshot of the computer screen during the examination of the cardiovascular system, after the cardiovascular signals were processed and systolic time intervals were evaluated.

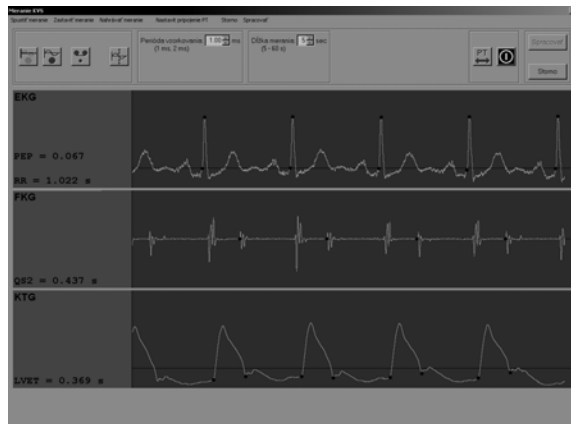


Fig. 8. Screenshot of the evaluation of cardiovascular signals. Automatically detected time instants  $Q$  and  $R$  in the ECG signal,  $S_2$  in the PCG signal, upstroke and incisure in the CAR signal are marked in the recordings and used for computation of systolic time intervals.

#### 4. Conclusions

Presented system was proposed for fast noninvasive screening tests enabling to assess the functional state of the thyroid gland. From the users' point of view, another advantage of the system is its variability and possibility to extend it to other examinations. Modular concept of the system cuts the cost and time for its development and implementation and enables to adapt its configuration according to the user requirements. Possible future extension of the system depends on the response from the medical and biomedical engineering community.

#### Acknowledgement

This work was supported by grant 51-51-9014-00/2002 from the Slovak Academy of Sciences and grant APVT-51-017802 from the Grant Agency for Science and Technology.

#### References:

- [1] P. Kneppo, E. Kužma, V. Oravec, V. Rosík, *Physician & Technology journal (Lékař a technika)*, **20**, 97 (1989).
- [2] V. Rosík, M. Tyšler, J. Ždiňák, R. Rášo, *Proceedings of the 4th International Conference on Measurement*. VEDA Bratislava, (2003).
- [3] S. Váňa, R. Reisenauer, J. Němec, J. Bednář, *Internal medicine (Vnitřní Lékařství)*, **31**, 474 (1985).

## NONINVASIVE IDENTIFICATION OF ISCHEMIC LESIONS IN THE HEART

M. Tyšler, M. Turzová, J. Švehlíková, E. Hebláková

*Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Dúbravská cesta 9, 841 04, Bratislava, Slovakia  
E-mail: umertysl@savba.sk, Phone: +421 2 5910 4550, Fax: +421 2 5477 5943*

**Summary** A method for noninvasive identification of heart lesions with changed repolarization caused by local ischemia was proposed and tested on a model and on a group of patients. It evaluates changes in QRST integral maps measured on a chest surface of known geometry and computes an equivalent dipole representing the position, size and orientation of the lesion. Testing on a computer model indicated ability of the method to localize small subendocardial and subepicardial lesions with an error less about 1 cm. From 11 patients with single vessel stenosis mapped before and after the percutaneous cardiac intervention, differences in QRST integral maps could be represented by a dipole in 8 patients. 6 LAD and 1 RCA lesion were identified successfully, localization of 1 RCA lesion failed. Results of the study suggest that difference QRST integral maps can help in identification of small ischemic regions on the epicardial or endocardial surface by estimating parameters of an equivalent dipole characterizing the lesion.

**Abstrakt** V štúdiu je navrhnutá metóda na neinvazívnu identifikáciu oblastí poškodenia srdca so zmenenou repolarizáciou spôsobených lokálnou ischémiou. Metóda bola testovaná na počítačovom modeli a na skupine pacientov. Vyhodnocuje zmeny v QRST integrálových mapách meraných na povrchu hrudníka so známou geometriou a vypočítava ekvivalentný elektrický dipól, ktorý reprezentuje miesto, veľkosť a orientáciu lézie. Testovanie metódy na počítačovom modeli ukázalo jej schopnosť lokalizovať malé subendokardiálne a subepikardiálne poškodenia s chybou okolo 1 cm. Z 11 pacientov s ochorením 1 cievy, ktorí boli elektrokardiograficky mapovaní pred a po perkutálnej kardiálnej intervencii, bolo u 8 pacientov možné zmeny v QRST integrálových mapách reprezentovať pomocou dipólu. Ischemické poškodenia boli lokalizované správne u 6 pacientov s ochorením ľavej (LAD) a u 1 pacienta s ochorením pravej koronárnej artérie (RCA), 1 lokalizácia ochorenia RCA nebola správna. Výsledky štúdie naznačujú, že zmeny v integrálových mapách môžu pomôcť pri identifikácii malých ischemických oblastí v oblasti epikardu alebo endokardu na základe určenia parametrov ekvivalentného dipólu charakterizujúceho poškodenie.

### 1. Introduction

For ischemic cardiac cells, shortening and decrease of action potentials (AP) is typical. Subtle variations of AP influence the overall repolarization process and are expressed mainly in the ST-T interval of surface ECG signals. It was shown, that integrals of potentials over the ventricular depolarization - repolarization period (QRST interval in ECG) depend only on the action potentials variations and not on the ventricular activation sequence [1]. Differences in QRST integrals over the torso together with the knowledge of torso geometry and electrical properties thus can be used for a noninvasive identification of ischemic regions with changed repolarization. The aim of the study was to analyze the possibility of a noninvasive dipole model-based identification of small ischemic lesions caused by stenosis of a single coronary vessel.

### 2. Method and Material

Differences in QRST integrals due to the changed repolarization can be interpreted as being caused by additional sources originating from changed action potentials in the ischemic region. If the region is relatively small, these sources can be represented by a single dipole model located at the centre of the region. In our study we applied a dipole located in one of  $n$  predefined positions on the

epicardial or endocardial ventricular surface. Dipole parameters representing the changes in the QRST integrals were inversely computed using the formula:

$$M_i = T_i^+ \Phi \quad \text{for } i=1,2, \dots, n$$

where  $\Phi$  represents differences in QRST integrals measured in mapped surface points,  $M_i$  is an estimate of integral of the dipole moment of the dipole located at the  $i$ -th position in the myocardium and  $T_i^+$  is pseudo-inverse of the transfer matrix between the the  $i$ -th dipole and potentials in mapped surface points. This transfer matrix depends only on the geometry and electrical properties of the torso.

Criterion for finding the best equivalent dipole representing the measured data was the minimal value of rms deviation between original difference QRST integral map and map produced by a dipole estimated at each of the  $n$  predefined positions. At the same time, relative value of the deviation indicated feasibility of the dipole to represent the difference integral map.

The method was tested on simulated surface potentials and several error factors influencing the accuracy of the inverse procedure were analyzed.

A forward model was used to obtain body surface potentials in normal case as well as in the case of abnormal repolarization of the ventricles. A finite element model of heart ventricles was employed to simulate cardiac depolarization and repolarization [4]. Up to five layers with different AP characteristics were defined in ventricular walls

and in the septum. Realistic AP shapes as measured in canine left ventricular wedge preparation [5] were adopted. In all simulations, character of experimentally observed transmural distribution of AP duration was preserved and its transmural dispersion was about 40 ms.

Local ischemic lesions were simulated by shortening of AP by 5 % to 20 % from the normal values. Three typical regions of changed AP influenced by stenosis of main coronary vessels were defined: antero-septal part of the LV near apex (supplied by left anterior descending coronary artery, LAD), postero-lateral part of the LV close to the heart base (supplied by circumflex coronary artery, Cx) and mid postero-septal LV and RV (supplied by right coronary artery, RCA). In each region, smaller subepicardial and subendocardial lesions (3 - 8% of the ventricular volume) and larger transmural lesions (10 - 12% of the ventricular volume) were simulated.

Multiple dipole with 168 dipoles was used to represent the cardiac electric generator. Surface potentials were computed in 3 ms steps in points of a realistic torso model with lungs and heart cavities [2, 3]. ECG signals in positions of selected lead sets were used to compute surface QRST integral maps.

Inverse identification of the ischemic region was attempted by using body surface potentials simulated in 4 lead sets: 192 leads in 16x12 grid (G192), 62 leads of the Amsterdam mapping set (A62), 32 leads of the anterior lead set by Lux (L32) and 9 leads in positions of Frank VCG leads and both arms (F9). Second and third lead sets were subsets of the first one. Both, inhomogeneous and homogeneous torso model were tested in the inverse computations. Accuracy of the inverse procedure was limited by the chosen set of possible dipole positions. For testing on simulated data, 298 nodes on the epi- and endocardial ventricular surface were defined as possible positions of the equivalent dipole generator. Distance between the nearest possible position and correct location of an equivalent dipole (center of simulated lesion) was from 1.7 to 7.3 mm, mean 5.5mm.

Measured data from 11 patients after myocardial infarction (MI) that underwent successful percutaneous coronary intervention (PCI) on single vessel (8 LAD, 1 Cx, 2 RCA) were used for experimental verification of the method. QRST integral maps before and after the intervention were computed in a 12x16 grid from 32 ECG leads measured in the L32 lead set. Integral values in maps were corrected for QT interval length if it varied more than 5% between the measurements. Common realistic inhomogeneous torso and heart model geometry were used in all patients to find an equivalent dipole representing the ischemic region with changed repolarization. For real data, possible positions of equivalent dipoles were defined at the centers of 28 segments of a realistic heart model.

### 3. Results

**Simulated data.** In Fig. 1 there is an example of simulated lesions in postero-lateral region of the LV. Subepicardial lesion (PE), subendocardial lesion (P2) and transmural lesion (P3) of different size were created.

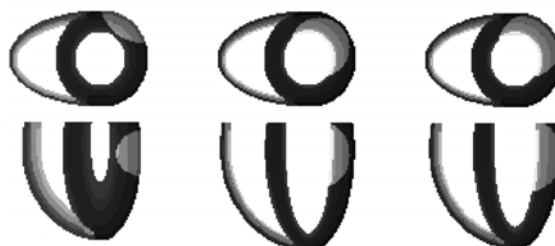


Fig. 1. Simulated lesions (light grey areas) in postero-lateral LV. Left: subepicardial (PE), center: subendocardial (P2), right: transmural (P3).

Simulated AP changes representing local ischemic lesions in three selected ventricular regions were projected to body surface potentials and typically located differences of QRST integrals were clearly visible in corresponding areas in body surface maps. The differences increased with increasing lesion size and degree of AP shortening except of transmural lesions where the differences were much smaller than in comparable non-transmural lesions.

Normal simulated QRST integral map and integral maps obtained when AP was shortened by 20% in lesions PE, P2 and P3 is shown in Fig. 2. The AP changes were projected as increase (for PE lesion) or decrease (for P2, P3 lesions) of the QRST integral mainly on the mid posterior torso surface.

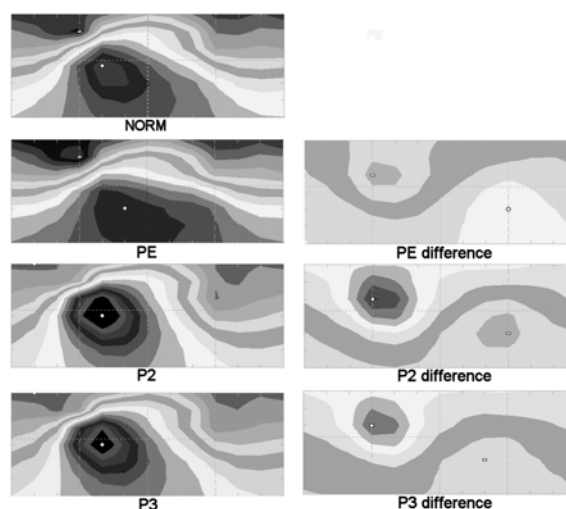


Fig. 2. Simulated QRST integral maps for normal depolarization-repolarization (NORM) and for activations with AP shortened by 20% in lesions PE, P2 and P3. Corresponding difference QRST integral maps are shown in the right column. Step in maps is 6 mV.ms.



Summary dipolar source of the lesion calculated as sum of dipole changes in all model elements within the lesion (full line vector) and inversely estimated equivalent dipole (dashed line vector) are illustrated in Fig. 3.

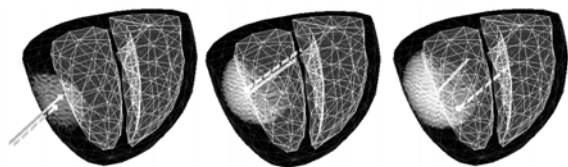


Fig. 3. Simulated ischemic lesions PE, P2, P3 and their dipolar representations (posterior view of the ventricles). Representing dipoles computed as sum of simulated elementary dipolar changes in the lesion are marked by full lines, equivalent dipoles inversely calculated from simulated surface ECG signals are marked by dashed lines. Left: PE lesion; center: P2 lesion; right: P3 lesion.

Results of the inverse solution using 62 ECG leads and homogeneous or inhomogeneous torso model with lungs and heart cavities are summarized in Table 1. Relative rms deviations between original difference QRST integral maps and equivalent dipolar maps were from 9 to 16% and suggest that dipole may be an adequate representation of small ischemic lesions. For small subendocardial and subepicardial lesions, maximal localization error reached 16 mm in inhomogeneous torso and 23 mm in homogeneous torso. Localization of large transmural lesions was less satisfactory and maximal error reached unacceptable 43 mm. Orientation of the equivalent dipoles matched well the simulated lesions, however, relative error of dipole moments substantially increased for more distributed sources, especially for large transmural lesions.

Table 1. Errors (mean  $\pm$  standard deviation) of the inverse estimation of lesion parameters from 62 surface ECG leads using inhomogeneous or homogeneous torso model.

Parameter	Torso	Small lesions	Large lesions
Localization error [mm]	inhomog	9 $\pm$ 4	17 $\pm$ 14
	homog	11 $\pm$ 8	16 $\pm$ 15
Dipole direction [°]	inhomog	9 $\pm$ 7	14 $\pm$ 4
	homog	8 $\pm$ 5	17 $\pm$ 7
Dipole moment [%]	inhomog	51 $\pm$ 40	221 $\pm$ 206
	homog	49 $\pm$ 33	163 $\pm$ 123
Map rel. difference [%]	inhomog	9 $\pm$ 4	16 $\pm$ 1
	homog	12 $\pm$ 2	16 $\pm$ 2

More detailed evaluation of the localization error is shown in Fig. 4. Localization of small lesions from 192 and 62 leads provided similar results, localization from 32 leads was worse for large lesions and inhomogeneous torso, while localization from 9 leads was not satisfactory. For larger lesions, influence of the number of leads was generally higher. In most cases, results obtained using homogeneous torso model were less accurate than results obtained when inhomogeneous torso was used.

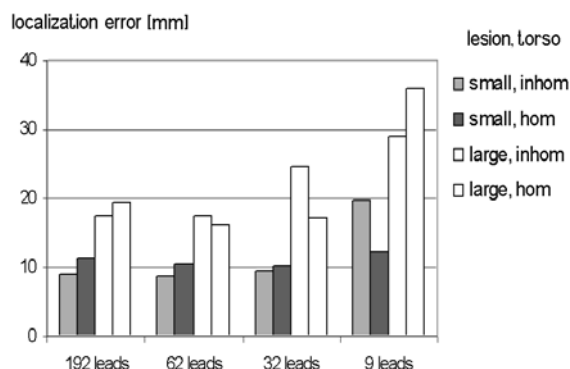


Fig. 4. Mean values of the localization error [mm] for small subendo- or subepicardial lesions and for large transmural lesions when using different lead sets and homogeneous or inhomogeneous torso models.

**Measured data.** In 8 of 11 studied MI patients we have found considerable changes in QRST integral maps after the PCI treatment that could be approximately represented by a single dipole (with relative rms error less than 50%). In remaining 3 patients the error was  $>$  60% and they were excluded from further analysis. In 6 of 8 analyzed patients, the QT interval correction was used to compensate the changed heart rate between the measurements.

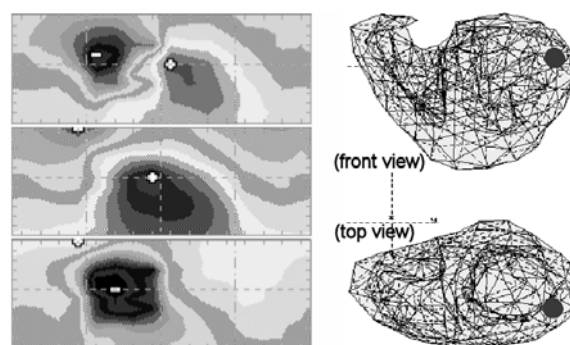


Fig. 5. Left (top to bottom): Measured QRST integral maps (step in maps 8 mV.ms) before and after successful PCI on LAD and corresponding difference integral map in a 68 year old male with anterior MI (closing at RD 2 branche). Right: Localization of an equivalent dipole source representing the changed repolarization in a realistic myocardium model.

Despite the individual patient geometry was not available and single standard torso model was used, in 7 of the 8 analyzed patients the positions of estimated equivalent dipoles approximately matched the region supplied by the treated vessel or at least they were correctly located at anterior or posterolateral wall of the LV with the dipole directed towards the supposed ischemic region. Directions of dipole moments in several cases were not normal to the particular heart wall and lesion border what might reflect specific form of the affected area or of anisotropy in real myocardium. In 1 patient after PCI on RCA, the equivalent dipole was located in mid anterior LV wall with a dipole moment directed out of the heart volume.

In Fig. 5 there is an example of measured patient data and successful location of the equivalent dipole after PCI on LAD.

#### 4. Discussion

Our previous studies on detecting small local ischemic changes by using commonly used departure integral maps [6] showed that the changes in body surface potentials are small when compared with normal inter-individual fluctuations and can hardly be detected by departures from mean integral maps computed for the normal population.

In our simulations of small ischemic lesions, relative rms differences between normal and changed QRST integral maps were 20 - 45%, and correlations .45 - .99. These data indicate greater changes than observed total intra-individual variability in maps of healthy subjects (rms differences 5 - 20%, correlations >.98) what, in principle, allows identification of the small ischemic lesions by the proposed method.

In this study, ischemic regions were simulated only by AP duration changes. Simultaneous changes of AP amplitudes present in real data were also tested and they increased the differences in the QRST integral maps because of the similar effect of both, AP shortening and AP amplitude decrease on the integral maps.

Limitation of the simulation study was the simple forward model with analytical heart geometry and use of isotropic myocardium. Action potential shapes were defined a priori and possible electrotonic coupling was not simulated.

Available MI patient data measured only in 32 mostly anterior leads and in different time intervals before and after the PCI were not ideal for the study. Proposed method can evaluate changes of the residual ischemia after MI influenced by the PCI treatment. The ventricular area affected by the intervention may be quite large. Moreover, in the center of the infarcted area probably also permanent tissue damage exists that can make the treated area even more fragmented. This might be the reason

why single dipole model could not represent the difference integral maps of 3 treated MI patients with acceptable accuracy.

#### 5. Conclusions

Results of our simulations showed that local repolarization changes in different heart regions could be observed as changes in body surface potential maps. Difference QRST integral maps and equivalent dipole source model proved to be a useful tool to assess small ischemic regions and to identify their proximate site in the myocardium. Extent of the lesion was reflected in the dipole moment and prevalence of subepicardial or subendocardial character of the lesion could be determined from the dipole orientation. For acceptable localization of small regions with changed repolarization, 192, 62 or 32 leads were sufficient even if homogeneous torso model was used. However, because of the limitations of the model, validity of the obtained results has to be further verified on additional measured data.

Localization of larger transmural lesions and estimation of their size was not satisfactory. These lesions are less clearly manifested in the surface potentials and the dipole model seems not to be appropriate for these cases.

Testing of the method on available real data suggests that the proposed method could be a useful tool for noninvasive assessment of ischemic regions with changed repolarization. Use of individual torso geometry could improve performance of the method.

#### Acknowledgement

This work was supported by grant 2/4089/24 from the VEGA grant agency. The authors thank to prof. Filipova from the Slovak Institute of Cardiovascular Diseases for offering the measured patient data and assistance in their evaluation.

#### References

- [1] M.C. Trudel et al.: *IEEE Trans. on BME*, 2004, 51, 1319 (2004).
- [2] M. Tyšler, V. Szathmáry, M. Turzová: *Int. J. of Bioelectromag.*, 5, 252 (2003).
- [3] V. Szathmáry, I. Ruttkay-Nedecký: *Studies in Health Technology and Informatics*, 90, 88 (2002).
- [4] V. Szathmáry, R. Osvald: *Comput Biomed Res* 27, 27 (1998).
- [5] G.X. Yan, W. Shimizu, Ch. Antzelevich: *Circulation* 98, 1921 (1998).
- [6] S. Filipová et al., *Advances in Body Surface Mapping and High Resolution ECG*, (Life Medicom Co, 1995).

## FILTERS FOR ECG DIGITAL SIGNAL PROCESSING

Oldřich Ondráček, Jozef Púčik, Elena Cocherová

Department of Radioelectronics, SUT FEI, Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovak Republic

Tel: +421 2 6029 1532, Fax: +421 2 6542 9683

E-mail: elena.cocherova@stuba.sk

### Summary

In the article, different types of filters for applications in biomedical signal processing are presented: FIR and IIR filters, adaptive filters and median filters. Given filter types have been analyzed from the view of appropriate applications for suppression of isoelectric line fluctuations, suppression of powerline noise and suppression of mother ECG signal influence on fetal ECG signal.

### Abstrakt

V článku sú prezentované rôzne typy filtrov použité pri spracovaní biomedicínskych signálov: FIR a IIR filtre, adaptívne filtre a mediánové filtre. Dané typy filtrov sú analyzované z hľadiska vhodnosti použitia v aplikáciách pre potlačenie kolísania izoelektrickej línie EKG signálu, pre potlačenie sieťového rušenia a potlačenie rušenia fetálneho EKG materským EKG signálom.

### Key words

Biosignal processing, FIR filter, IIR filter, adaptive filter, median filter, electrocardiogram (ECG)

## 1 Introduction

Recorded ECG signal is often affected by the noise of environment (e.g. powerline noise), artifacts from movements of patient and fetal ECG can be hidden in mother ECG of higher amplitudes. According to the purpose of application, biosignal processing involves the usage of different types of filters [1] - [3].

## 2 System description and results

Filter evaluations is accomplished with regard to achievement of distortion filtration and with regard to minimal additional deformation of ECG signal shape (declination of ST interval, abnormal pronunciation or reduction of particular waves, etc.). Basic shape of ECG signal is shown in Fig. 1. Signal processing is performed in program Matlab.

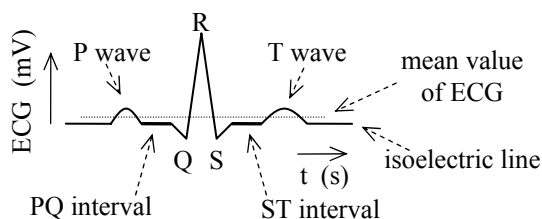


Fig. 1 Schematic illustration of ECG signal components

### 2.1 Isoelectric Line Corrections

Isoelectric line (baseline, isoline) of ECG signal is often affected by the artifacts from breathing or electrode phenomena. Fluctuations of isoelectric line can be suppressed using high-pass (HP) filters. Example of ECG signal (Fig. 2) we used to evaluate suitability of given filter type for isoelectric line correction, is taken from database of PhysioBank Archive [4].

The critical point of filter design is the choice of filter pass-band, since the low-frequency components of ECG signal are important to keep the correct shape of ST segment. According to the American Heart Association [5], the demand on the analog ECG signal recording is frequency band from 0.05 Hz to 100 Hz, however this range is doubtful. According to the other articles, e.g. [6], even cutoff frequency of 2 Hz does not cause visible changes of ST segment.

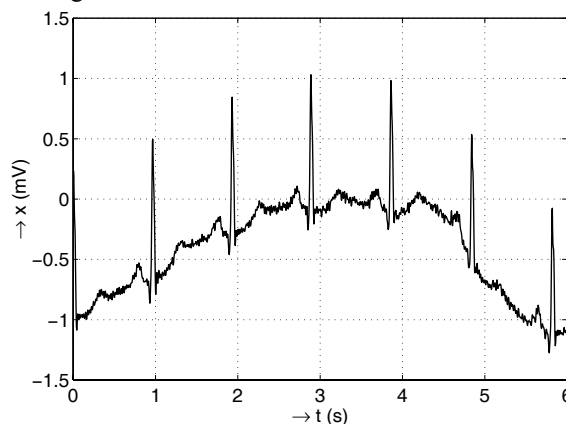


Fig. 2 Input ECG with uncorrected baseline

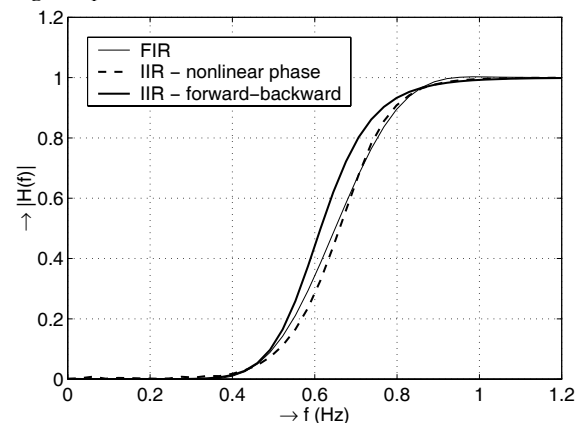


Fig. 3 Magnitude frequency characteristics of three types of HP filters

In the case, when the FIR filter design [2] with Hamming window is considered (see magnitude frequency characteristic of filter in Fig. 3), the minimum required filter order is estimated by  $N \approx 6.6 \cdot f_s / 2(f_2 - f_1) = 1500$ , where sampling frequency is  $f_s = 250$  Hz, transition band is from  $f_1 = 0.35$  Hz to  $f_2 = 0.9$  Hz. The resulting filtered ECG signal is shown in Fig. 4. The filter delay is  $\tau_g = N / (2 \cdot f_s) = 3$  s. Except of the high delay, the result of FIR filtration is excellent.

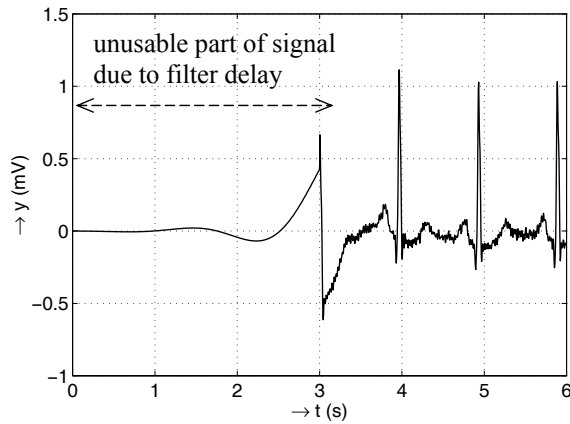


Fig. 4 Filtered ECG signal using the FIR filter

The Butterworth IIR HP filter (see magnitude characteristic in Fig. 3) designed by means of bilinear transformation [2] with similar magnitude characteristic as designed FIR filter (see Fig. 3) is of 7th order. The resulting filtered ECG signal (Fig. 5) depicts the corrupted ST segment due to nonlinearity of phase frequency characteristic of IIR filter.

The IIR filter with zero-phase frequency characteristic (non-causal filter) can be used for off-line processing. In this case, the input signal is filtered once in the forward direction, then the filtered sequence is reversed and run back through the filter (the same as run through filter with inverse transfer function). The result has zero phase frequency characteristic and the magnitude characteristic is the square of the single filter magnitude characteristic. The filtered ECG signal at the output of zero-phase IIR filter, that is shown in Fig. 6, looks similar as in the case of the FIR filter. The significant advantage is low order of IIR filter (single filter is Butterworth IIR HP filter of order 5).

Since mean value of ECG is not precisely zero, removing of dc component by means of abovementioned HP FIR and IIR filters does not allow to adjust zero potential with ECG baseline. Solution of this problem is better achieved by the following two methods.

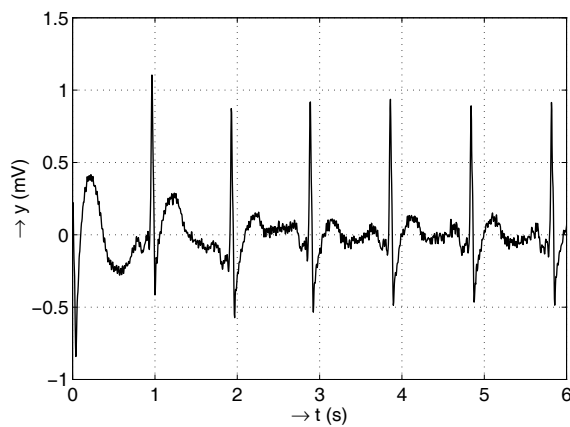


Fig. 5 Filtered ECG using IIR filter with nonlinear phase frequency characteristic

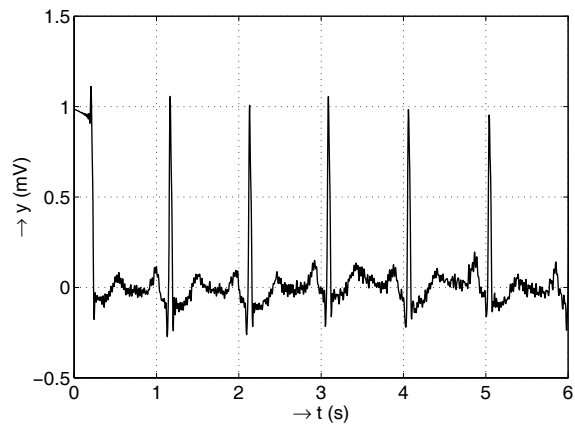


Fig. 7 Corrected ECG using the interpolation of baseline

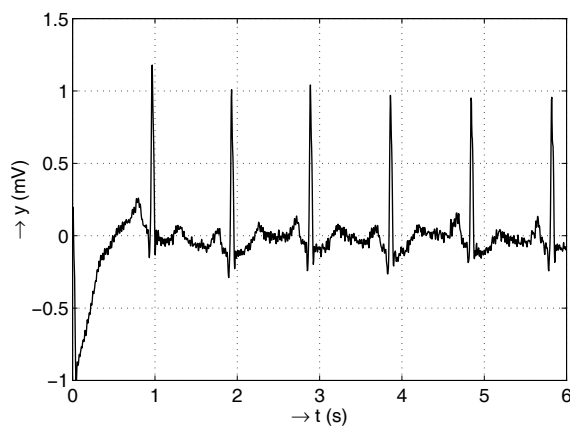


Fig. 6 Filtered ECG using zero-phase IIR filter

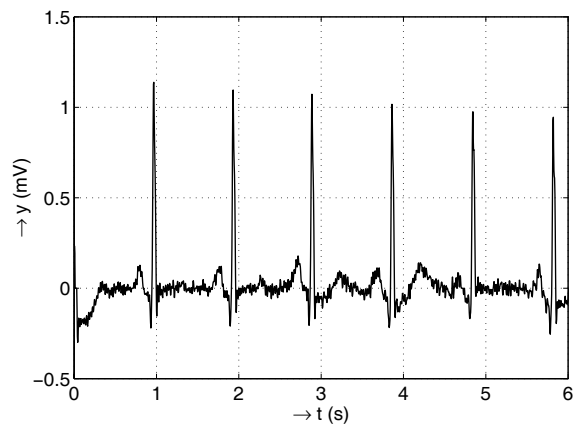


Fig. 8 Corrected ECG using the median filter

Further method of removing the isoelectric line alternations is the spline interpolation. First step in this method is to estimate the isoelectric line, which is subsequently subtracted. To estimate the isoelectric line we need to detect points, which should have zero potential (e.g. the interval before P wave), that requires usually additional processing (detection of the QRS complex). The isoline is reconstructed from these points using interpolation. Corrected ECG signal using interpolation is shown in Fig. 7.

Method of median filtration is generally used mainly for suppression of impulse noise. As such a noise can be considered also the QRS complex (if the window width for median evaluation is twice the impulse width) and can be effectively filtered out from the ECG signal. It is possible to suppress the other waves (P, T) by repeating the filtration and thereby obtain the isoelectric line, which is subsequently subtracted. Filtered signal from median filter (triple filtration using rectangular window width of 51, 101, 201 samples, respectively; sample frequency 250 Hz) is shown in Fig. 8. The resulted output is not satisfactory, as the T wave is deformed especially for faster changes of isoline.

## 2.2 Suppression of powerline noise

We have the situation, that the ECG signal was recorded together with powerline noise (50 Hz or 60 Hz). Two filters are presented: 2nd order IIR filter and adaptive filter.

Input signal to IIR filter as is shown in Fig. 9, has spectrum with dominant 60 Hz powerline noise (Fig. 10). Filter is designed as a notch filter for removing frequency  $f_0 = 60$  Hz (width of stop band is 5 Hz for 3 dB decrease of magnitude characteristic shown in Fig. 11).

Transfer function of the 2nd order IIR filter is

$$H(z) = k \frac{(1 - z_0 z^{-1})(1 - z_0^* z^{-1})}{(1 - p_0 z^{-1})(1 - p_0^* z^{-1})} = \frac{r - 2r \cos \theta_0 \cdot z^{-1} + r z^{-2}}{1 - 2r \cos \theta_0 \cdot z^{-1} + r^2 z^{-2}}$$

where zeros and poles are

$$\begin{aligned} z_0 &= 1 \cdot e^{j\theta_0} & z_0^* &= 1 \cdot e^{-j\theta_0} \\ p_0 &= r \cdot e^{j\theta_0} & p_0^* &= r \cdot e^{-j\theta_0} \end{aligned}$$

and  $k = r$ ,  $\theta_0 = 2\pi f_0 / f_s$ , sampling frequency is  $f_s = 250$  Hz. Distance of poles from  $z$ -plane origin is determined by  $r = 1 - \pi \Delta f / f_s$ . Output signal of notch filter is depicted in Fig. 12.

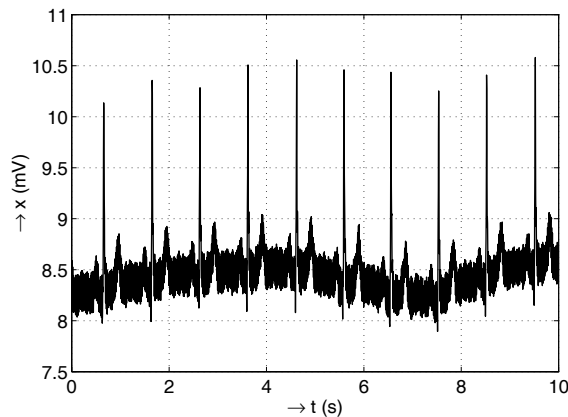


Fig. 9 ECG with powerline noise

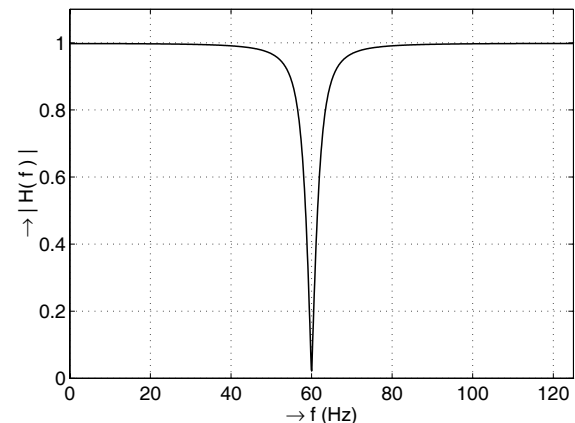


Fig. 11 Magnitude frequency characteristic of notch filter

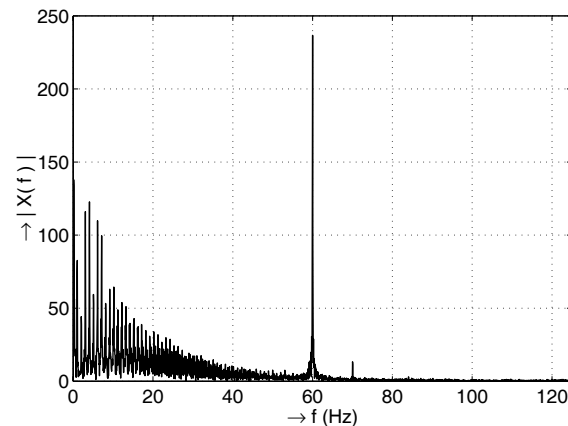


Fig. 10 Spectrum of ECG with powerline noise

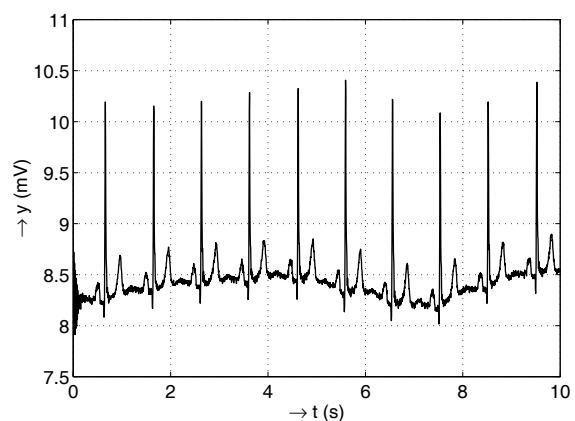


Fig. 12 Filtered ECG using notch IIR filter

In the case of powerline noise suppression by adaptive filter, the recording of reference powerline signal  $x(n)$  is required, as shown in Fig. 13. From reference powerline signal  $x(n)$  the phase shifted signals  $x_1(n)$  and  $x_2(n)$  are derived. Phase shift  $\Delta\varphi$  can be realized easily by time delay.

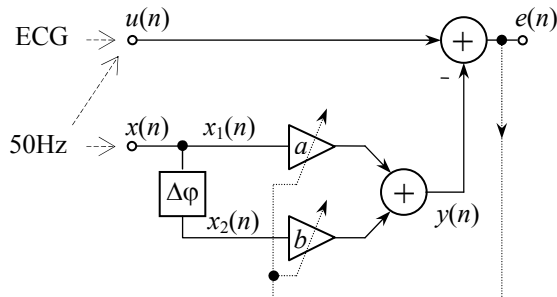


Fig. 13 Principle of adaptive filtration of ECG signal corrupted with powerline noise

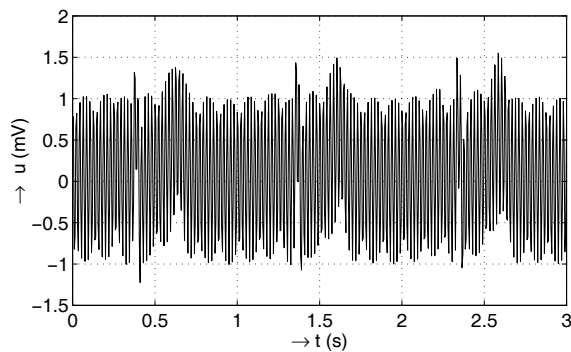


Fig. 14 Input signal for adaptive filtration (ECG corrupted with powerline noise)

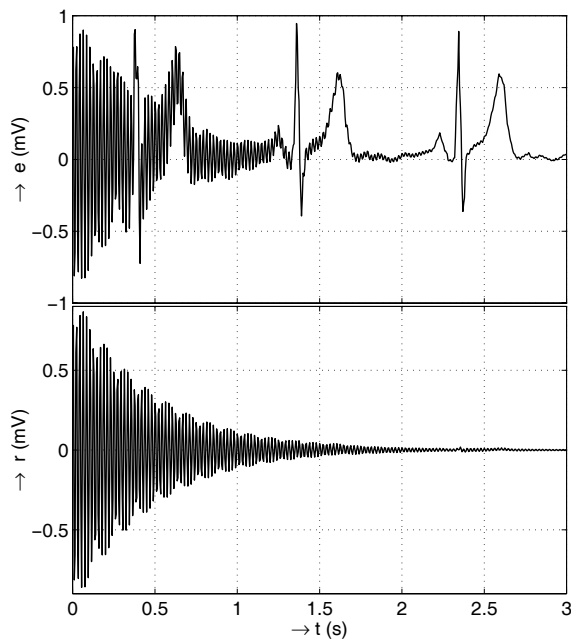


Fig. 15 Filtered ECG (upper trace) and filtering error (lower trace) for  $\mu = 0.01$

The amplitude  $A$  and phase  $\varphi$  of harmonic signal  $y(n)$  is set up by an adaptation of filter coefficients  $a$  and  $b$ :

$$y(n) = A \cdot \cos(\theta_0 n + \varphi) = a \cdot x_1(n) + b \cdot x_2(n)$$

After correct set up of adaptation coefficients, signal  $y(n)$  is subtracted from input signal  $u(n)$  so, that the output signal  $e(n)$  represents ECG signal with eliminated powerline noise.

Adaptation can be performed by use of simple LMS (Least Mean Square) algorithm:

$$a(n+1) = a(n) + 2\mu e(n) \cdot x_1(n)$$

$$b(n+1) = b(n) + 2\mu e(n) \cdot x_2(n)$$

where  $\mu$  is parameter of convergence.

Adaptive filter was realized in program Simulink. Input signal  $u(n)$  consists of ECG signal generated synthetically with amplitude of 1 mV and additional 50 Hz noise signal with amplitude also of 1 mV (see Fig. 14). Sampling frequency is 200 Hz.

Proceeding of filter adaptation is seen in Fig. 15 for convergence parameter  $\mu = 0.01$ . Filtering error  $r(n)$  (lower trace of Fig. 15) is difference between output signal from filter  $e(n)$  and an ideal ECG signal.

Via proper choice of convergence parameter, it is possible to achieve faster adaptation (even sooner than in one cardiac cycle) but at a cost of larger filtering error (see Fig. 16).

The presented method is usable for any periodic distortions and can be directly expanded also for higher harmonic components. It is important especially in the cases, when spectrum of noise interferes with the spectrum of useful signal.

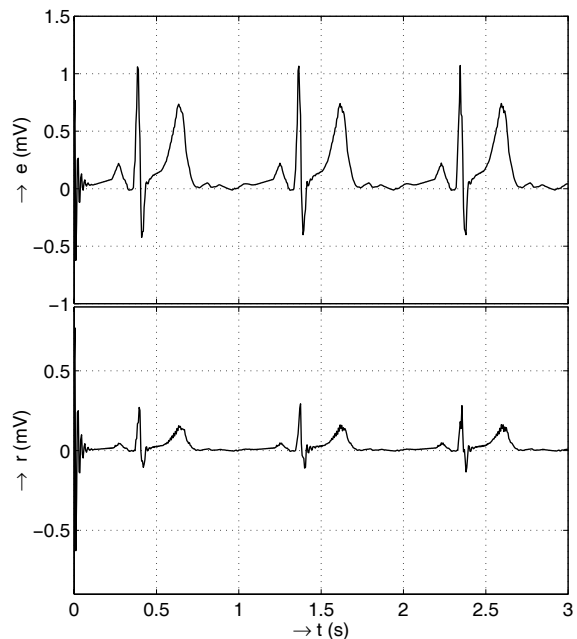


Fig. 16 Filtered ECG (upper trace) and filtering error (lower trace) for  $\mu = 0.2$

### 2.3 Fetal ECG processing

Fetal ECG (F-ECG) recorded from abdominal electrode (lead) is a mixture of maternal and fetal ECG signals (Fig. 17) [7]. The maternal ECG (M-ECG) has lower frequency and higher amplitude than F-ECG, as it is shown in upper trace of Fig. 18.

To achieve alone F-ECG using an adaptive filter, the reference maternal signal  $x(n)$  has to be recorded, as shown in lower trace of Fig. 18. The reference maternal signal is used for optimal linear estimation of M-ECG recorded in the place of F-ECG recording. It is assumed that M-ECG and F-ECG are non-correlated. We consider FIR filter, which optimal parameters are determined in the process of adaptation, using e.g. LMS, RLS (Recursive Mean Square) algorithms or in the case of off-line processing it is possible to use directly equation:

$$\mathbf{h} = \mathbf{K}_x^{-1} \cdot \mathbf{k}_{xu}$$

where  $\mathbf{K}_x$  is autocorrelation matrix of signal  $x(n)$  and  $\mathbf{k}_{xu}$  is vector of cross-correlation function of signals  $x(n)$  and  $u(n)$ .

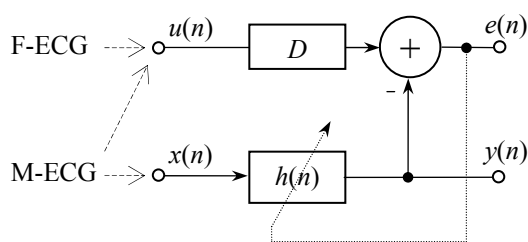


Fig. 17 Adaptive filtration of F-ECG

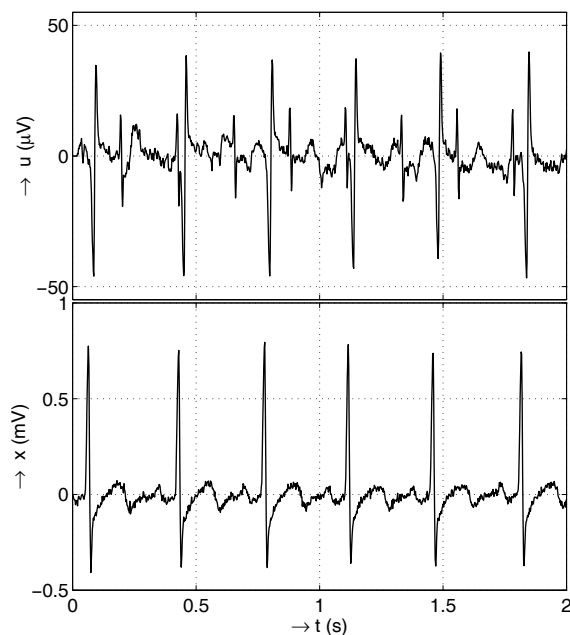


Fig. 18 Input signals for adaptive filtration: abdominal lead - mixture of maternal and fetal ECG signal (upper trace), thoracic lead (reference input) - maternal ECG signal (lower trace)

The result of off-line processing using 20th order of the FIR filter and delay of  $u(n)$  signal ( $D = 10$  samples) is shown in Fig. 19.

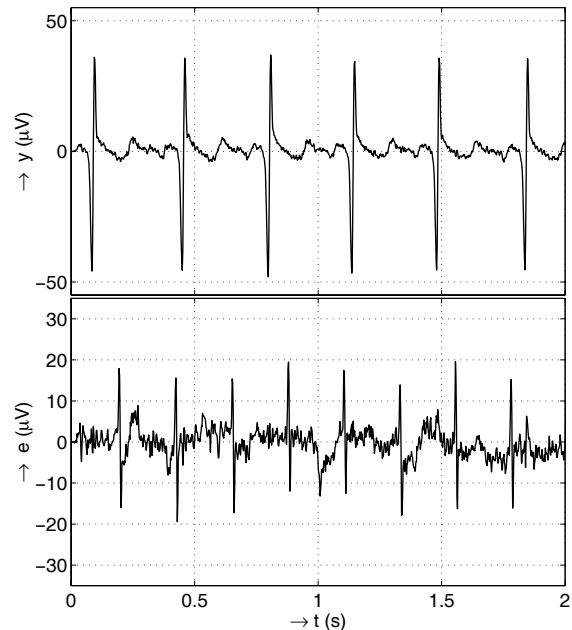


Fig. 19 Separated components of thoracic lead: maternal ECG (upper trace), fetal ECG (lower trace)

Disadvantage of LMS algorithm is the slow convergence: the time of convergence of LMS algorithm is longer than recorded signal. Therefore the signal of several cardiac cycles can be run repeatedly, until the algorithm attains convergence. The achieved values of filter coefficients are used as beginning values for next repetition (Fig. 20).

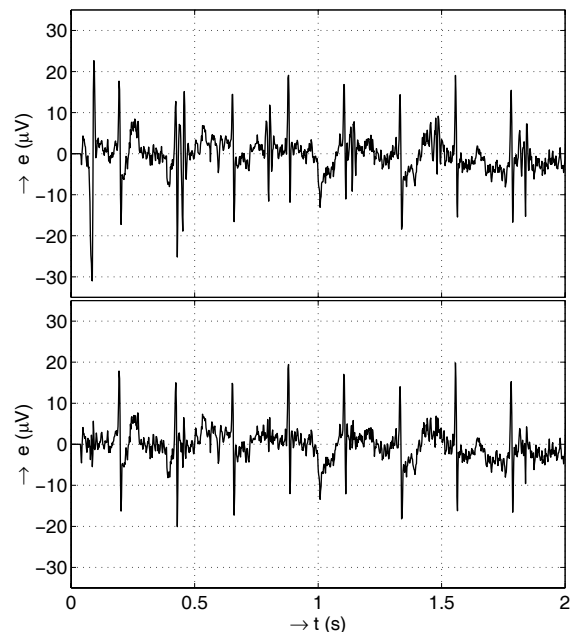


Fig. 20 Extracted fetal ECG signal by means of LMS algorithm (for  $\mu = 0.0000001$ ) after 1st repetition of recorded signal (upper trace) and after 10th repetition (lower trace)

### 3 Discussion

In the sections 2.1 - 2.3, filter based methods of ECG processing for three situations are presented.

In the first case, it is analyzed the problem of suppression of baseline alternations under simultaneous preservation of signal shape (primarily of ST segment). ST segment is important part of ECG for judgment of an ischemic changes, e. g. at load-ECG when the artifacts often appear.

Disadvantage of abovementioned FIR and IIR filters is that the time mean value need not to be precisely 0; i. e. it is rather suppression of baseline wandering than suppression of dc offset. Another possible method for isoelectric line correction is the wavelet transformation [8].

In the second case, the simple IIR filter is often satisfying for powerline noise suppression. Despite nonlinear phase, observable distortion was not visible. Sharp changes of phase characteristic may be expected close to notch frequency, where only small part of spectrum extends. Despite it, higher frequencies are important for keeping the shape (amplitude) of QRS complex. While for monitoring purposes, the bandwidth up to 40 Hz is recommended, a demand on bandwidth above standard 100 Hz can be e. g. at pediatric ECG [9]. Attention has to be paid at HR (High Resolution) ECG [10], where so called VLP (Ventricular Late Potentials) have spectrum approximately from 40 Hz to 300 Hz, thereby the spectrum interleaving with spectrum of powerline noise may cause a problem. In such the cases, methods of subtracting are advantageous, where the interference is estimated from the reference signal or from the isoelectric portions of ECG.

The third case was referred to separation maternal and fetal ECG signals. We presented the method that can be easily implemented e. g. using artificial neural networks [11]. For the purposes of noninvasive fetal electrocardiography with multichannel records from abdominal electrodes, also the other methods can be useful: BSS (Blind Source Separation) from signal mixtures, such as SVD (Singular Value Decomposition), PCA (Principal Components Analysis), ICA (Independent Component Analysis).

### 4 Conclusions

In the article, applications of filter-based methods for improving quality of ECG in three specific situations are presented. The selection of proper method would be done with respect to whether the processing is done as an input to the subsequent automatic analyses, or the result is dedicated only for direct visual inspection, and whether on-line or off-line processing is wanted. The ultimate aim of analysis or processing must be taken into consideration for choice of parameters (and method): the requirements (like frequency

band) for monitoring purposes may be relaxed in comparison to diagnostic ones.

More sophisticated methods must be used to distinguish fine components of ECG (microvolt signals) usually lost in standard ECG, such as VLP, QRS notches, epsilon waves, T wave alternations, noninvasive recording of His-Purkinje activity. Special consideration is required in methods of separation of fetal ECG from the maternal one.

### Acknowledgement

This work was supported by the Ministry of Education of the Slovak Republic under Grant No. VTP 102/2000, by the Grant No. 1/0144/03 and by VEGA 1/2047/05.

### References

- [1] J. Jan, *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*, VUT Brno, (2004)
- [2] O. Ondráček, *Diskrétné signály a systavy*, Vydavateľstvo STU, Bratislava, (2002)
- [3] D. Schlichthärle, *Digital filters. Basics and design*, Springer - Verlag, Berlin, (2000)
- [4] <http://physionet.org>, [online], [cit:2005-06-14]
- [5] J. J. Bailey et al., *Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: Bandwidth and digital signal processing*. *Circulation*, **81**, (2), pp. 730-739, (1990)
- [6] C. R. Lambert et al., *Low-frequency requirements for recording ischemic ST-segment abnormalities in coronary artery disease*. *American Journal of Cardiology*, **58**, (3), pp. 225-229, (1986)
- [7] B. L. R. De Moor (ed.): *Database for the Identification of Systems, Cutaneous potential recordings of a pregnant woman*, Department of Electrical Engineering, ESAT/SISTA, K.U.Leuven, Belgium, <http://www.esat.kuleuven.ac.be/sista/daisy/>, [online], [cit:2005-06-14]
- [8] V. Eck et al., *Electrocardiogram Baseline Removal Using Wavelet Approximations*, In: *Analysis of Biomed. Signals and Images*, Vol. 1, VUTIUM Press, Brno, pp. 136-138, (2000)
- [9] R. Peter et al., *Minimum Bandwidth Requirements for Recording of Pediatric Electrocardiograms*, *Circulation*, **104**, pp. 3087-3090, (2001)
- [10] S. Narayanaswamy, *High Resolution Electrocardiography*, *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, **2**, (2), pp. 50-56, (2002)
- [11] G. Camps et al., *Fetal ECG Recovery Using Dynamic Neural Networks with FIR Synapses*, 2nd Virtual Congress of Cardiology 2001, <http://www.fac.org.ar/scvc/index2.htm>, [online], [cit:2005-06-14]



## ZPRACOVÁNÍ DLOUHODOBÝCH EEG ZÁZNAMŮ

J. Rieger <sup>a)</sup>, L. Lhotská <sup>a)</sup>, V. Krajča <sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> Gerstnerova laboratoř, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Technická 2, 166 27 Praha 6, Česká republika

<sup>b)</sup> Fakultní nemocnice Na Bulovce, Budínova 2, 180 81 Praha 8, Česká republika  
E-mail: lhotska@fel.cvut.cz, Phone: +420 224353933, Fax : +420 224311081

**Summary** This paper presents results of development of long-term EEG records analysis software and its application to real world coma signals. Due to the nature of coma signals, presented methods are also suitable for other types of signals (sleep and neonatal EEG etc.). Digital form of EEG signals makes it possible to use methods of quantitative EEG processing, which are not available in paper form. Quantitative EEG processing techniques include simple statistical methods, filtration, segmentation, classification, coherence analysis, principal and independent component analysis, effective visualization of data, brain mapping etc. All of those tools are developed to ease the work of clinicians.

**Abstrakt** Cílem příspěvku je seznámit s vývojem systému pro zpracování dlouhodobých EEG záznamů a jeho praktickou aplikací na signály komatické. Vzhledem ke srovnatelnému charakteru signálu jsou však uvedené metody vhodné i pro zpracování dalších EEG záznamů (spánkových, novorozeneckých atd.). Digitální podoba signálu dále umožňuje výpočetní zpracování signálu v papírové formě reálně neproveditelné. Příkladem mohou být jednoduché statistické metody, filtrace, segmentace, automatická klasifikace, výpočet koherence mezi jednotlivými svody, dále pak pokročilé techniky jako výpočet hlavních a nezávislých komponent, názorná vizualizace dat jako mapování EEG signálu na 3D objekt hlavy (brain mapping) atd. Všechny tyto aplikace jsou vyvíjeny pro zefektivnění práce lékařů hodnotících daný EEG záznam.

### 1. Úvod

Elektroencefalografie od svého vzniku počátkem minulého století prodělává dynamický vývoj. Záznam elektrické aktivity mozku pomáhá neurologům při diagnostice jeho funkce a následně při možné terapii. S mohutným rozvojem výpočetní techniky v posledních desetiletích dostává tento obor další rozměr. Moderní výpočetní programy pro kvantitativní zpracování dlouhodobých EEG záznamů jsou nepostradatelným podpůrným nástrojem při jejich hodnocení. V dnešní době již nejsou výjimkou několikadenní záznamy, které by ovšem v papírové formě byly prakticky nerealizovatelné, stejně jako jejich odborná analýza. Důvodem použití výpočetních prostředků v elektroencefalografii není prozatím plně automatizované zpracování, ale především pomoc při rozboru velkých objemů dat. Hodnotiteli záznamu jsou pak například k vizuální kontrole předloženy pouze úseky signálu diagnosticky zajímavé pro detailní analýzu (např. epileptické záchvaty).

### 2. Popis EEG signálu

Frekvence obsažené ve zkoumaném EEG signálu jsou jedním z kritérií pro jeho popis. Rozdělují se do čtyř základních frekvenčních pásem označovaných podle písmen řecké abecedy. Přítomnost frekvence v daném pásmu je pro lékaře důležitou informací při stanovení diagnózy.

- pásmo delta (0,5-4 Hz) – je vždy patologickým projevem v EEG dospělého bdělého člověka (za

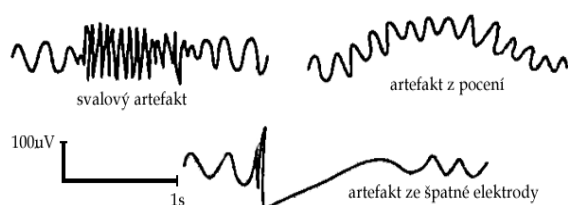
předpokladu dostatečné amplitudy nebo ložiskového výskytu – nádor). Čím má vlna delta větší amplitudu a je spektrálně čistší, tím je její patologický význam větší. U dětí ve věku kolem 4 měsíců je však základní rytmus EEG (v normě) asi 4 Hz! Vlny delta se vyskytují hlavně v hlubokém spánku, ale i v transu a hypnóze. Ve spánku mají vlny delta amplitudu i 100  $\mu$ V. Tato práce se zabývá hodnocením komatózního (tedy patologického) EEG, kde vlny delta dosahují značných amplitud, především u vyšších stupňů komatu.

- pásmo theta (4-8 Hz) – u zdravých osob se objevují v centrální, temporální (spánkové) a parietální (temenní) oblasti. Pokud má v nativním EEG signálu rytmus theta nízkou amplitudu (do 15  $\mu$ V) a tyto vlny se objevují symetricky, nelze theta aktivitu zejména u mladých lidí považovat za patologický projev. Patologický stav indikují theta vlny, jestliže je jejich amplituda alespoň dvakrát vyšší než aktivita alfa (případně 30  $\mu$ V, jestliže alfa aktivita chybí) – jev obvyklý u nižších stupňů komatu.
- pásmo alfa (8-13 Hz) – v bdělém stavu je maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér a to v klidu (bez duševní činnosti) a při fyzické relaxaci. Nejlépe je alfa aktivita vyjádřena při zavřených očích, tlumí se právě jejich otevřením a duševní činností. Alfa rytmus je především aktivitou optického analyzátoru. Je také charakteristický pro stadium těsně před usnutím. Amplituda vln alfa bývá 20-50  $\mu$ V.
- pásmo beta (13-30 Hz) – převládá nad frontálními laloky, směrem dozadu ubývá. Beta vlny jsou typické pro soustředění na vnější

podněty, pro logicko-analytické myšlení, ale i pro pocity nekľidu, hněvu a strachu. Obvykle se netlumí pozorností či zrakovým vjemem. Amplituda je nejčastěji 10-30  $\mu\text{V}$ .

V záznamu EEG se kromě EEG signálu vhodného k analýze mohou projevit také potenciály nemající vztah ke snímanému signálu a působící tedy rušivě, tzv. artefakty (viz

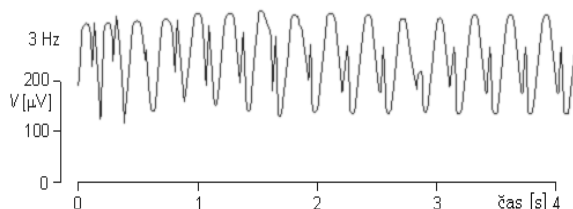
Obr.1). Mohou být způsobeny okolím i samotným pacientem. Typickými artefakty jsou: rušení síťovým kmitočtem 50 Hz, artefakt ze špatné elektrody (kolísání isolinie, ztráta kontaktu), svalové artefakty, pocení pacienta apod. Řadu z těchto projevů má za úkol odstranit analogový filtr při záznamu EEG, další možností je číslicová filtrace při diskretním zpracování, např. adaptivní filtrace síťového kmitočtu.



Obr.1. Artefakty.

Mimo základních EEG rytmů (delta, theta, alfa, beta) a rušivých artefaktů může EEG signál obsahovat nestacionarity významné pro diagnostiku, tzv. grafoelementy (viz

Obrázek 2). Mezi grafoelementy řadíme různé osamocené vlny, hroty, popř. jejich složitější komplexy. Jako příklad může sloužit komplex hrotu a vlny. Hrot je úzká vlna trvající méně než 80 ms, druhá pomalá vlna trvá okolo 200-500 ms. Tento grafoelement má pak souvislost s epileptickým záchvatem. Dalším příkladem grafoelementu je tzv. lambda vlna vyskytující se v okcipitální oblasti, jejíž geneze je obvykle spjata s upoutáním zraku.



Obrázek 2. Epileptický grafoelement.

### 3. Koma

Koma [1] je stav funkce mozku. Lidský mozek může fungovat na mnoha rozdílných úrovních, od

obvyklého bdělého stavu, který se vyznačuje rychlými odezvami na podněty apod., až po konečný stav bez jakékoliv aktivity, který nazýváme mozkovou smrtí. Jednotlivé úrovně funkčnosti mozku nelze oddělit ostrými hranicemi, jejich okraje se vzájemně prolínají. Stav komatu lze velmi hrubě přirovnat ke spánku, ovšem na rozdíl od něj z komatu se jedinec nemůže cíleně probudit, ať už z podnětu vnitřního či vnějšího.

Komatový stav může mít celou řadu příčin jako je poranění hlavy po těžké nehodě, poškození cévního zásobení mozku, krvácení do mozku, infekce, nádor, metabolické poruchy (selhání jater či ledvin), hypoglykémie, předávkování drogami a mnoho dalších. Popis fyziologie poranění mozku nalezne čtenář např. v [2]. Podle [3] je takovýto poškozením mozku postižen přibližně každý čtyřtý jedinec každý rok.

Ke klasifikaci komatu existuje celá řada stupnic. První byla Glasgovská klasifikace bezvědomí (Glasgovská stupnice – GCS) popsána v roce 1974 [3]. GCS je široce používaná a spolehlivá stupnice pro klasifikaci hloubky komatu, využívá celkem 15 stupňů. Je vysoce reprodukovatelná a rychlá a je vhodným nástrojem pro dlouhodobé monitorování komatu pacienta. V následujících desetiletích byly vyvinuty další systémy pro klasifikaci komatu, např. stupnice Rancho Los Amigos, stupnice úrovně reakce RLS85, obě klasifikují do 8 stupňů, innsbrucká stupnice, japonská stupnice, atd. Jednotlivé systémy se liší v počtu stupňů, způsobu vyšetření, přesnosti, apod.

### 4. Kvantitativní zpracování EEG

Díky rozšíření použití výpočetní techniky v elektroencefalografii je dnes možné provádět kvantitativní zpracování komatového EEG a to především ve frekvenční oblasti (výpočet spektrálních výkonů v základních EEG pásmech, vzájemné koherence elektrod, vynášení výsledků pomocí kompresovaných frekvenčních polí apod.), které ve svém důsledku odstraní subjektivní vliv hodnotících odborníků.

Základem aplikace všech metod rozpoznávání obrazů je korektní extrakce diskriminativních příznaků popisujících vlastnosti klasifikovaných objektů. Každá metoda automatické klasifikace je jenom tak dobrá, jak kvalitní jsou použité příznaky.

Je dobře známo, že EEG signál nemá stacionární charakter. Jeho frekvenční i amplitudové vlastnosti se s časem mění. V signálu se mohou vyskytnout artefakty, případně nestacionarity (transienty), jako jsou epileptické grafoelementy apod. Pokud rozdělíme dlouhodobé EEG záznamy pro účel extrakce příznaků do částí konstantní délky, hranice těchto úseků nemají žádný vztah k charakteru signálu. Mohou se vyskytnout hybridní segmenty obsahující např. směs vln různého tvaru a

frekvencí. Vhodnější je proto rozdělit signál do po částech stacionárních úseků proměnné délky v závislosti na výskytu nestacionarit v signálu. Řešení tohoto problému přinesla adaptivní segmentace signálu, poprvé navržená Bodensteinem a Praetorem [4] v roce 1977.

Obměnou původního algoritmu je adaptivní segmentace na základě dvou spojených oken společně se pohybujících po signál [5]. Princip algoritmu je následující (viz Obrázek 3):

- 1) po signálu kloužou dvě spojená okna, pro něž se počítají stejné charakteristiky;
- 2) z rozdílu charakteristik signálu v obou oknech se určí míra difference (odchylka od stacionarity);
- 3) hranice segmentů je umístěna v místech lokálních maxim míry difference. Vliv nevýznamných fluktuací míry difference je omezen minimální mezí pro segmentaci.

Výpočet celkové míry difference oken vychází z jednoduchých a výpočetně rychlých odhadů amplitudové a frekvenční míry difference.

- odhad střední amplitudy

$$A_W = \sum_{i=1}^{WL} |x_i|$$

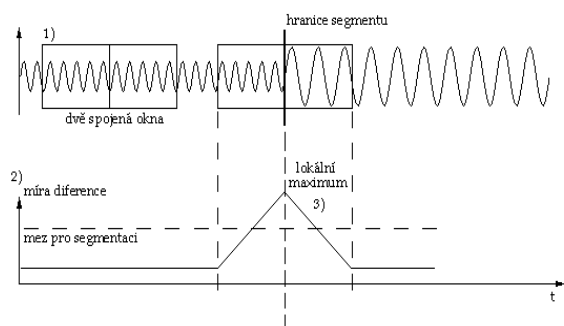
- odhad střední frekvence – vychází z poznatku, že průměrná difference vzorků signálu je přímo úměrná střední frekvenci signálu v daném okně

$$F_W = \sum_{i=1}^{WL} |x_i - x_{i-1}|$$

Výsledná míra difference  $G$  pak bude

$$G = k_A |A_{W1} - A_{W2}| + k_F |F_{W1} - F_{W2}|$$

kde  $k_A$  a  $k_F$  jsou vhodně zvolené váhovací konstanty a  $A_W$  a  $F_W$  jsou výše uvedené charakteristiky signálu pro okno 1 a 2.



Obrázek 3. Princip adaptivní segmentace.

Segmentovaný EEG signál je následně klasifikován pomocí příznakových metod. Příznaky, kterými popisujeme objekt, můžeme uspořádat do

$n$ -rozměrného vektoru, který nazýváme vektor příznaků. Objekty jsou pak reprezentovány body v  $n$ -rozměrném prostoru. Klasifikátor zobrazuje příznakový prostor objektů na množinu indikátorů tříd. Pro klasifikaci segmentů není možné pracovat s celými časovými průběhy, ale je nutné popsat jejich vlastnosti pomocí vhodně zvolených kvantitativních příznaků (v časové i ve frekvenční oblasti). Mezi hlavní příznaky v oblasti časové patří rozptyl, průměrná absolutní hodnota signálu, průměrná absolutní první derivace apod. Ve frekvenční oblasti jsou to především výkony v hlavních frekvenčních pásmech (v delta, theta, alfa a beta pásmu). Vektor celkem 22 příznaků je vypočítán pro každý segment EEG signálu. Vektory příznaků slouží jako vstup pro následný klasifikátor.

V naší práci používáme metody učení jak bez učitele, tak s učitelem. Jednou z velmi často používaných metod je shluková analýza, kterou řadíme mezi metody učení bez učitele. Umožňuje nastavení klasifikátoru nejen bez údajů o správné klasifikaci, ale v krajním případě i bez znalosti počtu tříd. Naproti tomu  $k$ -NN klasifikátor (klasifikace podle nejbližších sousedů, angl. „Nearest Neighbour Classification“) a perceptronové vícevrstvé neuronové sítě patří mezi metody učení s učitelem a pro nastavení potřebují údaje o správné klasifikaci předem, tedy tzv. trénovací množinu.

## 5. Tvorba trénovací množiny

Jádrem celého systému je především trénovací množina, na které prakticky závisí kvalita vlastní klasifikace. K tvorbě trénovací množiny lze přistupovat několika způsoby:

- Je možné ji získat přímo od experta s příslušnou klasifikací.
- Její základ lze vytvořit pomocí metod učení bez učitele a následně doladit.
- V našem programovém nástroji je možné ji vytvářet interaktivně.
- Je též možné výše uvedené přístupy kombinovat.

V následující části odstavce popíšeme variantní přístup, který byl využit pro tvorbu trénovací množiny pro úlohu klasifikace komatického EEG. Zde byl využit vícekrokový postup, využívající vedle automatických metod i zkušenosti experta. Jednotlivé fragmenty záznamů byly získány ze spánkového EEG, které je porovnatelné s EEG komatickým (stejně jako EEG novorozenecké).

V základních krocích lze postup vytvoření trénovací množiny shrnout takto:

- 1) Pomocí programu „WaveFinder“ [6] jsme uložili na disk celkem 453 osmisesekundových úseků 18-ti elektrodového spánkového EEG, u něhož byla známa klasifikace (klasifikace do stupňů 1-10 byla provedena prof. MUDr. Milošem Matouškem).

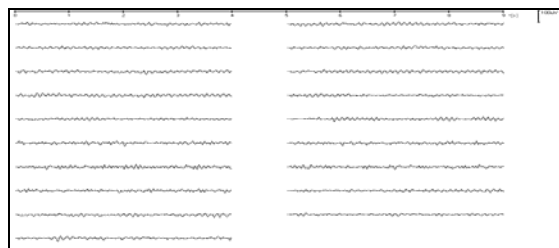
- 2) V Matlabu byly z těchto úseků EEG extrahovány signály v potřebné elektrodě.
- 3) Protože takto vytvořená trénovací množina vykazovala neakceptovatelnou cross validační chybu, bylo ji třeba dále editovat do přijatelné podoby. Toto je popsáno v následujících krocích.
- 4) Nejprve byly vyřazeny segmenty nevhodné pro další zpracování, např. obsahující artefakty. Tímto se jejich počet snížil na 436.
- 5) Následně bylo vytvořeno jádro trénovací množiny pomocí shlukové analýzy – byly ponechány pouze takové segmenty, pro které se shodovala klasifikace pomocí shlukové analýzy s původní klasifikací prof. MUDr. Miloše Matouška. Při opakovaném průběhu shlukování byla navíc průběžně hledána taková metrika příznakového prostoru, aby ke shodě klasifikace došlo u co největšího počtu segmentů. Takto vytvořené jádro trénovací množiny čítá 184 segmentů.
- 6) Pomocí pomocných skriptů v Matlabu realizujících klasifikaci dle nejbližšího souseda a současné vizuální kontroly výsledku byly některé z vyřazených segmentů v předchozím kroku opět přidány do trénovací množiny, jejich klasifikace byla ovšem často změněna o 1-2 stupně. Výsledná trénovací množina má 349 segmentů.
- 7) Pomocí implementace RBF neuronové sítě byla počítána cross validační chyba. Data byla náhodně rozdělena v poměru 1:1 na trénovací a

testovací množinu. RBF síť byla naučena na množině trénovacích dat a použitím testovacích dat byla vypočítána chyba výsledku. Tento postup byl mnohokrát opakován (řádově stokrát) pro různá náhodná rozdělení trénovací/testovací množina. Výsledná chyba byla vypočítána jako průměrná chyba těchto rozdělení. Opakovaně chybně zařazované segmenty ve druhé fázi výpočtu byly z výsledné trénovací množiny vyloučeny.

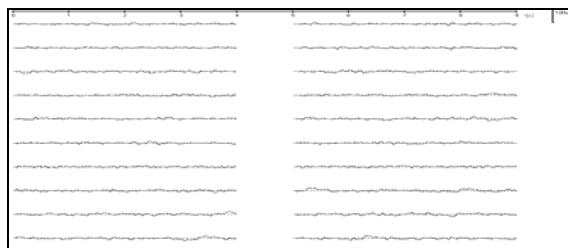
- 8) Výsledná trénovací množina vytvořená v průběhu předchozích kroků čítá 319 segmentů ohodnocených stupněm komatu 1-10. Průměrná cross validační chyba vypočtená pomocí RBF neuronové sítě nepřekračuje hodnotu 3%.

Trénovací množiny v jednotlivých krocích byly postupně ukládány ve formátu kompatibilním s formátem trénovací množiny výsledné aplikace a jsou tedy použitelné pro klasifikaci komatického EEG a přístupné v rámci vlastní aplikace.

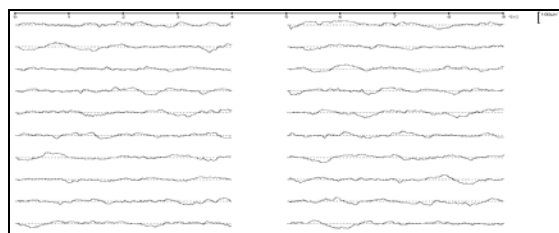
Aplikace byla odzkoušena na reálném spánkovém EEG záznamu, pro který byla známa klasifikace. Zde je vhodné opět zdůraznit, že komatický EEG signál je porovnatelný se spánkovým, stejně tak s EEG záznamem novorozeneckým. Pro ilustraci uvádíme na obrázku 4 příklady segmentů několika tříd výsledné trénovací množiny.



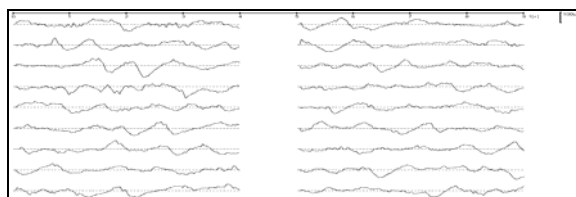
Třída 1



Třída 4



Třída 7



Třída 10

Obrázek 4. Příklady segmentů ve třídách trénovací množiny

## 6. Příprava signálu, segmentace

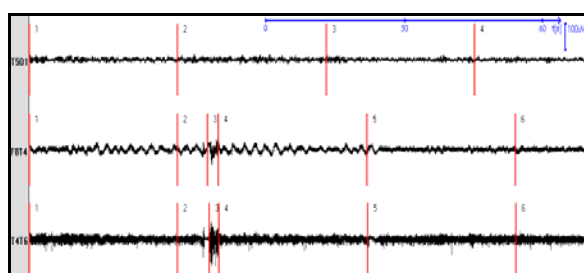
Pomocí programu „WaveFinder“ se exportuje záznam reálného dvouhodinového spánkového elektroencefalogramu ve formátu ASCII, tento se načte do naší aplikace. Některé elektrody obsahují

signál z hlediska dalšího zpracování neadekvátní (EKG, EOG, EMG apod.), tyto se pomocí volby nastavení zobrazení a výpočtu dále vyřadí.

Pro předzpracování byla využita kombinace neadaptivní a adaptivní segmentace, délka segmentu

pro neadaptivní segmentaci byla zvolena 32 sekund (při vzorkovací frekvenci signálu 256 Hz odpovídá 32 sekundám 8192 vzorků, tato hodnota je volena s ohledem na následný výpočet FFT). Signál je segmentován na úseky 32 sekund (pomocí neadaptivní segmentace), ovšem úseky obsahující artefakty jsou ohraničeny pomocí výpočtu segmentace adaptivní. Ohraničený artefakt je zřetelný v elektrodách F8T4 a T4T6 jako třetí segment (viz

Obrázek 5).



Obrázek 5. Kombinace adaptivní a neadaptivní segmentace.

## 7. Klasifikace

Pomocí formuláře pro správu trénovací množiny se do aplikace načte výslednou trénovací množinu čítající 319 vzorových segmentů rozdělených do 10 tříd, každý segment délky 8 sekund. Metrika příznakového prostoru byla volena shodná s metrikou pro největší shodu klasifikace pomocí shlukové analýzy s klasifikací prof. MUDr. Matouška. Vlastní klasifikace byla provedena pomocí algoritmu nejbližšího souseda.

V tabulce 1 je uvedena úspěšnost klasifikace. Klasifikovaný signál obsahuje hloubku/stupeň spánku 1 až 7. P1 je počet segmentů klasifikovaných profesorem Matouškem do příslušné třídy, P2 je počet úspěšně klasifikovaných segmentů bez chyby, U1 reprezentuje úspěšnost v procentech ( $P2/P1$ ), P3 je počet úspěšně klasifikovaných segmentů s tolerancí jednoho stupně a U2 reprezentuje tuto úspěšnost v procentech ( $P3/P1$ ).

Tabulka 1. Úspěšnost klasifikace

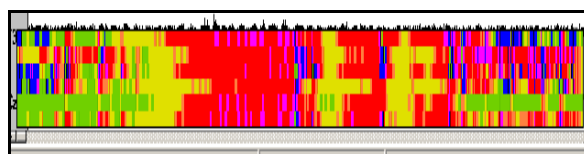
stupeň (třída)	P1	P2	U1	P3	U2
1	36	27	75%	33	92%
2	24	19	79%	21	88%
3	15	14	93%	15	100%
4	43	36	84%	40	93%
5	18	12	66%	15	83%

6	45	41	91%	42	93%
7	23	14	61%	20	87%

Prezentované výsledky lze shrnout následovně. S ohledem na charakter aplikace nemůžeme očekávat stoprocentní úspěšnost klasifikace. Jestliže požadujeme přesnou klasifikaci, dosáhneme úspěšnosti přibližně 80%. Jestliže dovolíme toleranci jedné úrovně hloubky komatu (jednoho stupně hloubky spánku), zvýší se úspěšnost klasifikace na 90%. Přesnější vyhodnocení chyby nemá žádný praktický význam, protože i manuální odhad klasifikace provedený profesorem Matouškem je zatížený nenulovou chybou, danou jeho pohledem na problém. V literatuře můžeme najít podobné hrubé odhady ([7], [8], [9], shrnutí v [3]), kdy dlouhodobé trendy jsou důležitější než přesné výsledky v každém časovém okamžiku.

Pro grafické znázornění je každé třídě trénovací množiny pro její zvýraznění přiřazeno obarvení podle základních barev spektra (třída 1 – fialová, 2 – modrá, 3 – zelená, 4 – žlutá, 5 – oranžová, 6 – červená, 7 – fialová, 8 – modrá, 9 – zelená, 10 – červená). Podle klasifikace do příslušné třídy jsou obarveny i segmenty klasifikovaného EEG signálu. Ve spodní části obrazovky je pro rychlou orientaci v EEG signálu zobrazena klasifikace celého EEG záznamu (tedy dvou hodin, viz

Obrázek 6). Každá klasifikovaná (aktivní) elektroda je reprezentována jedním horizontálním pruhem. Pro úplnost uvádíme, že celá zmíněná procedura klasifikace dvouhodinového EEG záznamu trvala od spuštění programu přibližně pouhé 2 minuty.



Obrázek 6. Vizualizace výsledku klasifikace. Classification result visualisation.

Vzhledem k informacím získaným při studiu článků zabývajících se aplikací kvantitativního EEG při klasifikaci komatu lze učinit následující závěry. Pro okamžitý hrubý odhad hloubky komatu je kvantitativní EEG použitelné a vhodné, v některých specifických případech je možné hrubě predikovat i dlouhodobý vývoj stavu pacienta, např. přítomnost burst suppression má obvykle negativní (fatální) prognózu, naopak z přítomnosti alfa/theta komatu nelze nic usuzovat [10]. Stejně jako v závěrech prací ostatních autorů lze usoudit, že spíše než přesné

klasifikace jsou v komatickém EEG záznamu kvantitativní analýzou odhalitelné jeho dlouhodobější trendy. Vyšetření pomocí EEG je dále vhodné doplnit dalšími dostupnými technikami, jako je např. strukturální vyšetření pomocí CT a MRI [11] a [12].

## 8. Závěr

Celá aplikace je postavena jako otevřený systém. Umožňuje vytvoření trénovací množiny pro libovolný problém, proto je možné ji použít např. i při klasifikaci epileptických grafoelementů (tato možnost byla s úspěchem taktéž testována). Jejím vhodným rozšířením by byly především tyto kroky: možnost výpočtu vzájemné koherence jednotlivých elektrod, analýza nezávislých komponent, implementace klasifikátorů schopných rozlišovat grafoelementy podle skutečného tvaru, nikoliv pouze podle jeho statistických vlastností apod.

## Poděkování

Výzkum popisovaný v příspěvku vznikl za podpory projektu č. 1ET101210512 „Inteligentní metody pro vyhodnocování dlouhodobých EEG záznamů“ v rámci programu „Informační společnost“.

## Literatura

- [1] DIMANDESCU, M. D. *What is coma?* [online]. 5<sup>th</sup> December 1998 [cit. 2005-06-22]. URL <http://www.comarecovery.org/artman/publish/WhatIsComa.shtml>.
- [2] GAETZ, M. The neurophysiology of brain injury. *Clinical Neurophysiology*, January 2004, vol. 115, no. 1, s. 4-18.
- [3] WALLACE, E. B., et al. A history and review of quantitative electroencephalography in traumatic brain injury. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, April 2001, vol. 16, no. 2, s. 165-191.
- [4] BODENSTEIN, G., PRAETORIUS, H. M. *Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation*. Proceedings of IEEE, May 1977, vol. 65, no. 5. s. 642-652.
- [5] KRAJČA, V., et al. Vícekanálová adaptivní segmentace – základ pro předzpracování EEG záznamů. *Lékař a technika*, březen 1992, roč. 23, č. 2, s. 28-34.
- [6] KRAJČA, V. *WaveFinder* [počítačový program]. Ver. 1.67. 1990-2005. Počítačový program pro analýzu EEG.
- [7] YOUNG, G. B., ROPPER, A. H., BOLTON, CH. F. *Coma and impaired consciousness: a clinical perspective*. New York: McGraw-Hill. Health Professions Division, 1998. 665 p. ISBN 0-07-072371-0
- [8] MATOUSEK, M., et al. Quantitative EEG analysis as a supplement to the clinical coma scale RLS85. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 1996, vol. 40, pp 825-831
- [9] THATCHER, R. W. QEEG and Traumatic Brain Injury: Present and Future. *Brain Injury Source*, Fall 1999, vol. 4, no. 3, s. 20-23.
- [10] YOUNG, G. B., et al. Alpha, theta and alpha-theta coma: a clinical outcome study utilizing serial recordings. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, August 1994, vol. 91, no. 2, s. 93-99.
- [11] THATCHER, R. W., et al. Biophysical Linkage between MRI and EEG Amplitude in Closed Head Injury. *Neuroimage*, May 1998, vol. 7, no. 4, s. 352-367.
- [12] THATCHER, R. W., et al. Biophysical Linkage between MRI and EEG Coherence in Closed Head Injury. *Neuroimage*, November 1998, vol. 8, no. 4, s. 307-326.

## TELEMETRY SYSTEM OF BIOLOGICAL PARAMETERS

J. Spišák<sup>a)</sup>, M. Penhaker<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> VŠB – Technical university of Ostrava, FEI, K455, 17. listopadu 15, Ostrava – Poruba, 708 3, Czech republic  
E-mail: marek.penhaker@vsb.cz, Phone: +420 5 9732 3510, Fax : +420 5 9 732 3138

**Summary** The mobile telemetry system of biological parameters serves for reading and wireless data transfer of measured values of selected biological parameters to an outlying computer. It concerns basically long time monitoring of vital function of car pilot. The goal of this projects is to propose mobile telemetry system for reading, wireless transfer and processing of biological parameters of car pilot during physical and psychical stress. It has to be made with respect to minimal consumption, weight and maximal device mobility. This system has to eliminate signal noise, which is created by biological artifacts and disturbances during the data transfer.

**Abstrakt** Cílem této práce je návrh mobilního telemetrického systému pro snímání, bezdrátový přenos a zpracování biologických parametrů pilota při fyzické a psychické zátěži s ohledem na minimální spotřebu, hmotnost, mobilitu a celkovou robustnost zařízení. Taktéž je kladen důraz na eliminaci rušivých signálů způsobujících artefakty v snímaných biologických parametrech a v přenášených datech. Teoretická část práce popisuje základní charakteristiky biologických parametrů a přístrojů pro mobilní použití jimiž jsou tyto parametry snímány a měřeny. Praktická část práce se zabývá návrhem a realizací zařízení pro připojení modulů měřících biologické parametry na vzdálený počítač a řešením vizualizačního SW.

### 1. Introduction

This work was created on the basis of need of scanning and telemetry transmission of biological parameters at car pilots at Eco Shell Marathon. Many sports events require the possibility of the scanning (both short-term and long-term ones) of biological parameters at sportsmen or F1 car pilots straight during the physical and psychical stress. By force of telemetry system, it is then actually possible to monitor basic vital functions activity like ECG, heartbeat and breathe frequency, blood oxidation, temperature. In addition, it is possible to monitor and judge to what degree the stress affects these basic vital functions e.g. while driving the F1 car when heightened concentration and pilot's increased reactions at the high speed are needed.

The next significant fact is that by monitoring of pilot's vital functions is in some measure possible to consider a quality of the car construction with respect to comfort and safety. By means of pilot's life functions distant monitoring it is possible to judge objectively pilot's abilities necessary for driving the formula and thereby to minimize the car accident chance caused by sudden change of health (e.g. exhaustion, sickness, tiredness, cardiac arrest).

### 2. Materials and Methods

On the chosen biological parameters, it is possible to monitor the basic life activities that directly reflect actual physical and psychical state of the pilot's state while driving the car in extreme situations. Next condition is not to disturb pilot while scanning the biological parameters. The pilot

has to feel comfortably without even a small sensation that his body is connected to system of sensors. Similarly it must be secured the signal artifacts (motion artifacts, artifact caused by imperfect connection of a scan electrode and a skin, etc.) not to be transmitted into scanned signal owing to pilot's movement.

At the sensor selection an cable optimal length was respected not to occur an accidental separation of scanner electrode from the body or on the contrary the sensor cables not to be excessively long to get in the way while pilot's moving.

The following criterion for the choice of scanned biological parameters was an easy accessibility of our own sensors and modules for measurement scanned biological parameters and also its affordable price.

The system scans and processes an electrocardiogram, pulse rate, blood saturation by the oxygen (SpO<sub>2</sub>), plethysmography, body temperature and temperature of surroundings.

The telemetric chain consist of several functional blocs meant for scanning the biological signals from the pilot, signal processing and wireless transmission to a distance computer. The measuring instruments ChipOX and ECG100 read the biological parameters (SpO<sub>2</sub>, plethysmography, body temperature, temperature of surroundings, ECG and pulse rate), that are brought to inputs of communication module. The output of the communication module is linked to radio module meant to transmission all these parameters to a distant radio modem of receiver. The receiver is linked to computer that monitors scanned biological parameters. The completely telemetric chain uses communication interface RS232 that means the

connection of apparatuses that read biological parameters by the communication module and connection of communication module with sending radio module and subsequently connection of receiving radio module to computer through this interface.

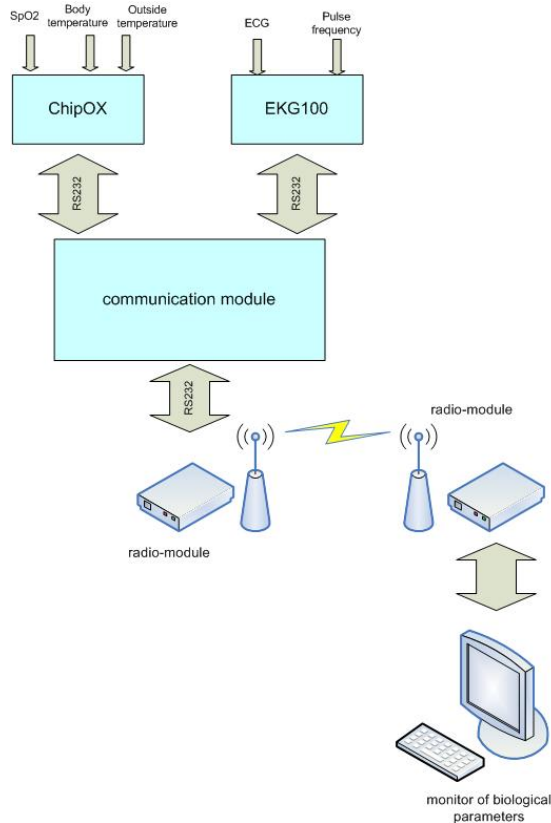


Fig. 1. Designed telemetry chain  
Communication module

### Constituent component of telemetric chain

#### Plethysmograph ChipOX

Plethysmograph ChipOX measures saturation by oxygen (SpO<sub>2</sub>), plethysmogram, pulse rate, body temperature and temperature of surroundings. For body temperature and temperature of surroundings measurement were my own temperature sensor proposed and realized. The measurement of the rest bioparameters (SpO<sub>2</sub>, ..... ) was provided by finger or ear sensor.

The plethysmograph is powered from network adaptor or from the battery by DC voltage 6V. For wireless communication with surroundings is the instrument equipped with Bluetooth technology (that is for short distance communication), it is possible to connect the instrument to any radio module supporting the interface RS232 for longer distance data transmission.

#### Electrocardiograph ECG100

Electrocardiograph ECG100 is intended for scanning and measuring electrocardiogram (I, III Einthovens lead) with the assistance of stick

electrodes. Power supply of the instrument is secured by DC voltage 9V from the network adaptor or battery. The instrument is provided, identically as a plethysmograph, by ChipOX for the communication with the surroundings.

#### Temperature sensors

The temperature sensors were proposed and constructed for the body temperature and surrounding temperature scanning. Sensor's foundation is integrated circuit AD22103. The integrated circuit AD22103 by Analog Devices company is monolithic temperature sensor designed for supply voltage 3,3V that includes the temperature thermistor sensor and circuits for data processing on one chip. The output is voltage signal that is possible to bring on input A/D converter with no extra complicated modification. The realized temperature sensors are distinguished mainly by high sensitivity, quick response for temperature change and by sufficient accuracy.

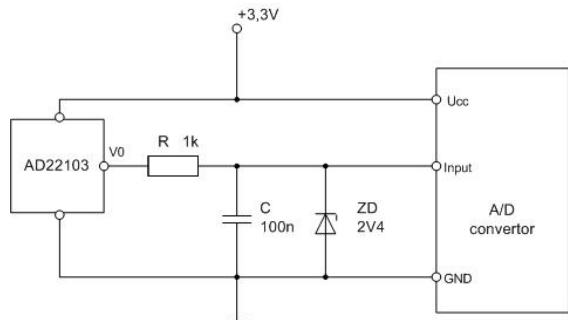


Fig. 2. Connection of temperature sensor to the A/D inverter

The proposed communication module is an apparatus used for data collection and data transmission directly into computer with assistance of serial cable or into transmitter for wireless transmission into distant computer. The data represent measured quantity from plethysmograph and electrocardiograph.

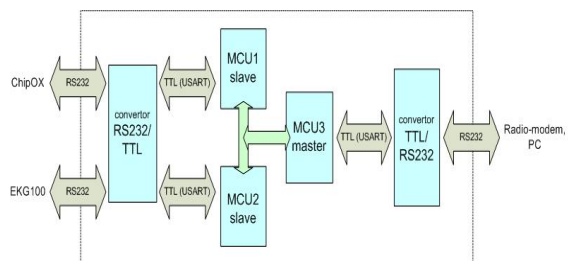


Fig. 3. Internal structure of communication module

The module has two data inputs for connection to measuring instruments ChipOX and ECG100 and data input for connection of module to PC or transmitter for wireless communication. One of the



main demands for this module is module was to all the data inputs and outputs was designed for serial communication RS232. The purpose of communication module is to receive data from two measuring instruments and to send them through the serial cable or wirelessly to computer. The data that are the outcome of the module bring information about all measured biological parameters like ECG, pulse, plethysmogram, SpO2 and temperature. The ground of the entire circuit arrangement is composed of three microprocessors from MCU1 to MCU3 from the data transmission view. The microprocessors secure an actual data transmission in the way that data from two inputs are suitably unified into one output. Since (Because) the microprocessors work at voltage level TTL by data communication, it is necessary to adapt both inputs and outputs into the same level, because the circumferences connected to terminal works usually in levels of RS232. The circuits MAX232 are used for this purpose.

Radio modems ADAM\_4550 for wireless data transmission

The radio modems are used to its own wireless biological parameters transmission between the communication module and distant computer at the distance of 0,5 to 2 km. ADAM 4550 are types of radio modems that work at frequency of 2,4 GHz. Communication with module is set in serial line through the converter RS 232/RS 485 with transmission speed up to 115,2 Kbps. By using the directional antenna, it is possible to communicate for distance up to 20 km.

### 3. Treatment

The whole apparatus for scanning and telemetry transmission of biological parameters was tested from the point of view its complete functionality with the use of radio modules both for wireless data transmission and also without it by connecting measuring instrument with communication module to computer through serial cable. The electrocardiograph ECG100 and plethysmograph ChipOX were plugged to inputs of communication module. As proofing electrocardiogram were used simulated signals from monitoring tester TESLA LCO120, which similarly generated the pulse rate. The plethysmogram and blood saturation by oxygen were practicably scanned by finger sensor that were connected to plethysmograph, ChipOX. During the trial period was the last scanned parameter the temperature of surroundings scanned by realized temperature sensor. The temperature detector was linked to one from analogue input of plethysmograph ChipOX. In addition to the first temperature detector, the second temperature sensor was also connected to perform an orientational comparative measurement.

### 4. Results

The aim of this work was the proposal of a telemetric system for biological parameters measurement at F1 pilot for Eco Shell – Marathon. The telemetric system proposal lied in the selection of suitable biological parameters that preferably testified about an actual physical and psychical state of pilot while driving the car, furthermore in selection and design of biological parameters sensors, also proposal and implementation of communication module that is used for electrocardiograph and plethysmograph communication with distant computer.

### 5. Conclusion

The contribution of this work is nominated functional telemetric system that can be used to long time monitoring of chosen biological parameters of pilot at Eco Shell – Marathon. Such a monitoring system is important while pilot's basic vital functions monitoring, because it helps to reveal state of health changes on time. Pilot does not have to notice them in such a high speed because of higher claims to his attention. They could cause serious accident. It is also possible to use the proposed telemetry system for ballast testing in sports medicine to monitor sportsman's physical ballast through scanned biological parameters, e.g. by running.

### Acknowledgement

This project was supported by the faculty internal project, "Biomedical engineering systems".

### References

- [1] Bronzino, J. D.: *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press 1995
- [2] Telemedicína [online]. <<http://www.telemedicina.cz/telemedicina.htm>>
- [3] Penhaker, M., Imramovský, M., Tiefenbach, F. Kobza, *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*, ISBN 80-248-0751-3, Ostrava 2004
- [4] Vitovec, J.: *Telemetrie a přenos dat, první vydání*, Praha: ČVUT, 1979
- [5] Janičkovič, L.: *Návrh inteligentního systému vzdáleného monitorování v medicíně*, Ostrava, 2003: VŠB – Technická univerzita Ostrava, FEI, katedra měřicí a řídicí techniky.

## TELEMETRY MEASUREMENT OF SELECTED BIOLOGICAL SIGNALS BY USING BLUETOOTH TECHNOLOGY

M.Černý<sup>a)</sup>, M.Penhaker<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> VŠB - Technical university of Ostrava, Faculty of electrical engineering and computer science, Department of measurement and control, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava - Poruba, Czech republic

E-mail: [martinblack@centrum.cz](mailto:martinblack@centrum.cz)

<sup>b)</sup> VŠB - Technical university of Ostrava, Faculty of electrical engineering and computer science, Department of measurement and control, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava - Poruba, Czech republic

E-mail: [marek.penhaker@vsb.cz](mailto:marek.penhaker@vsb.cz)

**Summary** This work treats of using the Bluetooth technology in biomedical engineering. The Bluetooth is used for transmission of measured data from pulse oximeter, ECG and monitor of blood pressure. OEM modules realize the devices for pulse oximetry and ECG. Both these realized devices can communicate with computer by Bluetooth technology and standard serial link too. The realized system of measuring devices is very flexible and mobile, because the Bluetooth technology is used and accumulators can supply the realized devices. It is possible to measure other physical values converted to voltage, because the used OEM module for pulse oximetry include A/D converter. The part of this work is software visualisation of measured values too.

**Abstrakt** Tato práce se zabývá možností využití technologie Bluetooth v oblastech telemedicíny a biomedicínského inženýrství. Pro přenos hodnot naměřených pulsním oxymetrem, elektrokardiogramem a monitorem krevního tlaku je využito technologie Bluetooth. Zařízení pro snímání pulsní oxymetrie a elektrokardiogramu jsou z důvodu požadavku co nejmenších rozměrů realizovány pomocí OEM modulů, které se užívají v moderní lékařské technice. Oba tyto vytvořené přístroje nabízí možnost komunikace s počítačem jak po standardní seriové lince tak pomocí Bluetooth. Oba vytvořené přístroje lze rovněž napájet pomocí akumulátorů. Realizovaný systém měřících zařízení je díky technologii Bluetooth a možnosti napájení akumulátory velice flexibilní. Součástí OEM modulu pro pulsní oxymetrii je A/D převodník. Tím je umožněno měřit další fyzikální veličiny převedené na napětí, jako je například teplota. Součástí práce je také zpracování a vizualizace naměřených dat.

### 1. Introduction

The Bluetooth is one of the modern telecommunication technologies, which is used in many branches so often now. This young and dynamically developed technology is used in many applications, which we are using every day. It is used in mobile telecommunications, for wireless connection of computer peripherals, for wireless connections of various sensors and regulators in industry regulations.

So why don't use this technology in biomedical engineering. This work treats of usage the Bluetooth technology in biomedical engineering. The Bluetooth technology is used for wireless transmission of some biological signals from measuring device to computer. Measuring devices including Bluetooth could be more mobile, the manipulation with these devices could be easier and there couldn't be emplacement problems. To check on possibility of usage of Bluetooth technology in biomedical engineering it was used for transmission data from blood pressure monitor, from device for pulse oximetry and ECG data.

Cable replacement is benefit for user. User get more comfort, the manipulation with device is easier. The device is more flexible and more useable. There is the possibility to create wireless network set up from more devices. It is possible to communicate with notebooks, PDA or mobile phones.

### 2. Materials and Methods

It was used OEM modules from refurbished produces for measure. Such OEM modules are often included in many diagnostics devices. Because such OEM modules are created for using at built-in systems, it was necessary to solve problems with power supply and optimize communication interface to can those OEM modules communicate with computer by standard serial interface or by Bluetooth. There was for both selected OEM modules designed and realized circuits for power supply stabilization, circuits for conversion communication interface of modules to RS232 standard and circuits which allow connections with modules for realize Bluetooth connections.

The first chose OEM module is OEM module named ChipOx from EnviteC Company. ChipOx is a pulse oximeter module for the non-invasive determination of the functional oxygen saturation in human arterial blood (SpO<sub>2</sub>) and for measuring the pulse frequency. ChipOx has very small dimensions (31mm x 14mm x 5mm), which allows it to be easily installed in medical products. It also has low energy consumption, is equipped with ESD and EMC protection and can be easily mounted on a carrier printed circuit board (host PCB).

ChipOx offers 3 inputs with maximal input voltage 2400 mV for the measurement of other parameters, which are each sampled with a maximum of 100 Hz, 12 Bits.

The sampling rate and the input voltage ranges are freely configurable over the communication protocol.

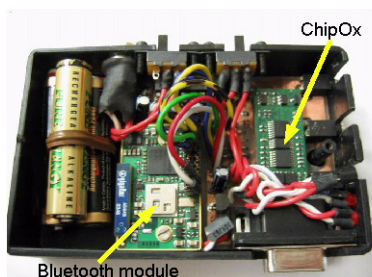


Fig. 1: Realized pulse oximeter

The second chose OEM module is module ECG 100 from MCC Company. It is created for electrocardiography with standard bipolar limbs leads. It can communicate by UART protocol. It sends to host device values of II and III Einthoven leads. Measured pulse frequency range is between 30 and 245 beats per second and it is measured as sliding average from last eight measured values. Module can detect pacemaker impulses and when leads are not connected.

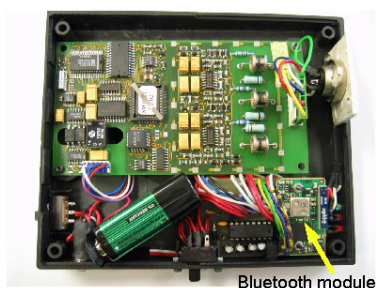


Fig. 2: Realized ECG

For blood pressure measuring was used blood pressure monitor UA-767PC, which include standard serial interface. This interface was used for Bluetooth communication too. The Bluetooth module was connected to that interface. It was necessary to connect Bluetooth module to serial connector and provide power supply. The blood pressure monitor can save measured values from last 126 measurements. It is saving these four basic values: systolic pressure, diastolic pressure, pulse frequency and time. It is possible to start a new measuring by defined command from connected computer too. In this case the monitor sends to computer measured values immediately after end of measuring process.



Fig. 3: Blood pressure monitor

Bluetooth module, which was chosen for realisation Bluetooth communication, can be used as a component in many types of systems allowing them to communicate wirelessly with other Bluetooth products such as PC-cards, laptops, handheld computers and mobile phones. It allows with an RS232 port or UART interface to communicate wirelessly via Bluetooth with other Bluetooth devices. The module can be configured using the Windows based configuration wizard or using AT commands. It supports Generic access profile, Serial port profile, Dial-up profile and LAN access profile. The module is qualified according to the Bluetooth 1.1 specification. Next function of this module is Wireless multidrop. This feature allows the module to simultaneously communicate with up to three remote Bluetooth devices depending on application and cases. The module automatically forms a wireless multidrop network and distributes all data to all connected devices.

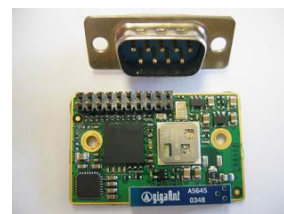


Fig. 4: Used Bluetooth module

### 3. Treatment

The first was tested communication between referenced devices and computer by standard serial line. It was good for test of functionality of devices and ability of communication. Then can be designed, realized and tested Bluetooth communication. The first it was point-to-point communication afterwards the point-to-multipoint communication. It was created wireless network of all referenced devices.

It is necessary to set up correct communication protocol of serial communication between device (computer) and Bluetooth module the first. Afterwards could be set up the parameters of Bluetooth communication.

At the basic settings were set up name of Bluetooth device and selected possibility to set up the Bluetooth parameters by Bluetooth. Next was selected operation mode connectable and discoverable. The other devices can connect to it and it can be found when other devices are performing searches. It was necessary to decide on a client or a server role of Bluetooth module. Used Bluetooth modules can be set up client and the server at the same time. It is very profitable at point-to-point communication.

For point-to-point communication were designed three versions of Bluetooth communications parameters. Referenced Bluetooth modules at the computer and device side realized the Bluetooth communication too.

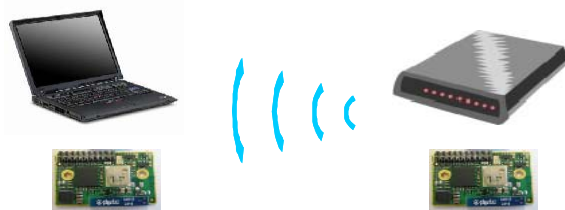


Fig. 5: Point-to-point communication

For point-to-multipoint communication was possible to use on computer side USB Bluetooth dongle or referenced Bluetooth module and its function for creating point-to-multipoint network - Wireless multidrop. But after tests it was clear that this function (Wireless multidrop) isn't accordant with engaged wants. As a consequence was chosen USB Bluetooth dongle BT-600 from ACER Company. This USB dongle can work by standard driver for Bluetooth communications included in operating system WindowsXP (2nd service pack). This driver provides to create more than one virtual serial port.

The first was tested point-to-point communication between computer with USB Bluetooth dongle and measuring devices via Bluetooth. Afterwards was designed and realized point-to-multipoint connection between referenced USB Bluetooth dongle and all other referenced devices. After the far devices with Bluetooth module were found by the USB Bluetooth dongle (more precisely by drivers in operating system), were these devices added to list of Bluetooth devices. Each of found devices gets own virtual serial port. In the visualisation software, which was created too, was set up only correct name of virtual serial port for each device, and communication could start.

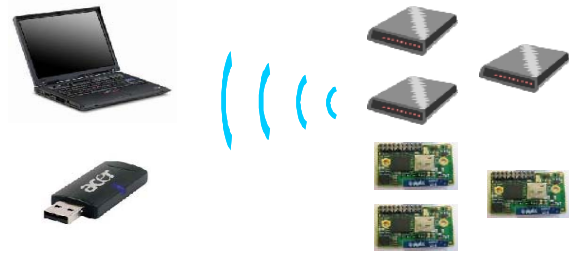


Fig. 6: Point-to-multipoint communication

Part of this work is the software for visualisation and saving measured data too. This software, named BIOMONITOR is developed in development system Labview from National instruments, version 6.1. The most important demands were easy intuitive control and very good lucidity of user interface.

It was designed and realized user interface, where each group of measured values has own colour of chart or more precisely colour of background. The part of final software is the Terminal too. Terminal allows to user select, which values would to measure at that time. Depending on it the user interface is changed and user can see only that charts and groups of indicators, which are need to indicate measured data.

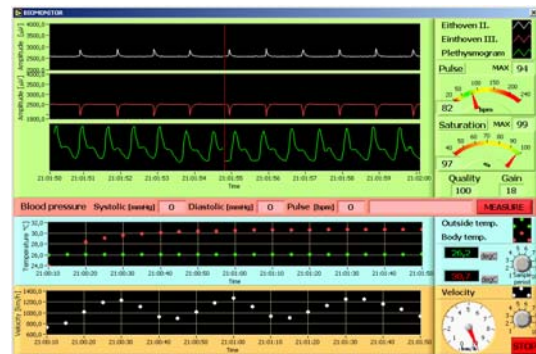


Fig. 7: BIOMONITOR user interface

Displayed version of software is suited for visualisation values which are measured in frame of project of Biomedical laboratory VSB-TU Ostrava: Biotelemetry system of pilot for Shell Eco – Marathon.

#### 4. Results

It was realized wireless network of medical devices. The network was realized by Bluetooth technology. For Bluetooth communication was used Bluetooth modules created for serial cable replacement on the device side. On the computer side was used USB Bluetooth dongle. All the system is mobile and can be used in every computer, which can cooperate with USB Bluetooth dongle. It can be used in computer which include anything else for realize Bluetooth communication. Accumulators can supply realized devices. It is very good, because such devices are flexible and mobile.

It was created software for visualisation and saving measured data. Software is very easy to control and it is very well designed. Software displays all the measured data at the time. The values measured at the analog inputs of ChipOx module are displayed and saved too.

#### 5. Conclusions

The results of this work can be used in implementation of wireless communication in branch of medical technique. Realized network of devices can be used in many applications of telemedicine, mainly as the system of monitoring base life functions. This network can be used in the field of telemonitoring for example long ill people, elderly people and other.

#### References

- [1] *User manual Digital Pulse Oximeter Module ChipOx®*. Wismar (Německo): EnviteC-Wismar GmbH, 2004. 36 s.
- [2] *Documnetation for OEM ECG board*. Karlsruhe (Německo): MCC GmgH & Co.KG, 2002. 10 s.
- [3] *OEM Serial Port Adapter™ 2<sup>nd</sup> Generation Electrical & Mechanical Datasheet*. verze 1.5. Malmö (Švédsko): connectBlue AB, 2003. 44 s.
- [4] *OEM Serial Port Adapter™ 2<sup>nd</sup> Generation User manual 2.11*. Malmö (Švédsko): connectBlue AB, 2003. 48 s.
- [5] Penhaker, M., Imramovský, M., Tiefenbach, P., Kobza, F.: *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*. Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-

**BIOMEDICAL IMAGE ANALYSIS BY PROGRAM  
"VISION ASSISTANT" AND "LABVIEW"**

**Peter Izák, Miroslav Hrianka**

*University of Žilina, Faculty of Electrical Engineering, Univerzitna 1, 010 26 Žilina, Slovakia  
[Peter.Izak@fel.utc.sk](mailto:Peter.Izak@fel.utc.sk), [Miroslav.Hrianka@fel.utc.sk](mailto:Miroslav.Hrianka@fel.utc.sk)*

**Summary** This paper introduces application in image analysis of biomedical images. General task is focused on analysis and diagnosis biomedical images obtained from program ImageJ. There are described methods which can be used for images in biomedical application. The main idea is based on particle analysis, pattern matching techniques. For this task was chosen sophistication method by program Vision Assistant, which is a part of program LabVIEW.

**Abstrakt** Príspevok uvádza aplikáciu obrazovej analýzy v oblasti spracovania biomedicínskych obrazov. Hlavná úloha je zameraná na analýzu a diagnostiku biomedicínskych obrazov získaných z programu ImageJ. Popísané sú metódy, ktoré možno použiť pri obrazoch z biomedicínskeho prostredia. Hlavná myšlienka je založená na čiastkovej analýze a technike rozpoznávania objektov. Pri riešení a prezentovaní možností bola zvolená sofistikovaná metóda využívajúca program Vision Assistant, ktorý je súčasťou programu LabVIEW

## 1. INTRODUCTION

Very good tools from most imaging task are IMAQ Vision Builder and NI Vision Builder for Automated Inspection (NI Vision Builder AI). IMAQ Vision Builder is from version 7.0 called Vision Assistant. The IMAQ Vision Builder helps build image processing and analysis applications by constructing a script file and converting it into LabVIEW and IMAQ Vision programs. We have used the Vision Assistant 7.1. in some of our experiments because in some cases it is easier to get quick and reliable result, although it is possible to program all of those experiments in LabVIEW and Vision Assistant as well.

## 2. BASIC PROGRAM FEATURES

### 2.1 Pattern Matching

Pattern matching is arguably one of the most important image analysis tools and is very often the first step in a Machine Vision application. In general, pattern matching provides information about the position and the number of instances of a previously defined template called pattern.

The mathematical basis of pattern matching is the cross correlation function. The correlation is defined as:

$$C(i, j) = \sum_{x=0}^{l-1} \sum_{y=0}^{k-1} w(x, y) f(x+i, y+j)$$

where :

$w(x,y)$  is a sub-image (template) of the size  $k \times l$ ;  
 $f(x,y)$  is the original image of the size  $m \times n$  (where  $k \leq m$  and  $l \leq n$ );

$i = 0, 1, \dots, m-1, j = 0, 1, \dots, n-1$  [2].

### 2.2 Shape Matching

Shape matching (binary) is a tool that can be used if a Machine Vision application has to detect corresponding or similar shapes; for example, if different parts in a production process have to be sorted or defective parts should be detected.

The image, which is the base for the shape matching process, has to be binary; so it has to be converted from a gray-level or colour image.

### 2.3 Morphology Analysis

#### *Distance and Danielsson*

The IMAQ Distance and the IMAQ Danielsson functions, for example, provide information about the distance of an object (white areas) from background border (black areas) and display this information by using colours of the binary palette.

The Danielsson function is based on an algorithm called Euclidean Distance Mapping.

Danielsson himself calls the algorithms he developed "Four-point Sequential Euclidean distance Mapping" (4SED) and "Eight-point Sequential Euclidean distance Mapping" (8SED).

#### *Labeling and Segmentation*

There is function IMAQ Convex, which requires "labeling" of objects in a binary image, which means that these objects are classified and numbered.

The function IMAQ Segmentation requires a labeled binary image and expands the objects until each object reaches its neighbors. The expanding is done by multiple dilatation function until the image contains no more background areas. The segmentation can be interpreted as the calculation of an influence region of each labeled object.

### *Circle detection*

The next function, IMAQ find Circles, detects circles in binary images and is therefore very similar to the function IMAQ Find Circular Edge. The only difference is that IMAQ Find Circles searches not only for edges, but for the entire circle area. We test this function in the next exercise. Circles Data is an array of clusters, one cluster for each detected circle, consisting of the following elements:

- the  $x$  coordinate
- the  $y$  coordinate
- the radius of the detected circle
- the entire circle area

### *Morphology Function*

In Vision Assistant are there two different types:

- Basic and Adv. Morphology (binary)
- Gray Morphology (gray-scale)

Basically, morphology operation changes the structure of particles in an image. Therefore, we have to define the meaning of "particle"; this is easy for a binary image. Particles are regions in which the pixel value is 1. The rest of the image (pixel value 0) is called background.

#### *Morphology functions in Vision Assistant:*

- Erosion and Dilatation
- Proper Opening and Proper Closing
- Hit-Miss Functions
- Gradient Function
- Thinning and Thickening
- Particle Filtering
- Fill Holes and Convex
- Separation and Skeleton Functions

## **2.4 Character Recognition**

Vision Assistant provides some tools for the machine recognition of character. In the basic version of the IMAQ Vision toolkit, only the functions for bar code reading are implemented. The reading of text character, or optical recognition (OCR), can only be implemented by addition of the IMAQ Vision OCR toolkit.

### *Text Reading (OCR)*

OCR is a method that converts images containing text areas into computer editable text files. The IMAQ Vision OCR toolkit can read text in capital and printed letters. An additional group of function can be used to "unwrap" characters that are

not located in a straight line, before the OCR process begins.

### *Bar Code Reading*

Bar code reading is included in the basic IMAQ Vision function. The function that performs the bar code reading is *IMAQ Read Barcode*. In general, the program works with the following bar code languages:

- UPC-A (Universal Product Code-A)
- MSI or MSI-Plassey
- Interleaved 2 of 5
- EAN 13
- EAN 8
- Code 128
- Code 3 of 9
- Code 9 of 3
- Codabar

## **2.5 Particle Measurements**

The following functions deal with various kinds of particle measurements, such as counting, clamping (measuring distances), and making other more complex measurement.

### *Counting Objects*

It is possible to adjust various parameters, such as the search rectangle, the type of objects (bright or dark), whether holes in objects should be filled, or whether objects touching the border of the image are to be ignored. Because the function requires a gray-level image as input, the threshold value also has to be specified.

### *Particle Measurements*

The two functions IMAQ BasicParticle and IMAQ ComplexParticle, can be used for a detailed analysis of particles (objects) in binary images. The *basic particle* functions provide only the following information:

- Area (pixels): Surface area of particle in pixels
- Area (calibrated): Surface area of particle in user units
- Global Rectangle, defined by the limits
  - left value,
  - top value
  - right value
  - bottom value

The complex Particle function provides the following parameters:

- Area (pixels);
- Area (calibrated);

- Perimeter: Length of outer contour of particle in user units;
- Number of holes;
- Hole perimeter: Perimeter of all holes in user units;
- Global rectangle;
- SumX: Sum of the  $x$  axis for each pixel of the particle;
- SumY: Sum of the  $y$  axis for each pixel of the particle;
- SumXX: Sum of the  $x$  axis squared for each pixel of the particle;
- SumYY: Sum of the  $y$  axis squared for each pixel of the particle;
- SumXY: Sum of the  $x$  axis and  $y$  axis for each pixel of the particle;
- Longest segment coordinates with
  - Longest segment (X);
  - Longest segment (Y);
- Projection X;
- Projection Y;

### 3. RESULTS OF ANALYSIS

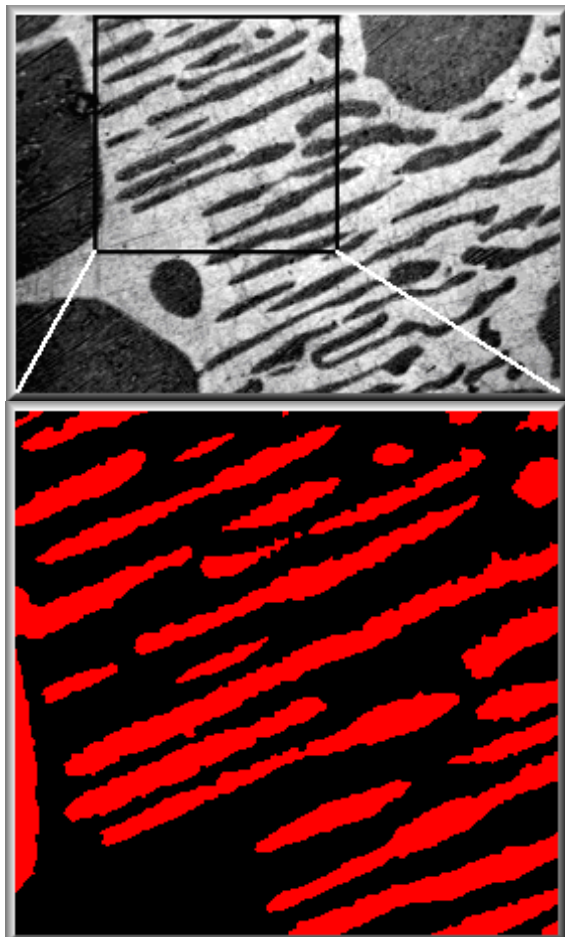


Fig. 1 . The structure of original image and its zoomed area after threshold

In the Fig.1 is shown original image for particle analysis. Bottom of this image is zoomed area which is used for next example.

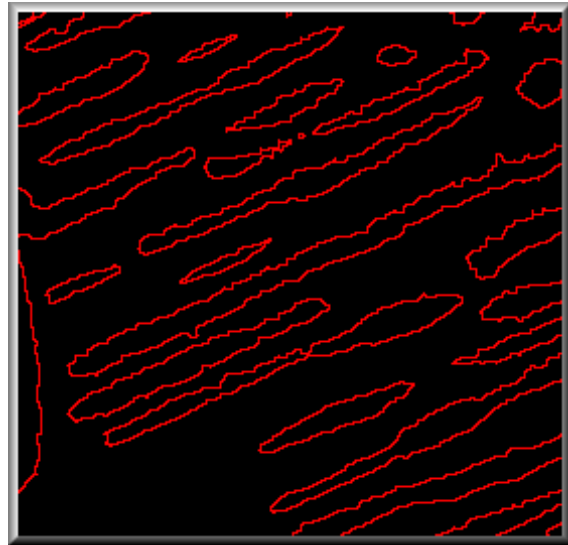


Fig. 2 . Structure of Image after image processing

In Fig. 2. is processed image after inner gradient method shown . There are same regions which they are described by particle analysis.

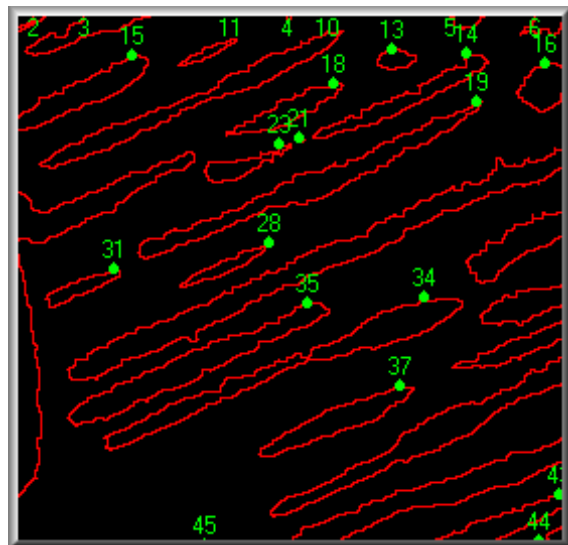


Fig. 3 . Final result of image after particle analysis

Fig. 3 shown final image, where each region is described by parameter which are in Vision Assistant defined.

In Fig. 4., there is original image of cell colony which was used for experiment.

In Fig. 5., is final result of recognized cell colony.



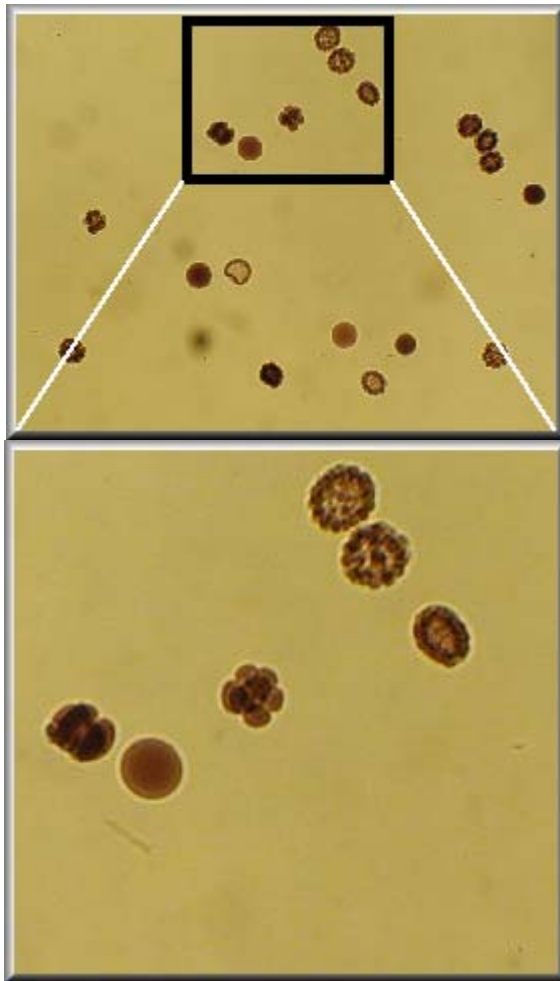


Fig. 4. Original structure layer of cell colony and its zoomed area

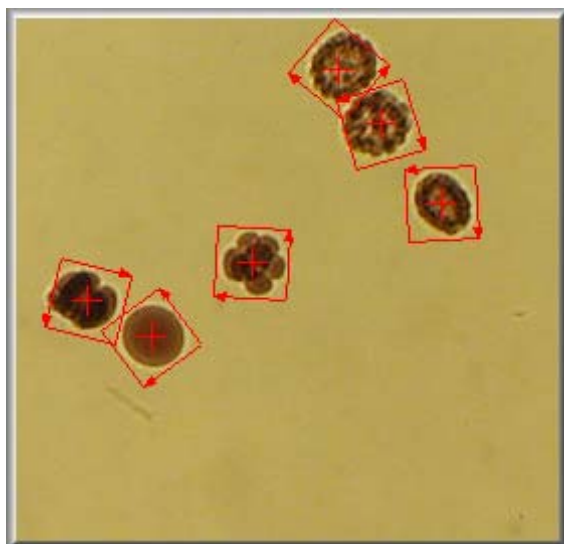


Fig. 5. Image of recognized cell

Table 1., shown comparison of recognized method by sensitivity and minimum score. The best result was achieved by high sensitivity and minimum score from interval 600 – 725. There are

all cells recognized, 19 cells, without false recognize. In other two method wasn't found all cells and there is more false cells recognizes as before method.

Minimum Score	High sen.		Med. sen.		Low sen.	
	✓	✗	✓	✗	✓	✗
1000	0	0	0	0	0	0
975	1	0	1	0	1	0
950	1	0	1	0	2	0
925	2	0	3	0	2	0
900	6	0	7	0	5	0
875	8	0	10	0	9	0
850	11	0	11	0	11	0
825	13	0	13	0	11	0
800	16	0	15	0	13	0
775	17	0	17	0	14	0
750	18	0	17	0	15	0
725	19	0	17	1	15	0
700	19	0	17	4	15	0
675	19	0	18	9	15	0
650	19	0	18	19	15	0
625	19	0	18	25	15	0
600	19	0	18	25	15	2
575	19	4	18	25	15	2
550	19	6	18	25	15	2

Table 1. Comparison of recognized objects in dependence on sensitivity and minimum score

#### 4. CONCLUSION

In this paper are methods for biomedical image analysis using of Vision Assistant and LabVIEW program. For experiment was used Particle Analysis and Pattern matching method.

This methodology allows for the opportunity to introduce new processes/methods of evaluating the quality of biomedical images.

These original images was used from program ImageJ and results were created by Vision Assistant program in Laboratory Department of Mechatronics and Electronics, Faculty of Electrical Engineering, University of Zilina, thanks to National Instruments Corporation, [www.ni.com/czech](http://www.ni.com/czech).

#### Acknowledgement

This work was supported by the grant No.1/0144/03 from VEGA grant agency.

#### References

- [1] Thomas Klinger, Image Processing with LabVIEW and IMAQ Vision, Prentice Hall, 2003
- [2] Russ J.C. The Image Processing Handbook, Third Edition. CRC, Springer, IEEE Press, 1999
- [3] National Instrument Corporation, [www.ni.com](http://www.ni.com)

## 4D APPLICATIONS IN THE ULTRASOUND

Ján Perašín, Miroslav Hrianka

Faculty of Electrical Engineering, University of Zilina,  
Univerzitná 1, SK 010 26 Žilina, Slovakia

**Summary** Technique definition of the create 3D and 4D pictures and graphics present of the results in this discipline. How create 3D module (Tracked Free-Hand System, Untracked Free-Hand System, Mechanical Localizers, 2D Arrays), description of the creation 3D modules, graphics presentation of the method in the 3D Ultrasound, examples of the scanning in the Gastro-Intestinal System and Vascular System, Description of the 4D module and exploitation in the practice. Evaluation of the presented method and graphics examples of the scanned pictures (apparatus), exploitation in the medicine and bio-medicine.

**Abstrakt** Charakterizovať postup vytvárania 3D a 4D obrazu a graficky prezentovať doterajšie výsledky v tomto odbore. Spôsoby vytvorenia 3-D modelu (ručný - pevný, ručný - voľný systém, mechanický ožarovač, 2D polia), popis jednotlivých princípov vytvárania 3-D modelu, grafické znázornenie jednotlivých metód, príklady snímania cievneho a tráviaceho traktu, príklady obrazov vytvorených pomocou ultrasonografie. Charakterizovanie 4D modelu a jeho využitie v praxi. Zhodnotenie prezentovaných metód a grafických ukážok nasnímaných objektov (orgánov), prínos pre medicínske a biomedicínske prostredie.

### 1. INTRODUCTION

In the past it was impossible create 3D image from 2D images in the real time, because computer power it was very small. But now, we have fast computers, that enable these operation realize in the real time. When we speak about 4D, so fourth format is time.

Between the biggest advantages we range advanced quality of images, better understanding of affection, and minor chance that we define wrong diagnose of affection.

Two types of systems techniques for create 3D images have been developed, making use of either a series of 2D images produced by 1D arrays, or 2D arrays to produce 3D images directly. Two criteria should be met to avoid inaccuracies: The relative position and angulations of the acquired 2D images must be known accurately; and, the images must be acquired rapidly and/or gated to avoid artifacts due to respiratory, cardiac, and involuntary motion. The 3D systems can be classified as: (a) tracked free-hand, (b) untracked free-hand, (c) mechanical assemblies, and (d) 2D arrays.

### 2. TECHNIQUES FOR CREATE 3D IMAGES

#### 2.1 Tracked Free-Hand Systems

The operator holds an assembly composed of the transducer and an attachment, and manipulates it over the anatomy. 2D images are digitized as the transducer is moved while meeting two criteria:

The exact relative angulations and position of the ultrasound transducer must be known for each digitized image; and, the operator must ensure that no significant gaps are left when scanning the anatomy. This technique places great onus on the examiner for doing a stable scan so that

misregistration of slices in volume acquisition does not take place.

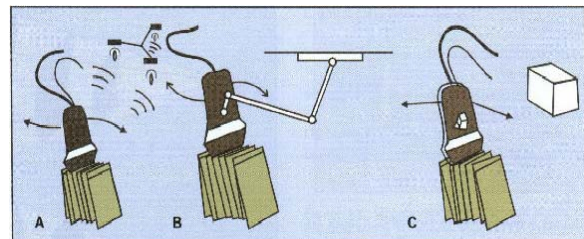


Fig. 1 Tracked freehand 3D scanning

Tracked freehand 3D scanning is follow described in the Fig. 1, Position A: Acoustically tracked 3D scanning. Diagram shows a triangular device consisting of three sound emitters mounted on a US transducer. As the operator moves the transducer, the sound-emitting devices are activated and begin to emit pulses that are detected by three microphones positioned in different locations above the patient. By measuring the time delay between sound emission and detection, the position and angulation of the transducer are continuously monitored.

Fig. 1 Position B: Articulated-arm—tracked 3D scanning. Diagram shows a transducer mounted on a mechanical arm with multiple movable joints. Potentiometers at the joints are used to measure their rotation, allowing continuous monitoring of the position and angulation of the transducer.

Fig 1 Position C: Diagram shows a small electromagnetic device attached to a transducer. The adjacent box detector registers nearby changes in the electromagnetic field. The exact position of the transducer is computed based on the changes in electromagnetic signal detected by the box detector.

#### *Acoustic Tracking*

Three sound emitters are mounted on the transducer, and microphones above the patient. As the operator moves the transducer, the sound emitting devices are activated. By measuring the time-of-flight of the sound pulses, the position and angulation of the transducer is continuously monitored.

#### *Articulated-arm Tracking*

The transducer is mounted on a mechanical arm system with multiple movable joints. Potentiometers at the joints are used to measure their rotation, allowing the continuous determination of the position and angulation of the transducer.

#### *Magnetic-Field Tracking*

The most successful approach is based on a six degree-of-freedom magnetic field sensor. It consists of a transmitter producing a spatially-varying magnetic field, and a receiver containing 3 orthogonal coils, which measure the field strength. By measuring the local magnetic field, the position and angulation of the receiver relative to the transmitter is determined.

## 2.2 Untracked Free-hand Systems

In this approach, the operator moves the transducer in a steady and regular motion while 2D images are digitized. To reconstruct a 3D image, a linear or angular spacing between digitized images is assumed.

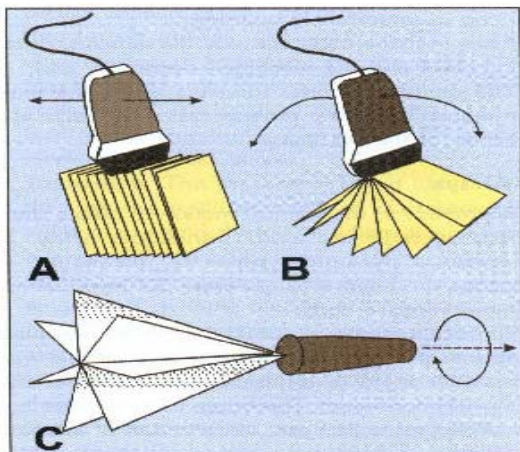


Fig. 2 Untracked freehand 3D scanning

Untracked freehand 3D scanning is described on Fig. 2, Position A: mechanical movement of the transducer across the skin —sliding movement.

Fig. 2, Position B: Transducer tilted about a fixed point on the skin surface — fulcrum based movement.

Fig. 2, Position C: Transducer can be rotated around its central axis.

#### *Mechanical Localizers*

The transducer is translated or rotated mechanically, while 2D ultrasound images are digitized at predefined spatial or angular intervals.

#### *Linear Scanning*

A mechanical assembly moves the transducer in a linear fashion along the patient's skin, providing 3 advantages:

1. Tilting the transducer allows 3D color and power Doppler imaging;
2. The intervals between digitized images can be adjusted for proper sampling; and,
3. The reconstruction is efficient since the digitized 2D images are parallel and separated by a predefined interval.

#### *Tilt Scanning*

The transducer is tilted about its face while images are digitized at predefined angular separation, resulting in two important properties:

The mechanism can be small to allow easy hand-held manipulations; Since the digitized images are arranged like a fan, spacing between digitized images increases with depth, and the resolution decreases.

#### *Rotational Scanning*

The transducer is rotated about its central axis, while the tip and axis remain fixed. The digitized images sweep out a conical volume in a propeller-like fashion, resulting in important properties:

Away from the rotational axis, the sampling distance increases and the resolution decreases; and the digitized images intersect along the axis of rotation, thus, any motion causes artifacts at the center of the 3D image.

#### *2D Arrays*

An alternative to mechanical motion to obtain the third dimension is to use a 2D transducer array. This generates a pyramidal pulse of ultrasound and processes the echoes to generate 3D information in real-time.

So once we have acquired the images we need to be able to use the information to look at the images and render them in different modes for benefit of diagnostic information. This brings us to the next logical step of reconstruction and visualization of images.

## 3. PROCESS OF 3D RECONSTRUCTION

The 3D reconstruction process refers to the generation of a 3D image from a digitized set of 2D images. Two approaches have been used.

### 3D Surface Model

The boundaries of the desired features are extracted from the 2D images and a 3D surface model of the anatomy is displayed.

Advantage: Information is reduced, allowing efficient 3D rendering; and contrast is artificially increased between structures.

Disadvantage: Information is lost; and identifying boundaries is time-consuming resulting in susceptibility to inaccuracy and variability.

### Voxel-Based Volume

The 2D images are built into a 3D voxel-based volume (3D grid) by placing each digitized 2D image into its correct location in the volume.

Advantage: No information is lost during the 3D reconstruction; a variety of rendering techniques are possible.

Disadvantage: Large data files are generated.

## 4. EXAMPLES OF 3D ULTRASOUND IN THE HUMAN BODY

### 4.1 Gastrointestinal Tract

This method is based on the US images, acquired during conventional TRUS examination. We use a rotational endoscope US probe, which provides a 360 degrees transversal scan of the rectal wall and surrounding structures. By moving the probe linearly along the rectum at a uniform speed and recording the US scans at uniform intervals we gather a sequence of images, situated at equal distance and parallel to each other, and perpendicular to the axis of probe movement. When put together, this array of images reconstructs the whole volume of the examined area (Fig. 3).

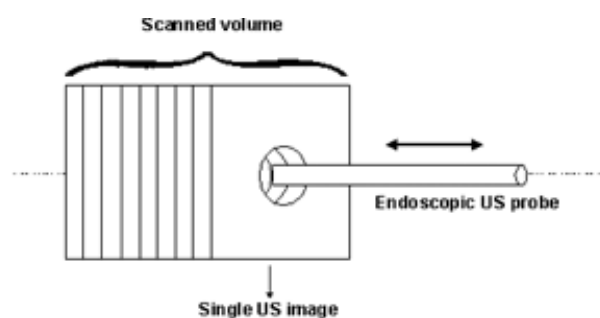


Fig. 3: Schematic presentation of the image acquisition technique.

By post-processing of the US data we isolate the structures of interest (rectal lumen, the structures of rectal wall, tumor tissue, lymph nodes, prostatic gland, seminal vesicles, etc.), according to their echogenic characteristics. The segmented structures are rendered in order to produce a realistic 3D image, presenting a full spatial reconstruction of the

examined organs. It can be visualized from any selected viewpoint, in static or dynamic. Different structures of interest can be included or excluded from the final image.

After choosing a region of interest, we perform a controlled uniform pull-back of the probe through this region at a speed of 1-2mm/sec. During this pull-back the images are recorded at 2 frames/second rate. Every image represents a virtual slice with define thickness.

Example: 31 years old male, with normal TRUS. The data, taken from this patient was used to visualize the normal US anatomy of the human pelvis. Rectal distance of 99mm was scanned. The rectal lumen, prostatic gland, seminal vesicals and anal sphincters were segmented semi-automatically with additional manual correction of the boundaries (Fig. 4).

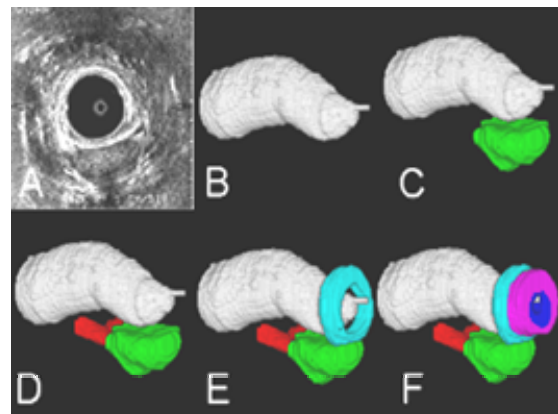


Fig. 4 Case 1 (Normal 3D TRUS anatomy): Conventional US image (A), rectal lumen (B), B+prostatic gland (C), C+seminal vesicles (D), D+levator ani muscle (E), E+anal sphincters

### 4.2 Vascular System

The ability of Ultrasound to perform real-time studies of blood flow is clinically very important. The clinical applications of vascular 3D Ultrasound imaging include the visualization of cardiac jets due to valve defects and the assessment of carotid stenoses, which can be difficult to do using conventional ultrasound. Vascular 3D imaging has also been attempted in the kidney, placenta and prostate to monitor tumor flow after radiation therapy as well as in the brain to overcome the difficulties of transcranial Doppler to globally evaluate the major cerebral arteries.

These few sentences characterize 3D ultrasonograph techniques, which we can use in the medicine, and these techniques can help doctors or save many human lives.

### 4.3 Examples of Ultrasound application

Evaluation of the presented method and graphics examples of the scanned pictures (apparatus), exploitation in the medicine and bio-medicine.



Fig. 5 A: Shows a saccular dilatation (arrows) of the main portal vein.

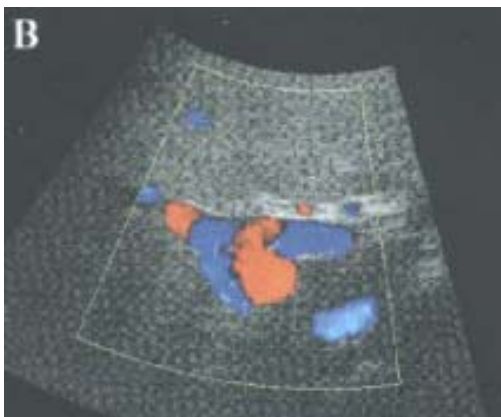


Fig. 6 B: Shows to and fro color motion - suggesting the diagnosis of portal vein aneurysm.

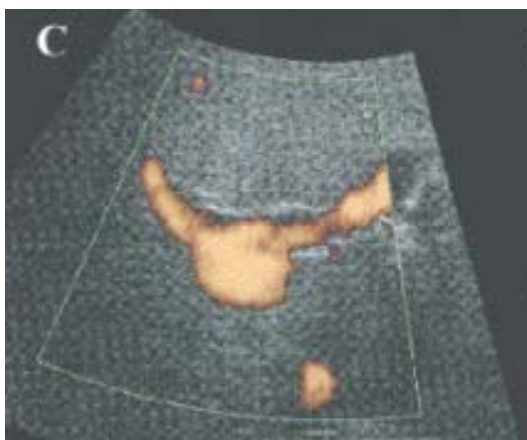


Fig. 7 C: Shows the power Doppler image of aneurysm in the 2D plane.



Fig. 8 D: Shows the 3D angiographic rendering of the aneurysm with glass body rendering, diminishing the gray scale component.

### 5. SUMMARY

The initial results of the application of 3D show that this technique can be used as an addition to the conventional endoluminal US examination. It includes all the limitations of the conventional method, but provides significantly higher information for the spatial interrelations between the normal and pathologic structures in the investigated region. This can be of great value for the pre-operative orientation of the surgeon, for correct planning and performance of radical as well as tissue saving operation.

One of the biggest exploitation of 4-D Ultrasound is scan of human fetus. This picture (video-when we use 4-D Ultrasound scan) is very conducive in the define possible problems with childbirth, or defects congenital, or other problems with fetus.

When we compare methods in this article, the best of methods is method that was use for scan of rectal (gastrointestinal tract), because gives beautiful pictures of rectal, and if we have fast computer, so there is no problem create from 3D picture to 4D video, that will represent real-time video.

#### Acknowledgement:

This work was supported by the grant No.1/0144/03 from VEGA grant agency.

#### References

- [1] Khurana,A., Dahiya, N.: 3D and 4D Ultrasound, A Text and Atlas Book 2004
- [2] Ivanov, K.D., Diacov, M.D.,Ch.: Three-Dimensional Endoluminal Ultrasound, A New Staging Technique in Patients with Rectal Cancer1997
- [3] Czillag, A.: Anatomy of the Living Human, Atlas of Medical Imaging, Ed. by Konemann 1999

## TELEMEDICAL SYSTEM FOR MONITORING OF BLOOD PRESURE

V. Fabián<sup>a)</sup>, M. Fejtová<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> Czech Technical University in Prague, Department of Cybernetics, Technická 2, CZ 166 27 Praha 6, Czech Republic

E-mail: fabiav1@fel.cvut.cz, Phone: +420 224 357 306, Fax : +420 224 357 224

**Summary** It is increasingly clear that the traditional way of measuring blood pressure in the clinic or office frequently produces numbers that grossly overestimate a patient's true blood pressure level. This effect is often caused by so called „white coat“ syndrome. Nowadays, for this reason it becomes more popular so called home monitoring of blood pressure, that attenuates this effect. In the paper, there is described specially telemedicine system for monitoring of blood pressure. The system consists of blood monitor equipment which automatically reports results of up-to-date patient's measurements to the doctor's monitoring and decision support (MDS) system using wireless communication. The MDS system can make an evaluation for the doctor who can immediately intervene if necessary. Introduction of such a system in practice can bring considerable improvement in the treatment of hypertension.

**Abstrakt** Tradičním způsobem měření tlaku krve (TK) v ordinacích praktických lékařů a na klinikách jsou často získávány hodnoty, které značně převyšují pacientův skutečný TK. Tento efekt je většinou způsoben tzv. „syndromem bílého pláště“ (SBP). Nové technologie umožňují rozšíření domácího monitorování TK, které tento syndrom značně potlačuje. V článku je popisován návrh speciálního telemedicínského systému pro monitorování TK. Tento systém se skládá z přístroje pro měření TK, který automaticky zasílá hodnoty měření pomocí bezdrátové komunikace přímo k lékaři, kde jsou tyto hodnoty předběžně vyhodnoceny pomocí systému pro podporu rozhodování (SPR). Popisovaný systém může velmi zefektivnit léčbu hypertenze.

### 1. Introduction

Blood is carried from the heart to all parts of your body in vessels called arteries. Blood pressure is the force of the blood pushing against the walls of the arteries. Each time the heart beats (about 60-70 times a minute at rest), it pumps out blood into the arteries with different value of systolic pressure SP (highest blood pressure when the heart beats) and different value of diastolic pressure DP (lowest blood pressure when the heart relaxes). Values of SP and DP change during the whole day with dependence on person's physical and psychical activity. In Fig. 1, it can be seen systolic and diastolic blood pressure of a standard healthy patient during one day monitoring. There was a physical activity from 16:00 until 18:00.

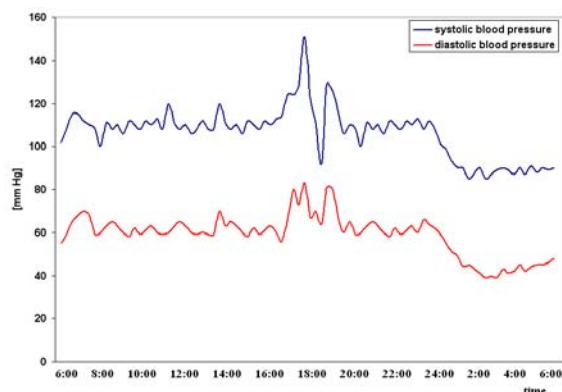


Fig. 1. Ambulant blood pressure monitoring

For blood pressure measurement we used ambulant blood pressure tonometer (holter) Seiva, which is shown in Fig. 2.



Fig. 2. Ambulant blood pressure monitor Seiva

Variation of blood pressure during the day is one of several reasons why it is increasingly clear that the traditional way of measuring blood pressure in the clinic or office frequently produces numbers that grossly overestimate patient's true blood pressure level. This is a major problem, since it is one of the most important and frequent measurements made by physicians.

It has been known for more than 50 years that the blood pressures recorded in the clinic are substantially higher than readings taken by the patient at home. This effect is caused by so called

„white coat syndrome” (WCS) that is characterized by raise of blood pressure due to stress caused by presence of the doctor or measuring procedure itself. Recent studies confirm that the difference caused by WCS is of substantial magnitude; systolic and diastolic pressure measured in the primary care setting (19/11 mmHg) [1]. Self-measurement of blood pressure at home (the method preferred by patients) gives a much smaller WCS (5/6 mmHg) [2], [3].

Table I shows classification of the blood pressure values according to the British Hypertension Society [4]. Difference between measured values in the clinic and patient’s true blood pressured level caused by white coat syndrome can mystify the doctor and then the patient is classified to one of the hypertension categories. Consequently, the patients are sometimes treated though they do not need any treatment.

Table I. Classification of blood pressure levels of the British Hypertension Society

Category	Systolic BP [mmHg]	Diastolic BP [mmHg]
Blood pressure		
Optimal	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
High normal	130 – 139	86 – 89
Hypertension		
Grade 1	140 – 159	90 – 99
Grade 2	160 – 179	100 – 109
Grade 3	≥ 180	≥ 110
Isolated systolic hypertension		
Grade 1	140 – 159	< 90
Grade 2	≥ 160	< 90

## 2. Experimental results

New technologies offer means to introduce home monitoring of blood pressure that attenuates the white coat effect. However, there are some potential disadvantages. Firstly, if the patients have blood pressure monitor without memory for storing values, they have to write the values themselves but this can decrease reliability of the data. Some patients write their values incorrectly due to their mental condition and capacity [5]. Possible improvement is the monitor with internal memory for measured data. To collect the data the patients have to bring their monitor to the clinic. And each of these transfers negatively affects metrological quality of that equipment. Moreover, the only way how to ensure adequate care is through regular visits of the patients in the clinician’s office. This effect can be

eliminated with use of Bluetooth transmission [6]. One of the internal parts of blood pressure device is a Bluetooth module that sends the data to a patient mobile phone. The mobile phone receives the data via its Bluetooth module and then sends sms with it either to a central database or direct to the doctor. Double transmission and necessity of mobile phone with Bluetooth module are considerable drawbacks of this solution.

These disadvantages can be reduced with a special telemedical system for monitoring of blood pressure. Such a system consists of blood pressure monitor equipment which automatically reports results of up-to-date patient’s measurements to the doctor’s monitoring and decision support (MDS) system using wireless communication. Figure 1 shows basic principle scheme of the telemedical system.

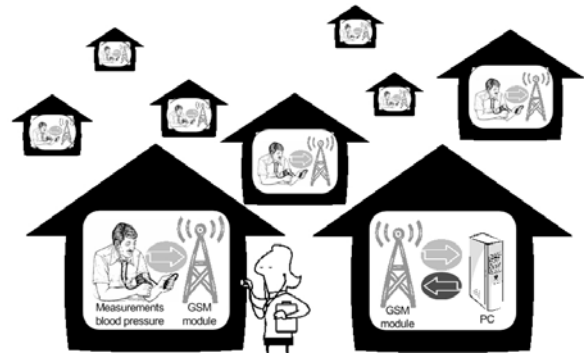


Fig. 3. Principle scheme of the telemedical system for monitoring of blood pressure.

Blood pressure monitor is a standard automatic electronic tonometer. Measurement principle is oscilometrical with the cuff on patient’s arm [7]. Internal part of the tonometer is a first GSM module for sending measured values to the second GSM module in doctor’s ordination. The second GSM module is connected to the MDS. Transmission is bidirectional and can be in the form of SMS or GPRS. A simple block scheme of the tonometer can be seen in Figure 2. One of the internal parts is also USB module for connection with PC.

The MDS system can make preliminary evaluation of the blood pressure for the doctor who can immediately intervene if necessary. The MDS can evaluate from the blood pressure values and oscilometrical pulsation several secondary parameters such as pulse pressure, stroke volume, cardiac output etc.[8]. Decisions of MDS are often based on some aggregations, e.g. blood pressure trends that are well known from blood pressure holters. But these trends from telemedical system have more long-time character and are very useful for long-time monitoring of the hypertension.

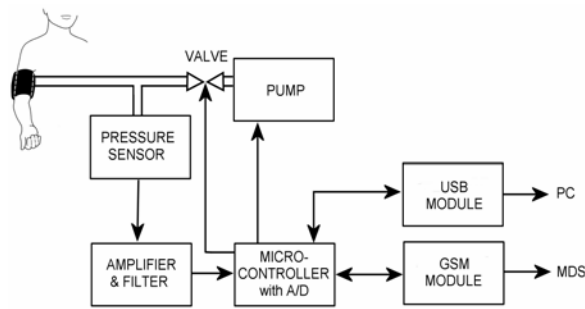


Fig. 4. Simple block scheme of blood pressure monitor.

#### 4. Conclusion

Several similar solutions of this problem already exist but on the base of Bluetooth transmission [6]. Therefore the necessity of mobile phone with Bluetooth module is a legitimate disadvantage due to its cost. The price of tonometer using Bluetooth transmission is much higher than the price of tonometer with direct transmission via GSM module described in this paper. This solution can bring considerable saving in costs up to 50 % compared to the previous one. Therefore, introduction of the GSM telemedical system in practice can bring expressive improvement in this domain.

The reasons for routinely measuring blood pressure in adults are evident. Raised blood pressure is a common condition that does not have specific clinical manifestations until target organ damage develops. It confers a substantial risk of cardiovascular disease, much of which is at least partially reversible with treatment. Finally, screening adults to detect hypertension early and initiate treatment before the onset of target organ damage is highly cost effective [9]. The home monitoring is a very good and perspective method how to distinguish between real hypertension and sheer patient's nervousness. With this system one can hope to reach more distinct retrenchments and higher efficiency of the treatment.

#### References

- [1] LITTLE P., BARNETT J., BARNSLEY L., MAEJORAM J., FITZGERALD-BARRON A., MANT D. *Comparison of agreement between different measures of blood pressure in primary care and daytime ambulatory blood pressure.* BMJ, 325/2002, pp. 254
- [2] LITTLE P., BARNETT J., BARNSLEY L., MAEJORAM J., FITZGERALD-BARRON A., MANT D. *Comparison of acceptability of and preferences for different methods of measuring blood pressure in primary care.* BMJ, 325/2002, pp. 258-259
- [3] MCALISTER F., A., STRAUS S., E. *Evidence based treatment of hypertension -*

- Measurement of blood pressure: an evidence based review.* BMJ, 322/2001, pp. 908 - 911
- [4] WILLIAMS B., POULTER N., R., MORRIS B., J., DAVIS M., MCINNES G., T., POTTER J., F., SEVER P., S., THOM MCG S. *British Hypertension Society guidelines for hypertension management 2004 (BHS-IV): summary.* BMJ, 328/2004, pp. 634-640
- [5] NORDMANN A., FRACH B., WALKER T., MARTINA B., BATTEGAY E. *Reliability of patients measuring blood pressure at home: prospective observational study.* BMJ, 319/1999, pp. 1172
- [6] TensioMed, Internet site address: <http://www.tensioMed.com>
- [7] NG K., G.: *Blood Pressure Measurement.* Medical Electronics, 2/1999, pp. 61-65
- [8] JÍLEK J., ŠTORK M. *Systém pro neinvazivní vyšetření krevního tlaku a hemodynamiky.* Lékař a technika, 3/2004, ISSN 0301-5491, pp. 33-38
- [9] LITTENBERG B., *A practice guidelines revisited: screening for hypertension.* Ann Intern Med, 122/1995, pp. 937-939



**OKO – NOVÁ POČÍTAČOVÁ PERIFERIE**  
**EYE – THE NEW COMPUTER PERIFERY**

M. Fejtová, J. Fejt

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, Technická 2,  
166 27 Praha 6, Česká republika

E-mail: fejtovam@k333.felk.cvut.cz, Telefon: +420 224 357 306, Fax : +420 224 357 224

**Summary** The system I4Control® is a simple device for control a personal computer that is based on recording eye movements. The core of the system is black&white camera with CCD sensor for recording the eye movements. The basic idea is fixing a small camera to the head of a person (on a spectacles) and recording the eye position in the coordinate system independently on the head movements. This solution does not require fix head – the user can move "freely" without any limitations. The eye position has no direct influence on the cursor position on the monitor but it determines the direction of its movement (as much as a joystick). Mouse click or double click is evaluated when the eye is closed for relatively longer period of time. The system I4Control® is designed in such a way that the camera is another input periphery of the PC. The resulting device can be linked to any PC and used for control of all programs. In principle the camera simulates a classical PC mouse.

**Abstrakt** Systém I4Control® umožňuje handicapovaným jedincům pomocí očních pohybů ovládat počítač. Základem systému je malá kamera, která je s hlavou pevně spojena prostřednictvím brýlové obruby, a to tak, že může jednoduše snímat polohu oka nezávisle na pohybu hlavy (není nutno hlavu fixovat). Systém vyhodnotí aktuální polohu oka a podle jeho pozice vně/mimo klidové zóny (rovnovážné polohy) buď provede či neprovede příslušné akce. Když je oko mimo rovnovážnou polohu, systém neustále posílá příkazy pro pohyb kurzoru do příslušného směru (podle aktuální polohy oka v souřadném systému kamery), dokud se oko do rovnovážné polohy nevrátí. K přerušení pohybu kurzoru dochází tedy buď návratem oka do klidové polohy nebo pokusem o kliknutí. Systém dovede emulovat klik a dvojklik. Obě funkce se aktivují mrknutím oka trvajícím určitou časovou konstantu, čímž se odfiltrují samovolná neovladatelná mrkání. Tento systém ve své podstatě emuluje počítačovou myš a umožňuje uživatelům ovládat instalované aplikace.

## 1. Úvod

Termín komunikace charakterizuje způsob sdělování a výměny informací za použití různých komunikačních médií. Zvláštní kategorií je komunikace člověka s technickým systémem. Vstupní informace mohou být počítači předávány některým z vhodných dorozumívacích prostředků (periferií), například pomocí klávesnice, myši, světelného pera či děrné pásky. Problém nastává v okamžiku, když některý uživatel nemůže prostřednictvím těchto standardních periferií svůj osobní počítač ovládat.

Lidé s určitým handicapem mají ovládní osobního počítače pomocí klasických periferií velice ztíženo. Jedná se zejména o motorická postižení, kdy tyto 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 těmto 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. V tomto příspěvku bychom rádi představili systém

I4Control®, který umožňuje handicapovaným jedincům pomocí očních pohybů ovládat počítač.

## 2. Ovládání počítače pro handicapované – přehled existujících řešení

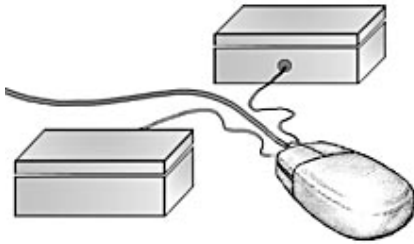
Počítač může být pro naše handicapované spoluobčany mnohdy hlavním prostředníkem v komunikaci s okolím, pomocníkem při jejich vzdělávání, rozvíjení smyslového vnímání či paměťových a řečových schopností. Volba ovládacího prvku (periferie) je tedy pro ně zcela zásadní otázkou, která je ovlivněna nejenom typem jejich handicapu, ale také i finančními možnostmi. Trh nabízí řadu možností – od jednoduchých elektromechanických spínačů přes speciální trackbally či klávesnice [1] až ke speciálním zařízením na ovládání pozice počítačového kurzoru.

### Speciální myš s externími velkoplošnými tlačítky

Princip upravené myši spočívá ve vyvedení pravého i levého tlačítka do externích spínačů. Rezidentní program pak přiřadí levému tlačítku myši funkci Enter a pravému tlačítku funkci Mezerník. Při přepnutí nebo vypnutí programu má myš své standardní funkce.

Tato myš může být ovšem použita pouze na programy, které lze ovládat pomocí jedné, nebo

dvou kláves, kdy klávesa Mezerník slouží pro posun kurzoru a klávesa Enter pro potvrzení výběru.



Obr. 1. Myš s velkoplošnými tlačítky.

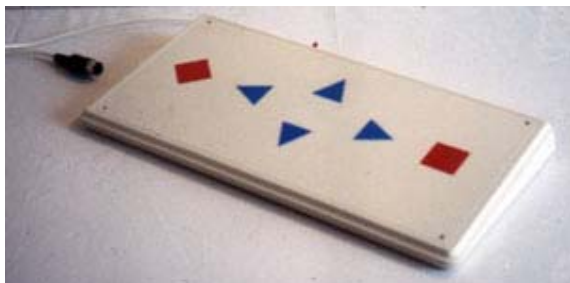
Možnou alternativou tohoto řešení je i speciální trackball, který je výjimečný hlavně svými rozměry. Jeho rozměrové parametry umožní ovládání počítače hlavně lidem s méně citlivými prsty.



Obr. 2. Velký trackball.

### Speciální klávesnice

Tato speciální klávesnice – myš je přímo připojitelná k PC současně se standardní klávesnicí (programy lze ovládat z obou klávesnic). Programy ovládáme prostřednictvím čtyř kurzorových kláves doplněných o klávesy Enter a Ecs. Pracovní plocha je krytá odnímatelnou deskou z plexiskla, pod kterou lze vložit vlastní fólie s popisem funkcí jednotlivých kláves.



Obr. 3. Speciální klávesnice - myš.

Další možností jsou klávesnice upravené speciálně pro uživatele, kteří nemohou využívat klasickou klávesnici z důvodu jejího fyzického

provedení (například klávesy jsou příliš blízko, velikost kláves či nemožnost stisknutí dvou kláves v jednom okamžiku). Ukázku upravené klávesnice zobrazuje následující obrázek.



Obr. 4. Speciální klávesnice.

### Alternativní ovládání počítače

Dalšími možnostmi, jak alternativně ovládat polohu počítačového kurzoru je pomocí pohybů hlavy. Tato varianta je zejména vhodná pro lidi s poškozenou motorikou horních končetin. Existuje několik variant tohoto způsobu ovládání. Například emulátor myši HeadMaster [2] umožňuje řídit směr pohybu počítačového kurzoru hlavou a klávesu Enter nahrazuje pneumatickým snímačem.



Obr. 5. Emulátor myši HeadMaster.

Jinou variantou tohoto principu je systém Natural Point [3], který představuje další způsob nahrazení běžné myši. Je to sensorové snímání pohybu hlavy (případně jiné části těla). Senzory potom dokáží pohyb správně interpretovat – tedy převést jej na pohyb a funkci kurzoru. Proti uživateli je umístěn snímač, na čelo (nebo jinou sledovanou část těla) se nalepí drobný senzor, jehož poloha je snímána pomocí kamery umístěné na monitoru.



Obr. 6. Emulátor myši NaturalPoint.

Dalším prvkem pro ovládání polohy kurzoru mohou být pohyby očí. V současné době nejčastější metody snímání očních pohybů jsou uvedeny v následující kapitole. Každá z jednotlivých metod má své výhody ale i své nevýhody a jsou tedy vhodné pouze pro určité aplikace. Jako příklad systémů pro ovládání počítače jsme zvolili dva systémy, které využívají různé principy snímání pohybů očí.

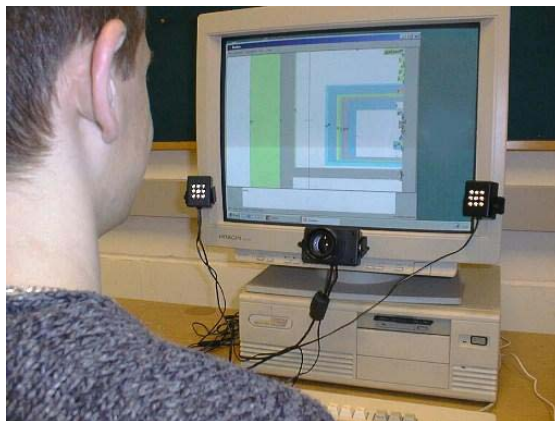
Na Boston College v projektu nazvaném EagleEyes [4] využívají elektrookulografii (EOG) k přesouvání polohy kurzoru na monitoru počítače. Uživatelé jsou nalepeny na obličej elektrody, které snímají pohyby očí a jejich signál ovlivňuje pohyb kurzoru. Uživatel může pomocí pohybů očí ovlivňovat pohyb kurzoru ve speciálních aplikacích. Na následující obrázku je ukázka malování obrázku.



Obr. 7. Systém EagleEyes – snímání očních pohybů pomocí EOG

Druhým příkladem je projekt Dasher, který probíhá na univerzitě v Cambridge (Cavendish Laboratory) [5]. Je zaměřen na vývoj speciálního nástroje, pomocí kterého mohou handicapovaní uživatelé psát text. V tomto projektu použitá 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 počítače jsou po jeho stranách umístěny dva infračervené zářiče včetně infračervené kamery, která je přichycena uprostřed spodního okraje monitoru.



Obr. 8. Systém Dasher – snímání očních pohybů pomocí IROG.

### 3. 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 cívkě 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. Pro měření vertikální složky EOG jsou

elektrody umístěny nad a pod okem. Někdy se snímají unipolární potenciály EOG vůči referenční elektrodě, která je umístěna uprostřed čela. 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.

- **sledování odraženého světla fotodetektořem (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 desetin stupně a vzorkovací frekvence až stovek hertz.

#### 4. Systém I4Control<sup>®</sup>

Problém ovládání počítače pomocí očních pohybů se řeší již několik let a my přicházíme s novým návrhem.

Při návrhu tohoto systému jsme hlavně kladli důraz na vytvoření zařízení, které bude levné, univerzální, snadno nainstalovatelné a bude jednoduše použitelné. Jako metodu pro sledování pohledu jsme zvolili videookulografii (VOG), která je dostatečně přesná, relativně levná a hlavně bezkontaktní – uživatelsky přívětivá (např. nevyžaduje lepení elektrod či nasazování speciálních kontaktních čoček).

Základem systému I4Control<sup>®</sup> je malá kamera, která je k hlavě uchycena pomocí brýlové obruby. Ta zajišťuje nezávislost na pohybu hlavy (není nutno

hlavu fixovat). Při výběru kamery jsme hlavně volili podle ceny a jejich rozměrů. Na základě počátečních experimentů zvítězila obyčejná černobílá PAL kamera s CCD senzorem (rozlišení 208 x 156 bodů), která zcela splňovala naše požadavky.



Obr. 9. Systém I4Control<sup>®</sup> – snímání očních pohybů pomocí VOG.

Systém I4Control<sup>®</sup> se skládá kromě snímacího zařízení ještě z řídicího modulu, do kterého vstupuje PAL signál z kamery. Tato část systému zajišťuje digitalizaci PAL signálu, detekci zorničky (klasické metody filtrace) a převod polohy zorničky na souřadný systém. Výstupem řídicího modulu je [x, y] poloha kurzoru. Tato hodnota je vysílána po standardním USB rozhraní do běžného osobního počítače.



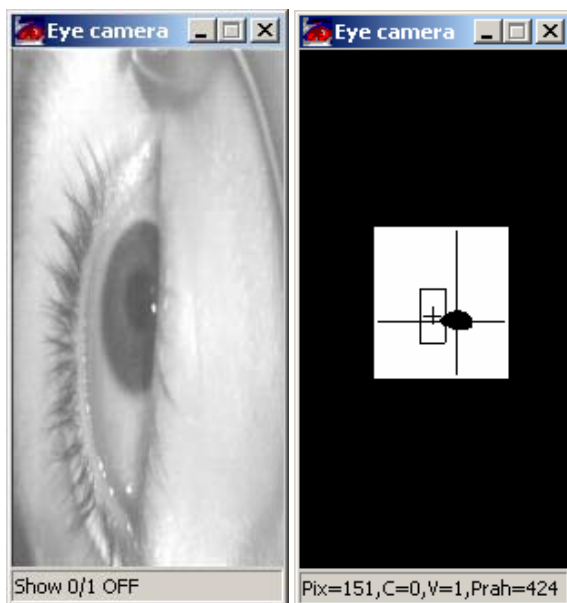
Obr. 10. Základní blokové schéma systému I4Control<sup>®</sup>.

#### Práce se systémem I4Control<sup>®</sup>

Prvním krokem pro správné ovládání kurzoru pomocí systému I4Control<sup>®</sup> je kalibrace systému. Ta spočívá ve fixaci uživatele pohledu na střed obrazovky a její potvrzení stiskem červeného tlačítka na řídicím modulu. Potom již uživatel může přímo ovládat polohu kurzoru buď přímo pomocí očních pohybů nebo alternativně pomocí pohybů

hlavy (pokud mu to jeho handicap umožní). Přepínání těchto dvou možností je zajištěno zeleným tlačítkem na řídicím modulu.

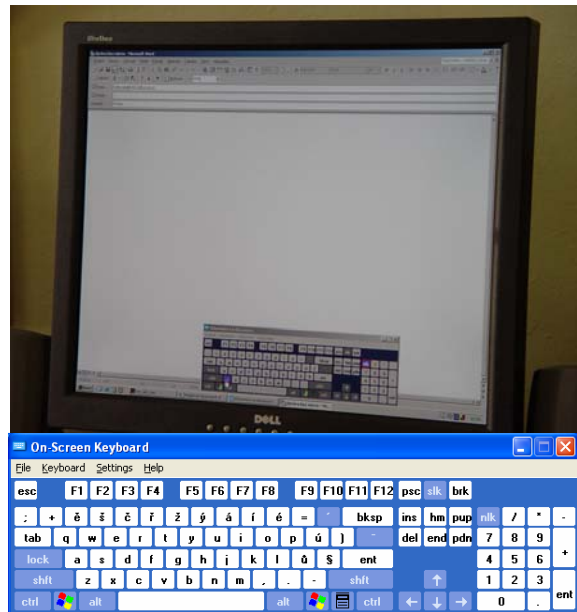
Systém neovládá polohu počítačového kurzoru tak, aby se přemístil tam, kam se uživatel dívá. Pohyb kurzoru je určován výchylkami z rovnovážné polohy (pohled přímo), která je nastavena při kalibraci systému. To znamená, že poloha oka nemá přímo vliv na polohu kurzoru na monitoru, ale bude určovat pouze směr jeho pohybu (jako páka joysticku). Systém vyhodnotí aktuální polohu oka a podle jeho pozice vně/mimo klidové zóny buď provede či neprovede příslušné akce. V podstatě se jedná o inkrementální metodu. Když je oko mimo rovnovážnou polohu, systém neustále posílá příkazy pro pohyb kurzoru do příslušného směru (podle aktuální polohy oka v souřadném systému kamery), dokud se oko do rovnovážné polohy nevrátí. K přerušení pohybu kurzoru dochází tedy buď návratem oka do klidové zóny nebo pokusem o kliknutí. Systém umožňuje emulovat klik a dvojklik. Obě funkce se aktivují mrknutím oka trvajícím určitou časovou konstantu, čímž se odfiltrují samovolná neovladatelná mrkání. Dvojitě kliknutí se odlišuje od jednoduchého kliknutí v hodnotě časové konstanty.



Obr. 11. Ovládání polohy počítačového kurzoru.

Výsledkem naší práce je zařízení emulující standardní počítačovou myš. Lze jej tedy připojit k jakémukoliv osobnímu počítači prostřednictvím USB rozhraní a ovládat jím prostřednictvím pohybů očí (či hlavy) vztažených ke klidové poloze (pohled přímo) veškeré nainstalované programy. Text handicapovaní uživatelé mohou tedy psát například prostřednictvím softwarové klávesnice, která je součástí běžného operačního systému (od OS Windows 2000). Tato utilita umožní uživateli pracovat s textovým editorem, ale také psát

e-mailové zprávy nebo aktivně „surfovat“ na Internetu.



Obr. 12. Psaní textu pomocí systému I4Control®.

#### Výhody systému I4Control®

- **komunikace** – zařízení je připojitelné k jakémukoliv PC prostřednictvím standardního USB rozhraní
- **emulace PC myši** – díky této vlastnosti uživatel může používat veškeré aplikace na které je zvyklý a které má nainstalovány na svém počítači jsou-li ovládány myší
- **mobilita** – zařízení je malé, kompaktní a snadno přenositelné
- **snadná instalace** – instalace je stejná jako v případě PC myši
- **jednoduchý způsob používání** – kalibraci systému je nutno provést pouze při prvním použití systému
- **nízká cena**

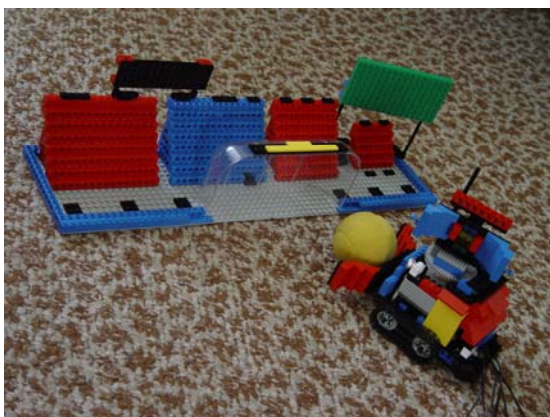
#### 5. Závěr

Se systémem I4Control® jsme provedli řadu experimentů. Pilotní testování proběhlo v Jedličkově ústavu a školách pro tělesně postižené. Do testované skupiny byl například zařazen bezruký chlapec (následek neštěstí) či chlapec se svalovou poruchou. Systém I4Control® byl velice dobře přijat a studenti byli schopni po cca deseti minutách studovat speciální výukové texty, psát v textovém editoru, ale také malovat jednoduché obrázky.



Obr. 13. Pilotní testování v Jedličkově ústavu a školách pro tělesně postižené.

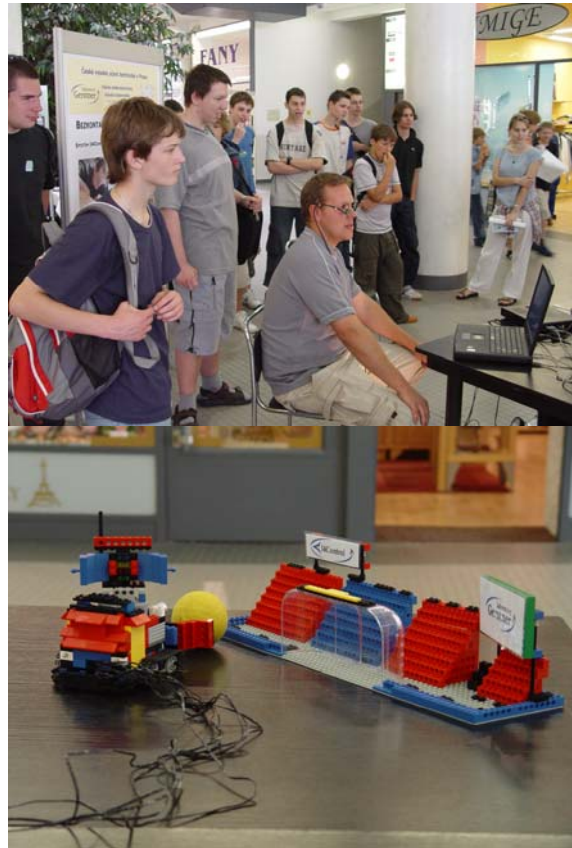
Aby se uživatelé naučili jednoduše, rychle a zcela ovládat pohyby kurzoru zábavnou formou, vytvořil náš kolektiv speciální autíčko – Gertík. Tato okem ovládaná hračka má pomoci uživatelům k osvojení a procvičování komunikace s počítačem prostřednictvím systému I4Control®.



Obr. 14. Výchuková hračka - Gertík.

Hračka byla vytvořena ze stavebnice LEGO a její ovládání je velice jednoduché. Dívá-li se řidič-uživatel nahoru, auto jede dopředu, při pohledu dolů auto couvá. Zatáčí při pohledu doleva či doprava a na mrknutí se otočí lokátor. Gertík byl

poprvé předveden na výstavě Věda v ulicích, kde vyvolal velký zájem veřejnosti.



Obr. 15. Výstava Věda v ulicích.

### Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantu ministerstva zdravotnictví České republiky (projekt číslo NR8261-3/2005 "Léčba paresty n. abducens pomocí biologické zpětné vazby") a Akademie věd České republiky (projekt číslo 1QS501210509 "Optické mapování mozkové činnosti").

### Reference

- [1] <http://www.petit.netstudio.cz> [cit. 2005-07-11].
- [2] <http://www.asu.edu/drc/LabWP/HeadMaster.html> [cit. 2005-07-11].
- [3] <http://www.naturalpoint.com/smarnav/> [cit. 2005-07-11].
- [4] <http://www.bc.edu/schools/csom/eagleeyes/eagleeyes/> [cit. 2005-07-11].
- [5] D.J. Ward, *Adaptive Computer Interfaces*. Ph.D. thesis. Cambridge: University of Cambridge, Cavendish Laboratory, Inference Group, 2001. 144 s.C. Bosio et al., *Phys. Rev. B* 38, 3263 (1988).

**MULTIMEDIÁLNÍ KURZ PŘEDMĚTU BIONIKA**  
**MULTIMEDIAL BIONICS COURSE**

M. Fejtová, V. Fabián

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, Technická 2,  
166 27 Praha 6, Česká republika

E-mail: fejtovam@k333.felk.cvut.cz, Telefon: +420 224 357 306, Fax : +420 224 357 224

**Summary** People do not copy just the randomness from the nature. It is the research area of the scientific field called Bionics. It aims to find solutions of the most variable problems in the nature, it observes living creatures/organisms and mimics their behaviour. Why it is the Mother Nature that improves its „developments“ during thousands of years. Bionics is young and progressive science field that allows us to construct devices to support weakened organs supports or to build artificial organs. Since bionics is fast developing field it is important to choose the right tool for student education – e-learning. The aim of our work is to create the hypertextbook with the multimedia components that clearly explain some topics from bionics. The information about a several courses is stored in an XML format which allows full availability of all informations from course.

**Abstrakt** Bionika je relativně mladá vědní disciplína, která vznikla v 60. letech minulého století. Za její počátky je již ale možno pokládat pokusy Leonarda da Vinciho (1452 - 1519) o sestrojení letadla s pohyblivými křídly na základě pozorování letu netopýrů. Úkolem bioniky je hledat inspiraci u živých organismů a tu pak přetvořit tak, aby byla použitelná pro člověka. Bionika studuje možnosti využití poznatků o stavbě a funkcích živých systémů k řešení technických a technologických problémů. Na katedře kybernetiky má tento předmět dlouhodobou tradici a je vyučován jak v magisterském, tak i doktorském studiu. V předmětu Bionika jsou probírána taková témata, jako např. kardiostimulátory, umělá ledvina, kloubní náhrady, ale také systémy člověk stroj či virtuální realita v medicíně. Tato vědní disciplína se rozvíjí velice rychle a je tedy nutné tomuto trendu přizpůsobit i výuku studentů. Vhodným nástrojem pro podporu výuky se stávají současné informační technologie – multimediální kurzy.

## 1. E-learning a výuka

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 vtačován 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 poté, 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 ze studentem komunikovat intenzivněji, než jak je tomu ve vyhrazených hodinách klasické výuky.

Kvůli v předchozích odstavcích popsaným výhodám jsme se rozhodli na katedře kybernetiky vytvořit e-výukový systém **MultiPeS (Multimediální Pedagogický Systém)**, 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 (miněno 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.

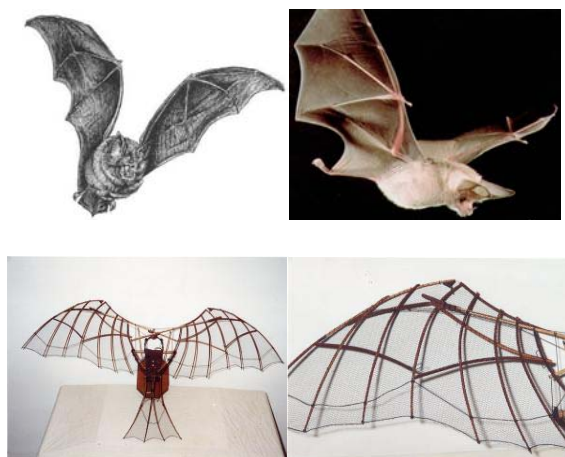
Informace o jednotlivých výukových lekcích jsou uloženy ve standardním formátu XML, čímž je výrazně usnadněna možnost spolupráce s jinými systémy. Systém MultiPeS na svém výstupu vygeneruje na základě vytvořeného projektu kurz ve formátu HTML (pro starší prohlížeče) a ve formátu XML pro prohlížeče umožňující 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,

kteřá 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).

## 2. Výuka bioniky

Bionika je relativně mladá vědní disciplína, která byla ustanovena v 60. letech minulého století. Za její počátky je již ale možno pokládat pokusy Leonarda da Vinciho (1452 - 1519) o sestrojení letadla s pohyblivými křídly na základě pozorování letu netopýrů. Úkolem bioniky je hledat inspiraci a tu pak přetvořit a upravit tak, aby byla použitelná pro člověka. Přírodu nelze slepě kopírovat, jak ukázaly pokusy prvních aviatiků s volnými mávajícím křídly, s jejichž pomocí se letadlo prostě nevznese.



Obr. 1. Létající stroj Leonarda da Vinciho.

Bionika studuje možnosti využití poznatků o stavbě a funkcích živých systémů k řešení technických a technologických problémů. Je hraničním oborem mezi biologií a technikou a využívá znalostí z takových oborů jakou jsou např. biofyzika, biochemie, umělá inteligence, robotika ... Tento vědní obor se zabývá například výzkumem nervového systému živočichů se zřetelem na aplikaci v oblasti elektroniky, sdělovací, měřicí a informační techniky, studiem smyslových orgánů, využitím poznatků při konstrukci výkonných měřících přístrojů malých rozměrů, studiem orientace a navigace zvířat, letu hmyzu a ptáků, pohybu živočichů a bioluminiscenci. Předmětem bioniky je ale také konstrukce zařízení určených k podpoře oslabených orgánů a vytváření umělých orgánů.

Na katedře kybernetiky Českého vysokého učení technického v Praze je bionika již dlouhodobě součástí přípravy studentů magisterského, ale i doktorského studia. V současné době se vědecké a technické disciplíny rozvíjejí mílovými kroky. Studenti by si měli během výuky osvojit mnoho



nových poznatků a dovedností. Vydávání nových knih, skript a publikací reaguje na tyto „novinky“ s určitým zpožděním a i při velké snaze všech autorů se v publikaci několik chyb objeví. Velkou výhodou e-výukového systému (e-learning) je možnost neustálého doplňování a vylepšování obsahu systému. E-výukový systém obsahuje samozřejmě také výukový text jako např. skripta, ale může být doplněn i o řadu výukových výhod (např. interaktivní odkazy na příbuzná témata, naučné videosekvence či automatické hodnocení testů).

Na základě našich vlastních zkušeností i zkušeností odborníků z tuzemských vysokých škol (VUT Brno, UK Praha, VSB TU Ostrava) nelze než konstatovat, že jak zavádění nových poznatků z oblasti biokybernetiky, tak zavádění nových výukových metod odpovídajících aktuálnímu rozvoji informačních technologií je v počátečním stádiu. Bionika patří k oborům, které se prudce rozvíjejí a ve kterých každým rokem přibývá velké množství nových poznatků. Aby předmět Bionika odpovídal současnému stavu stejnojmenného oboru ve světě a tedy byl pro studenty v maximální míře přínosný, je třeba neustále začleňovat do osnov nové poznatky. Jen tak budou absolventi mezioborového studijního směru Biomedicínské inženýrství v maximální možné míře konkurenceschopní a perspektivní, a to nejen na trhu práce v České republice, ale i v celosvětovém měřítku. Podobně je tomu i v případě zavádění moderních metod výuky. Doposud prudký rozvoj informačních technologií odrazil zejména v tom, že na mnoha školách byla zahájena tvorba hypertextových výukových materiálů. Tím však současné možnosti informační techniky nejsou zdaleka vyčerpány. Proto se snažíme obohatit přednášky i cvičení o vlastní hypertextovou učebnici s multimediálním obsahem, která by odpovídala současnému stavu pedagogických a výukových textů ve světě.

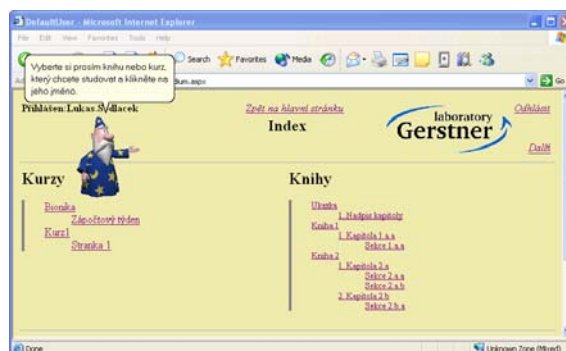
### 3. Hypertextová učebnice

Cílem vytvoření hypertextové učebnice s multimediálním obsahem je názorně demonstrovat studentům probíranou problematiku a mít možnost začlenit nové poznatky do výuky. Obsah hypertextové učebnice bude tvořit vysvětlení následujících pojmů:

- analogie mezi přírodou a technikou
- informační bionika – biologické poznatky o příjmu, generování, šíření, ukládání a zpracování informací, bionika receptorů, neurobionika, různé typy receptorů a jejich technické využití
- biosenzory a nanotechnologie
- strojová realizace smyslů člověka (zrak, sluch, hmat, čich) – biologické základy, přehled používaných senzorů, strojová realizace, využití v průmyslu a v medicíně

- srdce a kardiostimulátory – biologické základy funkce srdce, nové typy kardiostimulátorů (adaptivní, programovatelné), ventrikulární asistent, podpůrná oběhová zařízení, umělá srdeční chlopeč
- umělá ledvina – biologické základy funkce ledviny, typy umělých ledvin, přenosná umělá ledvina, peritoneální dialýza
- játra, plíce, slinivka – přírodní x umělá – umělá plicní ventilace, biologické základy funkce jednotlivých orgánů
- kůže, cévy, krev – přírodní x umělá – biologické základy funkce jednotlivých orgánů
- princip a různé druhy pohybu, umělé svaly – druhy pohybů v jednotlivých prostředích, technické využití
- kloubní náhrady a protézy končetin – různé druhy typů, tvarů a materiálů
- systémy člověk stroj, IT adaptivní systémy – druhy komunikace mezi strojem a člověkem, různé způsoby ovládání strojů (hlas, EOG signál, EEG signál), praktické ukázky
- virtuální realita v medicíně – druhy, technické využití
- biotechnologie – druhy, technické využití

Při vytváření hypertextové učebnice klademe velký důraz na názornost a text je tedy doplňován velkým množstvím ilustrativních obrázků. Text je navíc ještě doplňován interaktivními testy.



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. Jakou druhou možností lze výsledky interaktivních testů použít k ohodnocení průběžné práce studenta.

Při tvorbě testovacích cvičení může pedagog využívat následující testovací prvky:

- zaškrťovací políčko (více správných odpovědí z několika variant)
- přepínač (správná pouze jedna odpověď z více variant)
- textové pole (odpověď či doplňovačka)
- obrázek

O struktuře a konečné podobě testu si rozhodne pedagog sám (počet otázek či počet variant jednotlivých odpovědí). Může kombinovat jednotlivé prvky mezi sebou a vytvářet tak velkou škálu interaktivních testů šitých přímo na míru probírané problematice. U jednotlivých otázek lze nastavit váhu jednotlivé otázky i odpovědi. Tvůrci interaktivních testů tato vlastnost umožňuje odejmout studentovi určitý počet bodů v závislosti na míře nesprávnosti vybrané odpovědi (čím je studentem vybraná odpověď „hloupější“, tím se mu odejme více bodového ohodnocení). V testovacím modulu si může pedagog nastavit i časovou dotaci na test, je tedy možné interaktivní testy použít i pro zápočtovou či zkouškovou písemku. Pokud pedagog tuto možnost využije, má okamžitě a bez práce opravené tyto písemky, což považujeme za velkou výhodu zvláště u studenty hojně navštěvovaných předmětů.



Obr. 3. Ukázka zápočtového testu z předmětu bionika.

Zpětnou vazbu lze použít i 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 nezbyvá, než přepracovat či dotvořit výukový kurz.

## Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantů grantové agentury Fondu rozvoje vysokých škol MŠMT FRV 403/F3 Inovace předmětu BIONIKA.

## Reference

- [1] M. Fejtová, J. Fejt, L. Sedláček, L. Lhotská: *E-Learning in Education*. In 14th EAEEIE International Conference on Innovations in Education for Electrical and Information Engineering [CD-ROM]. Gdaňsk: PTETiS, 2003, ISBN 83-918622-0-8.
- [2] M. Fejtová, J. Fejt, L. Sedláček, L. Lhotská: *E-learning Courses in the MultiPeS System*. In e-Society 2003. Lisboa: IADIS Press, 2003, vol. 1,2, s. 949-952. ISBN 972-98947-0-1.
- [3] M. Fejtová, J. Fejt, L. Sedláček, L. Lhotská: *E-learning System MultiPeS*. In MIPRO 2004 - Computers in Education. Chorvatsko: Mipro HU, 2004, s. 60-65. ISBN 953-233-004-6.
- [4] M. Fejtová, J. Fejt, L. Sedláček, L. Lhotská: *E-learning System MultiPeS*. In EUNITE 2003. Aachen: Verlag Mainz, 2003, s. 377-383. ISBN 3-86130-194-6.
- [5] M. Fejtová, J. Fejt, L. Lhotská, M. Šorf, L. Sedláček: *Feedback at the MultiPeS E-learning System*. In Information and Communication Technology in Education. Ostrava: Ostravská univerzita, 2003, s. 242-246. ISBN 80-7042-888-0.

## EGPRS SYSTEM OPTIMIZATION FOR EMERGENCY TELEMEDICINE

S. Slanina <sup>a)</sup>, M. Hrianka <sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Faculty of Electrical Engineering, Department of Mechatronics and Electronics, Univerzitná 1, 010 26 Žilina, Slovakia

**Summary** The paper describes applications that provides measurement and gives outputs for mobile network optimization. Applications helps get objective information about radio interface which can be post processed and optimized by database parameters of mobile EGPRS network to get best results in order to increase transfer rate in areas where is mobile network overloaded or has no sufficient capacity for data communication as it is typical for emergency telemedicine. These applications are suitable for archiving, post processing of measurements and for simulations of client – server applications which works with still images, as well, so results can be used in mobile emergency telemedicine cooperated with PACS systems.

### 1. Introduction

Telemedicine can be defined as the distant delivery of health care and remote sharing of medical knowledge using telecommunication means. However, nowadays, modern wireless telecommunication means like GSM with EGPRS (EDGE GPRS) and the forthcoming to 3G mobile telephony standards allow the operation of wireless telemedicine systems freeing the medical personnel and/or the patient from fixed locations. The objective of this paper is to carry out a practical evaluation of the performance of the EGPRS system in the transmission/reception of medical images as well as patient record in emergency cases, fig. 1.

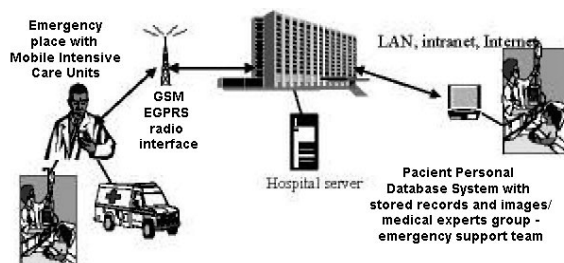


Fig. 1. Mobile system in emergency telemedicine

Batch command files wput.bat and wget.bat deals with the methods and techniques for evaluation and objective optimization of EGPRS mobile connection. Applications can works like independent tool for objective and complex evaluation of any communication between two IP address. Measurement is done automatically from client side and results are reported into the text file. These applications have been made for optimization of EGPRS radio interface.

### 2. Overview

Fig.2 shows general description of measurement. In this case is EGPRS mobile network used as medium for TCP/IP connection. There are

no delays caused by public TCP/IP network because server is connected directly to SGSN node (Service GPRS Support Node) of GPRS/EGPRS network, so this type of measurement represents direct radio interface measurement of mobile data network. BSS (Base Station Subsystem) of mobile network have been produced by Siemens SAG and all used database parameters for optimization of GPRS/EGPRS network are specified only for this technology. Other technologies have similar database parameters only with different name, so it



Fig. 2. General measurement description

can be used alike. Two batch files wput.bat and wget.bat have been prepared for objective and repeatability measurements of uplink and downlink direction with possibility of results recording into the text file. Batch files are based on applications wput.exe and wget.exe which are product of free software foundation GNU ([www.gnu.org](http://www.gnu.org)). These two applications represent free command line interpreters that can be used with added parameters. Data for transmission in both directions are represented by three most used graphical formats, it means three different file formats JPG, TIF and BMP. Output of batch files wput.bat and wget.bat consist of measured time of transmission, name of transferred file, name of server with IP address, port of communication and mainly from average transfer bit rate. These applications help get objective information about radio interface which can be post processed and optimized by database parameters of mobile EGPRS network to get best results in order to increase transfer rate in areas where is mobile network overloaded or has no sufficient capacity for data communication. Main goal is to show possibilities of nowadays mobile network how to get best results with transfer of image data in emergency

areas where mobile network is overloaded with emergency voice calls.

### 3. Description

Prepared applications are related to monitoring state of uplink direction (from mobile terminal to mobile network (SGSN node) and TCP/IP network

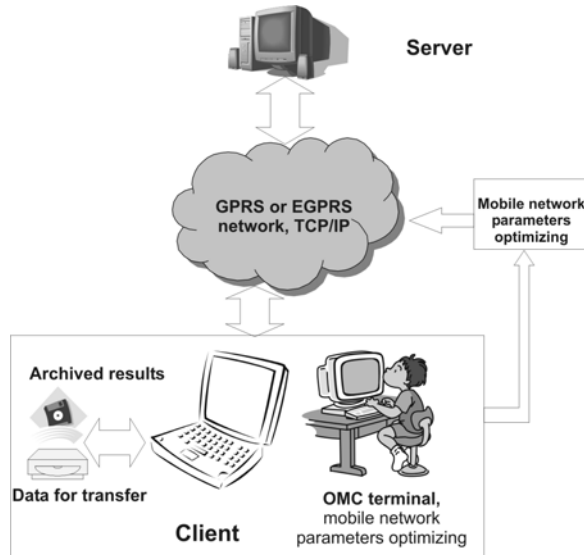


Fig. 3. Measured data and database parameters flowchart

with great opportunity of repetition and with output of transfer conditions into text file. Outputs can be imported and post processed in any worksheet (Excel, Access). Due to measured results the database parameters of mobile EGPRS network can be changed to get better results and measurement should be repeated to verify whether conditions of transmission are better or not (Fig.3). Operator must have good knowledge about cell where measurement is performed. It means absolute control of cell in mobile network with OMC (Operating and Maintenance) tool to prevent disturbance of cell by normal mobile users with voice and data calls. In this case cell was barred at the time of measurements and overloading of the cell was simulated by locking and unlocking available traffic resources – time slots. Data for measured uplink transmission has been prepared and stored on hard drive of client PC. For downlink direction vice-versa, uploaded data has been stored on hard drive of server PC and prepared for download to the client PC in opposite direction. Executable batch file sends file by file automatically from desired side to destination and also output file with measured data (time of transmission, transferred file, IP address, average bit rate of transmission) automatically during whole process of transmission. For uplink direction, it means from client to server, is dedicated batch file wput.bat (Fig.4.) and for downlink direction likewise is file wget.bat (Fig.5.). These two applications can

```
echo off
echo Ftp://217.77.161.132/upload/EDGE/HRI.jpg
wput -v -oc:\uget\HRI-jpg.txt
c:\uget\HRI.jpg Ftp://217.77.161.132:*****@217.77.161.132/upload/EDGE/
echo Ftp://217.77.161.132/upload/EDGE/HRI.tif
wput -v -oc:\uget\HRI.tif.txt
c:\uget\HRI.tif Ftp://217.77.161.132:*****@217.77.161.132/upload/EDGE/
echo Ftp://217.77.161.132/upload/EDGE/HRI.bmp
wput -v -oc:\uget\HRI-bmp.txt
c:\uget\HRI.bmp Ftp://217.77.161.132:*****@217.77.161.132/upload/EDGE/
echo done
```

Fig. 4. Batch file wput.bat

simulate real client/server applications and measurements are done for both directions of communications. This process of measurement has good properties for: objective real transfer rate measurement, availability of repetition a same process which is prepared in batch file, applications

```
echo off
mkdir c:\uget\%1
echo Ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.jpg
c:\uget\wget -oc:\uget\%1\HRI-jpg.txt
-PC:\uget\%1 --cut-dirs=2 ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.jpg
echo Ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.tif
c:\uget\wget -oc:\uget\%1\HRI.tif.txt
-PC:\uget\%1 --cut-dirs=2 ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.tif
echo Ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.bmp
c:\uget\wget -oc:\uget\%1\HRI-bmp.txt
-PC:\uget\%1 --cut-dirs=2 ftp://217.77.161.132/GPRS/HRI.bmp
echo done
```

Fig. 5. Batch file wget.bat

and batch files are suitable for any TCP/IP connection with HTTP or FTP protocol, availability for comparison of measured data rates and good possibilities of archiving and exporting of measured and reported data (Fig.3). So these facts introduce best way how to optimize such complicated interface as radio interface in mobile EGPRS network is.

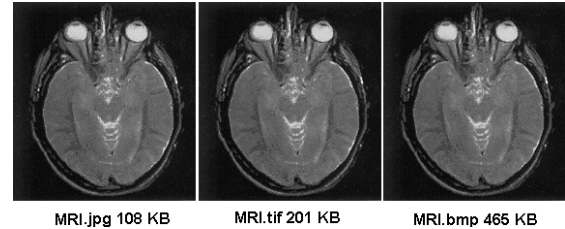


Fig. 6. MRI images used for measurement

### 4. Measurement

An example for the measurement is the comparison of still image data and its appropriate properties for transfer via EGPRS mobile network. The original image, stored in bitmap (BMP) graphical format (Fig. 6.) is from the image archive of Mosby Ferri's medicine encyclopedia (1997). Figure 5 shows next two images which have been used. It represents original image saved in TIFF with

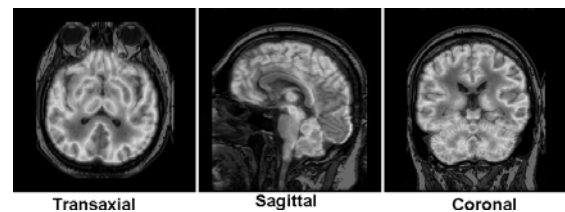


Fig. 7. JPEG Images used for measurement MRI/PET

LZW compression and JPG format where compression ratio corresponds to step 9 from 12 [2].

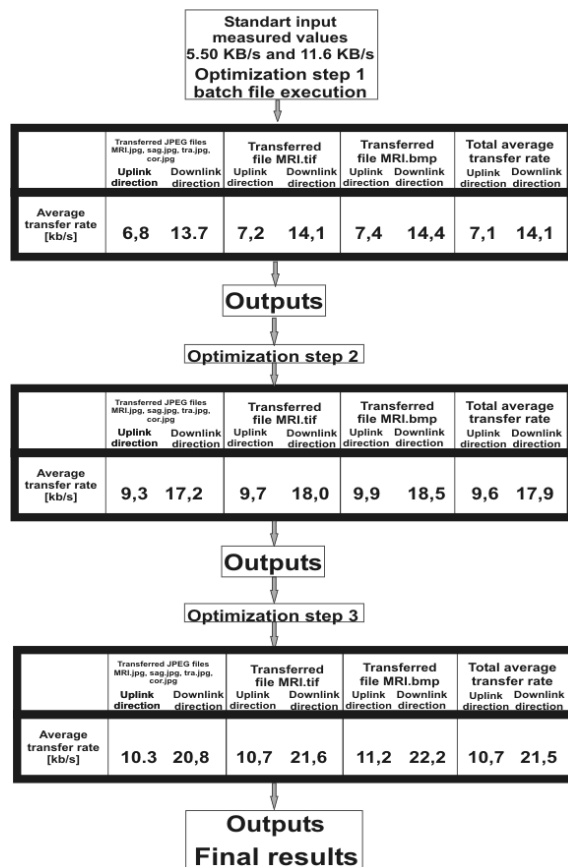
Second sample has been created from images archived in JPEG graphical file format. Files represents overlap of MRI and PET images. Source of images is on pages <http://www.med.harvard.edu/> where is located whole brain atlas anatomy in 3-D with MRI/PET images. Transaxial, sagittal and lateral slice represents 3-D model of brain. Files size of the images is 65, 77 and 75 kB.

## 5. Results

### 5.1 Measurement outputs

The first step is preparation and checking of radio interface by appropriate OMC software. After the graphical files are prepared on client side, application wput.bat can be launched. The files are transferred and stored on server side. The measured data are logged into the output text file on client side during whole process of communication and this output is done automatically for every single transmitted file. Every single transmitted file has output report with detail information about process of transmission. Opposite direction is done vice versa with wget.bat application. Output is used for appropriate air interface optimization.

### 5.2 Mobile network optimization



During the tests was serving cell of the mobile network locked for normal users and overload of the cell was simulated. Next parameters had been implemented into the mobile network database with following order. Step 1: GMANPRES = 4 [1], this command reserve four timeslots only for EGPRS traffic. Step 2: GASTRH = 5 – 95 [1], thresholds optimization between horizontal and vertical allocation strategy. Step 3: GMANMSAL = 1 – 1 [1], timeslots are available only for one user in uplink and downlink direction. Impact of this optimization steps is increasing of the transfer rate. After implementation of the 3rd step it becomes close to theoretical maximum for this EGPRS class (4DL+2UL timeslots) [1], (Fig.7.). Picture above represents example of optimizing of radio interface with applications wput.bat and wget.bat at the details with described database parameters and files. Results have been averaged from 10 measurements for every file in both directions. Transferred image data was not suitable for transfer in JPG format, data rates had been slower. However time of transmission had been shortest due to “lossy” JPG compression. Best results had been obtained with BMP format but file size is very unthrift. So best way in situations where lossless image information is needed is use TIF format with LZW compression [2].

## 6. Conclusion

This paper deals with the interpretation and understanding of the results given by the described application. It shows the possibilities how to obtain best results in mobile network optimizing with written batch applications.

An overload in emergency areas without available radio resources is big problem for data transfers via GPRS or EGPRS network nowadays. Network can be optimized but it's not so flexible. Suggestion is to make voice and data calls equivalent in the future. Concept of “Emergency data call” should be mentioned in future recommendations for GSM.

## References

- [1] Siemens SAG MN1888EU10MN (2004). *System specialist for GPRS*, 183-252
- [2] S. Slanina (2000): *Prenos dát v sieti GSM*. Thesis, Žilina, 10-48

**HYPERTHERMIE AND ANOTHER BIOMEDICAL APLICATIONS OF  
ELECTROMAGNETIC FIELD**

**HYPERTERMIA A INÉ BIOMEDICÍNSKE APLIKÁCIE  
ELEKTROMAGNETICKÉHO POĽA**

Z. Pšenáková <sup>a)</sup>, J. Mrázová <sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Department of Electromagnetic and Biomedical Engineering, Veľký diel, SK 010 26 Žilina, Slovakia, E-mail: psenakova@fel.utc.sk, Phone: +421 41 513 2130

<sup>b)</sup> University of Žilina, Department of Control and Information Systems, Veľký diel, SK 010 26 Žilina, Slovakia, E-mail: mrazova@fel.utc.sk, Phone: +421 41 513 3302

**Summary** One of the electromagnetic field (EMF) applications is its using in medicine. Microwaves of EMF can help to diagnose affection and actually can treat it. Thermal effects of electromagnetic energy are used mostly. The hyperthermia is very important therapeutic method in this time and it uses thermal energy of EMF. This article discusses about biomedical applications of EMP with orientation on the hyperthermia.

**Abstrakt** Jednou z aplikácií elektromagnetického poľa (EMP) je jeho využitie v medicíne. Pomocou mikrovln EMP je možné nie len diagnostikovať ochorenie, ale následne ho aj liečiť. Vo veľkej miere sú využívané hlavne tepelné účinky elektromagnetickej energie. Hypertermia, ktorá je v súčasnosti veľmi dôležitou terapeutickou metódou pri liečbe rakovinovým nádorov, využíva práve tepelnú energiu EMP. Tento príspevok pojednáva o biomedicínskych aplikáciách EMP v praxi, so zameraním na hypertermiu.

## 1. Úvod

Medzi významné lekárske a spoločenské problémy súčasnosti patrí aj hľadanie nových liečebných metód pre rôzne typy chorôb, ako je napr. liečba zhubných nádorov. Základné liečebné postupy v onkológii (rádioterapia, chemoterapia a chirurgia) sú už dobre známe a preto aj len malé zlepšenia týchto metód si vyžadujú množstvo času a investícií. Preto je nutné hľadať ďalšie liečebné metódy, ktoré buď samostatne alebo v kombinácii s niektorou z klasických metód umožnia zlepšiť klinické výsledky. Rozvoj technických vied významne podporuje vznik nových liečebných metód a i mikrovlnná technika nachádza v tomto smere nové zaujímavé uplatnenia. V tomto stručnom prehľade sa zameriam na liečebné metódy, ktoré využívajú tepelné účinky mikrovlnnej energie, kedy je EMP použité pre ohrev liečenej oblasti biologického tkaniva, alebo pre ohrev určitého implantovaného objektu.[1]

## 2. Biomedicínske aplikácie EMP

### *Mikrovlnná diatermia*

Využíva sa pri rehabilitáciách a fyzikálnej liečbe. Podobne ako pri hypertermii, aj tu je účinok založený na princípe ohrevu biologického tkaniva, avšak na teploty nižšie – spravidla len do 41°C. Využíva sa pre liečbu bolestí pri niektorých reumatických a degeneratívnych chorobách a tiež pre liečbu chronických zánetov rezistentých na antibiotiká, kombinovanej liečbe neplodnosti u žien.

### *Mikrovlnná termokoagulácia*

Ohrev tkaniva je vyšší ako 45°C. Využíva sa v urológii napríklad pri mikrovlnnej liečbe

prostaty, ktorá môže nahradiť komplikovanú operáciu.

### *Mikrovlnná angioplastika*

Je príkladom využitia mikrovlnného zariadenia v kardiológii. Metóda využíva katéter zakončený balónikom a doplnený mikrovlnnou anténkou, ktorý sa zavedie do čiastočne alebo úplne zablokovanej cievy. Teplo získané mikrovlnnou energiou umožňuje bezpečnejšie odstrániť sklerotické pláty usadené na stenách ciev. Táto metóda je využívaná aj pre liečbu srdcových arytmií.

### *Mikrovlnný skalpel*

Pri niektorých chirurgických zákrokoch býva jedným z problémov strata krvi pacienta. Konštrukcia mikrovlnného skalpela obsahuje špeciálny rezonátor, ktorý umožňuje vyžiariť energiu do operovaného tkaniva. V dôsledku absorpcie tejto energie sa povrchová vrstva tkaniva v reze ohrieva a vznikne tenká chrasta, ktorá znižuje krvácanie a tak aj stratu krvi operovaného pacienta.

### *Rastúce implantáty*

V prípadoch keď sú deťom voperované umelé implantáty (náhrady kostí, kĺbov a pod.), musí sa operácia jeden alebo viac krát opakovať, aby sa implantát vymenil vždy za väčší ako dieťa rastie. Vďaka špeciálnej konštrukcii týchto implantátov je možné dosiahnuť zmeny rozmerov ohrevom tohoto implantátu priamo v tele pacienta. Pacient je tak ušetrený od zbytočných operácií. Táto metodika je zatiaľ v štádiu prvotného výskumu.

### *Ďalšie možnosti využitia mikrovln v medicíne*

Okrem liečebných metód môže byť termoterapeutická súprava využitá i k ďalším lekárskeým účelom napr.:

- pre rýchlejšie rozmrazovanie biologického tkaniva po kryogénnych operáciách.
- podpora diagnostiky nádorov
- sú skúmané možnosti využitia celotelovej termoterapie pre liečbu AIDS, lebo vírus HIV je veľmi citlivý na zvýšenú teplotu

#### Mikrovlnné lekárske senzory

Rôzne typy senzorov na mikrovlnnej báze umožňujú realizovať snímače pre veľmi rôznorodé aplikácie. Na princípe Dopplerovho efektu možno realizovať mikrovlnné senzory pre meranie rýchlosti, alebo jej zmeny, eventuálne senzory pre zisťovanie pohybu v určitej oblasti. Iné typy senzorov umožňujú rýchle meranie vlhkosti a pod.

#### Mikrovlnná diagnostika

Spektrum mikrovlnných frekvencií je perspektívne aj pre lekársku mikrovlnnú diagnostiku. Základnými využívanými metodikami alebo ešte rozpracovanými sú tieto:

#### Magnetická rezonancia

Magnetická rezonancia je dnes jednou z najvýznamnejších lekárskeých diagnostických metód.

#### Mikrovlnná tomografia

Nová diagnostická metóda, ktorá sa ešte v praxi nevyužíva, ale niektoré svetové laboratória pracujú na jej rozvoji.

Jednou z najznámejších terapeutických metód je aj hypertermia. [1], [6]

### 3. Hypertermia

Hypertermia je liečebná metóda, pri ktorej sa umelo vyvolá zvýšenie teploty v tkanive bez ohľadu na vlastnú termoreguláciu organizmu.

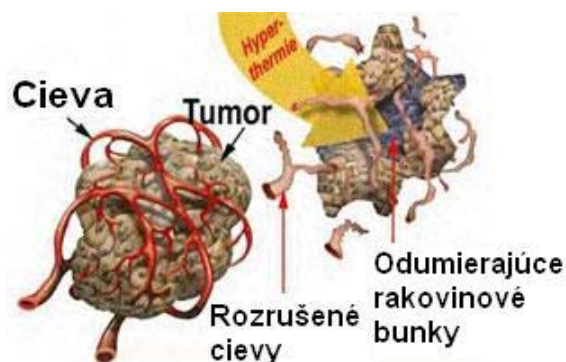
Využíva sa v terapii zhubných nádorov alebo pri zvýšení repopulačnej účinnosti kostnej drene, čo je možné využiť pri transplantáčnej terapii chorôb z ožiarenia. Vplyvom rozdielnych fyzikálnych vlastností nádorových a zdravých buniek dochádza k rýchlejšiemu ohrevu nádoru a tým k jeho ničeniu. Zdravé tkanivo je lepšie prekrvené a chladené prítokom krvi, takže je chránené.

Najčastejšie používaným teplotným rozmedzím je 41 až 45°C, pri ktorom sú nádorové bunky citlivejšie než normálne. Rozsah používaných frekvencií je od desiatok MHz do 2450MHz. Voľba frekvencie závisí od hĺbky, v ktorej chceme tepelne pôsobiť na tkanivo. Ekvivalentná hĺbka vniku  $\delta$  je daná nasledujúcim vzorcom.

$$\delta = \frac{1}{\beta} = \frac{1}{\omega \sqrt{\frac{\epsilon \cdot \mu}{2} \left( \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \cdot \epsilon^2}} - 1 \right)}}$$

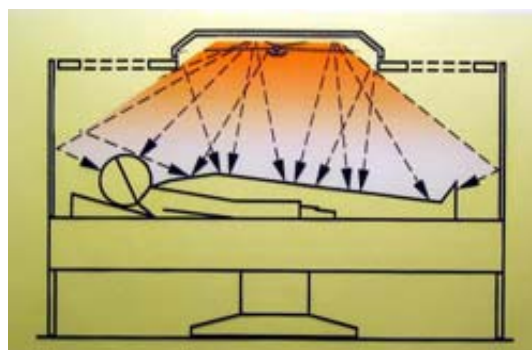
kde  $\omega = 2\pi f$ .  $\delta$  je vzdialenosť, v ktorej sa amplitúda exponenciálne tlmenej vnikajúcej vlny utlmí na 1/e-násobok. Pri nižších kmitočtoch je hĺbka vniku do tkaniva väčšia. Preto sa pre hlbkový ohrev do 8cm používa frekvencia 13MHz, do 4cm 120MHz, pre 2-4cm sa používa pásmo 433MHz a pre povrchový ohrev asi do 1,5cm sa používa 2450 MHz. [5]

Voľba frekvencie umožňuje regulovať hĺbku ohrevu. To je veľmi dôležité z toho dôvodu, aby sa nepoškodilo zdravé tkanivo pod nádorom. Najvýhodnejšia je aplikácia elektromagnetického vlnenia vysokofrekvenčného alebo veľmi vysokých frekvencií, či tepelných účinkov ultrazvuku. Vysokofrekvenčné prúdy nad 100 kHz už nemajú dráždivé ani elektrolytické účinky. Mechanizmus ich biologického efektu spočíva v premene absorbovanej energie na teplo.



Obr.1 Vplyvom hypertermie dochádza k rozrušeniu ciev ktoré vyživujú nádorové tkanivo a rakovinové bunky odumierajú.

Využíva sa hlavne celotelová alebo regionálna hypertermia. Pri celotelovej hypertermii je elektromagnetickému poľu vystavený celý organizmus (obr.2). Regionálnou (lokálnou) hypertermiou je ožiarená len určitá časť postihnutého tkaniva.(obr.3)



Obr.2 Celotelová hypertermia



Obr.3 Regionálna hypertermia

Pri lokálnej termoterapii sa elektromagnetická energia šíri z aplikátora do biologického tkaniva prostredníctvom približne rovinatej elektromagnetickej vlny, ktorá sa v tkanive tlmí a dochádza tak k zvyšovaniu teploty. Vysoké teploty spôsobujú väčšinou porušenie tkanív denaturáciou proteínov. Nižšie teploty spôsobujú zmenu citlivosti buniek vzhľadom k ionizujúcemu žiareniu, liekom a k iným prirodzeným obranným mechanizmom organizmu, čo sa dá využiť u kombinovanej liečby. Pri regionálnej hypertermii sa používajú väčšinou valcové vlny. Pre povrchové aplikácie je vhodné použiť frekvenčné pásmo 2450MHz, tkanivo je ohrievané len do hĺbky asi 1,5 cm. Pásmo 433 MHz je vhodné pre lokálne podpovrchové aplikácie do hĺbky 2 a 4 cm. Hĺbkový ohrev do hĺbky 4 a 8 cm umožňujú aplikátory navrhnuté pre frekvencie 13 a 120 MHz.

Oblasť, ktorá má byť liečená termoterapiou, sa často nachádza na povrchu telových dutín alebo aspoň v ich blízkosti. Potom je výhodné umiestniť mikrovlnný aplikátor priamo do tejto telovej dutiny, aby sme sa vyhli hĺbkovému alebo regionálnemu ohrevu, ktorý býva komplikovanejší. Tieto aplikátory musia mať rozmery prispôbené telovej dutine, aby bolo možné ich tak umiestniť. Väčšinou sa používa valcový tvar aplikátora a menej často plochý tvar.

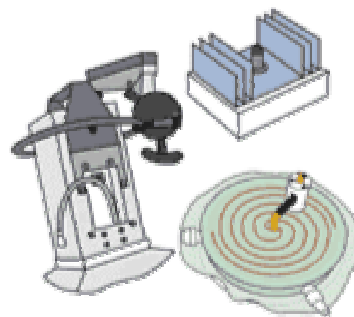
#### Druhy aplikátorov

##### Koaxiálne intrakavitárne aplikátory

Tieto aplikátory majú vhodný geometrický tvar, jednoduchý a relatívne lacný technologický postup výroby. Koaxiálne aplikátory bývajú zpravidla realizované v tvare tzv. polvlnných alebo štvrtvlnných dipólov resp. monopólov - z tohto dôvodu sú vhodné pre stredné a vyššie frekvencie, tj. napr. 434 MHz a viac.

##### Vlnovodné aplikátory

Pre liečbu malých i veľkých nádorov uložených pri povrchu tkaniva je výhodné použiť aplikátory realizované na princípe vlnovodov. Aplikátory sa realizujú na báze priepustných alebo zádržných vlnovodov. Vlnovody môžu byť podľa liečeného tkaniva obdĺžnikového alebo kruhového prierezu.



Obr4. Rôzne druhy mikrovlnných aplikátorov

#### Regionálne aplikátory

Regionálne aplikátory ohrievajú rozsiahlejšiu oblasť ľudského tela. Vhodnou vlnou je zbiehavá valcová vlna alebo aspoň jej časť. Taká vlna sa šíri z povrchu tela smerom dovnútra. Regionálne aplikátory majú preto často tvar kruhového alebo eliptického valca. [4]

#### 4. Plánovanie liečby v hypertermii

Vzhľadom k nehomogenitám tkanív môže dôjsť k lokálnemu prehriatiu, preto je dôležité pravidelné meranie teploty a dobré naplánovanie liečby.

Hypertermická súprava sa skladá z troch častí: výkonového rádiovfrekvenčného generátora, aplikátora s prepojavacím káblom a systému merania teplôt, v spolupráci s počítačom. Rádiovfrekvenčný generátor obsahuje magnetrón alebo oscilátor s výkonovou elektrónkou schopný dodávať niekoľko stoviek wattov rádiovfrekvenčnej energie. Výkon je možné plynule regulovať.

Rádiovfrekvenčná energia je z generátora vedená koaxiálnym káblom do aplikátora, ktorým je anténa vyžarujúca do pacienta elmag. vlnu. Permitivita prostredia v aplikátore je taká, aby nedochádzalo ku zpetným odrazom do generátora. Tvar aplikátorov môže byť rôzny podľa miesta a plochy pôsobenia.

Veľmi dôležitý je systém pre meranie teploty. Ideálny by bol prípad merania teploty v malých elementoch objemu s možnosťou 3D zobrazenia rozloženia teplotného poľa v tkanive v reálnom čase. Metódy je možné rozdeliť na invazívne a neinvazívne. Invazívne metódy využívajú termistery, termočlánky alebo optické vlákna, ktoré sú pomocou ihly zavedené do tkaniva pacienta. Neinvazívnymi je možné merať teplotu povrchu pomocou termokamery alebo pomocou rádiometrov. Rádiometre umožňujú snímať teplotu v rôznej hĺbke, ale merajú integrálne cez veľkú plochu. Signály z čidiel sa digitalizujú a sú spracovávané počítačom. V automatickom režime je výkon generátora regulovaný tak, aby nebola prekročená nastavená teplota.

Jedným zo softvérov vyvinutých pre plánovanie liečby v hypertermii je HyperPlan. Tento

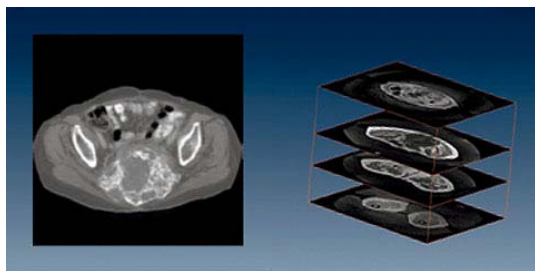


program dokáže optimalizovať liečebnú procedúru pre každého pacienta a aj pre jednotlivé typy nádorov.

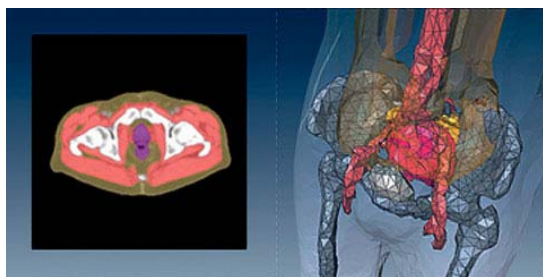
HyperPlan bol vyvinutý na Konrad-Zuse Inštitúte univerzitnej nemocnice v Berlíne. Softvér bol navrhnutý špeciálne pre 3D plánovanie liečby v hypertermii použitím CT alebo MRI snímok pacienta. Pomocou jednotlivých snímok sú potom definované optimálne podmienky špeciálne pre každého pacienta zvlášť. Spracované snímky sú ďalej segmentované do rôznych typov tkanív: kostí, svalov, tuku a tumoru. Potom sa určí aplikátor pre vyznačenú liečebnú oblasť a distribúcia elektrického poľa je vypočítaná pomocou Maxwellových vzťahov.

Optimalizovaný modul prispôbi pole danej oblasti, pre oblasť nádoru a pre iné tkanivá. V systéme je možné zadefinovať podmienky pre amplitúdu a fázu daného elektromagnetického poľa. Rozloženie teploty môže byť tiež definované použitím perfúzných faktorov pre jednotlivé typy tkanív.

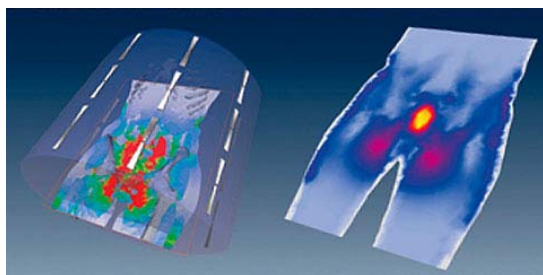
Jednotlivé kroky plánovania liečby pomocou softvéru HyperPlan sú zobrazené na obr.5 až 7.



Obr.5 Vytvorenie modelu z CT snímok a MRI dát



Obr.6 Segmentácia rôznych typov tkanív a vytvorenie štvorstennej mriežky



Obr.7 Generovaná SAR distribúcia a optimalizácia teplotnej distribúcie. [3]

## 5. Záver

Hypertermia sa nepoužíva samostatne, ale vždy v kombinácii s ďalšími metódami protinádorovej liečby. Kombinuje sa s rádioterapiou (ožarovanie ionizujúcim žiarením) a chemoterapiou. Sú publikované výrazne pozitívne výsledky napr. pri aplikácii na liečenie ťažkých, až beznádejných nádorových ochorení došlo u 50 % pacientov k uzdraveniu, u 30 % k zlepšeniu stavu a v 12 % nedošlo k zmenám. [2]

K nežadúcim účinkom tejto liečby patrí len pocit tepla v mieste aplikácie mikrovln. Iné nežiadúce účinky zatiaľ neboli zistené.

## References

- [1] Vrba, J.: *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*, Vydavatelství ČVUT, Praha 2003
- [2] [www.tuke.sk/meszaros/ekologia/prednasky/P8.ppt](http://www.tuke.sk/meszaros/ekologia/prednasky/P8.ppt)
- [3] <http://www.bsdmc.com/bsd2000-3d.html>
- [4] [web.cvut.cz/fee/k317/projekty/vrba/](http://web.cvut.cz/fee/k317/projekty/vrba/)
- [5] <http://hosting.modflex.com/rayer/elektro/sembup/sembup.htm>
- [6] Cabanová Z.: *Vyhodnotenie vplyvu elektromagnetického poľa na živé organizmy*, Diplomová práca, ŽU Žilina, 2004

## SENZOR PRE MERANIE BIOLOGICKÝCH OBJEKTOV A ICH VZÁJOMNÝCH INTERAKCIÍ

### THE SENSOR FOR MEASURING BIOLOGICAL OBJECTS AND THEIR MUTUAL INTERACTIONS

I. Herec <sup>a)</sup>, K. Komárek <sup>b)</sup>, J. Chrapan <sup>c)</sup>

<sup>a)</sup> Žilinská univerzita v Žiline, Katedra experimentálnej elektrotechniky, Detšované pracovisko Liptovský Mikuláš, ul. Jána Nálepku 1390, 031 01 Liptovský Mikuláš, Slovensko.  
e-mail: herec@lm.utc.sk; tel: 00421 41 513 1481

<sup>b)</sup> Katolícka univerzita Ružomberok, Pedagogická fakulta, Ústav sociálnej práce a zdravotníctva, Námestie A. Hlinku 56/2, 034 01 Ružomberok, Slovensko

<sup>c)</sup> Technická univerzita Zvolen, Fakulta ekológie a environmentalistiky Banská Štiavnica, Kolpašská I, 1738/9 B, 969 00 Banská Štiavnica, Slovensko

**Abstrakt** V príspevku opisujeme senzor pre meranie biologických objektov „Aurograf“, ktorý bol navrhnutý a zostrojený pre meranie prejavov ľudskej aury. Auru z fyzikálneho hľadiska charakterizujeme ako priestor s elektrickým nábojom v okolí biologického, ale aj nebiologického objektu, ktorého prejavy meriame pomocou známych interakcií elektrického a magnetického poľa. Je to priestor s elektrickým nábojom v okolí ľudského tela, kde pôsobením biopotenciálu sa excitujú atómy okoliťého prostredia.

**Summary** In the contribution is described the sensor for measuring biological objects „Auro-Graph“, which was suggested and designed for measuring the expressions of human's aura. From the physical point of view the aura is an area with electrical charge in environs the biological and not biological object, which expressions are measured by help of known interactions electrical and magnetically field. It's an area with an electrical field in the human's surrounding, where by the operation of biopotential are exciting ambient atoms of surroundings.

## 1. Úvod

Jedným z prejavov bioenergetického poľa sú jeho excitačné a ionizačné vlastnosti, ktoré sa menia v závislosti od činnosti biologického objektu. Je známe, že pri vydaní veľkého množstva bioenergie vieme posudzovať a merať doprovodné efekty ako je zmena elektrickej vodivosti telies, zmena magnetických vlastností, fotochemické reakcie a ďalšie javy. Uvedené poznatky nás viedli ku konštrukcii špeciálnej aparatury (Aurografu), ktorá umožní nepriamo merať excitačné a ionizačné vlastnosti aury. V podstate dokazuje prítomnosť silového pôsobenia bioenergie na elektricky nabitú časticu. Uvedená aparatura je dnes v štádiu patentového konania.

## 2. Princíp metódy merania

Metóda využíva výbojovú trubicu (obr. 1), v ktorej sa pod vplyvom biopolí mení výbojový prúd, vyvolaný prirodzenými ionizačnými činidlami, vhodne modifikovaný urýchľovacím a vychyľovacím elektrostatickým poľom. Uvedenou metódou overujeme excitačné a ionizačné vlastnosti aury ľudského organizmu pri rôznych podmienkach, pri použití rôznych druhov a tvarov materiálov. Expe-

rimenty ukazujú, že zostrojenou trubicou s vybranou plynovou náplňou pri experimentálne určenom tlaku a napätiach na elektródach, tečú prúdy, ktorých veľkosť odráža lokálny biopotenciál aury a tým dáva možnosť mapovať auru a tak somatický a psychický stav zdroja aury – pokusný objekt, v našom prípade človeka.

Takto získané výsledky majú z hľadiska psychického vyčerpávania obsluhy rôznych technických zariadení (ovládacie prvky priameho kontaktu a predmety bezprostredného dotyku obsluhy) mimoriadny význam. V dôsledku pozorovaného vplyvu materiálov (ich ekologickej kvality) na tlmenie účinkov bioenergie je potrebné poznať rôzny stupeň tlmenia v závislosti od druhu materiálu, jeho tvaru a hrúbky.

Pri meraní excitačných a ionizačných vlastností výsledky merania ovplyvňuje:

- prechod atmosférickej fronty (pri búrke v blízkosti nebolo možno meranie vykonávať),
- veľkosť a vzájomný pomer napätia na trubici a vychyľovacieho napätia,
- druh plynu vo výbojovej trubici a jeho tlak,
- skalibrovanie meracej aparatury pred zahájením fázy merania.

Pri meraniach sa ukázalo, že predovšetkým oblasť rúk človeka [1,2] pri určitej vzdialenosti od trubice spôsobuje zmenu prúdu medzi urýchľovacími elektródami trubice. Pri určitom pomere vy-

chýľovacieho a urýchľovacieho napätia na trubici je možné spoľahlivo merať tieto elektrické parametre.

### Postup merania

Cyklus merania má tri časti (obr. 2 – graf A, B, C):

a) Fáza stabilizácie meracieho systému (trvá niekoľko minút).

Obsahuje proces ustálenia východiskových hodnôt a nastavenie úrovne fyzikálnych parametrov meracieho systému.

Merací systém reaguje na prítomnosť ruky človeka nárastom prúdu na urýchľovacích elektródach výbojovej trubice. Dochádza k tzv. prvotnej interakcii, človek zaujme kľudovú pozíciu (stabilizovanie miesta cca 1 m od trubice). Dĺžka časového intervalu, potrebného pre stabilizáciu meracieho systému je ovplyvňovaná aj správaním sa testovanej osoby.

b) Fáza aktívneho pôsobenia (trvá 190 s).

Ľudí testujeme tak, že ruka meranej osoby sa priblíži k trubici, obomknú ju prstami bez toho, aby sa jej dotkla. Prsty a dľaň sú asi 2-3 cm od trubice. Prejavy potenciálu u pokusnej osoby sa merajú ako zmeny prúdu v trubici za čas 190 s. Vyhodnocuje sa rozkolísanosť, stabilita, maximum, šírka špičiek, ich výška a polarita.

Pri meraní vzájomných interakcií osoby a materiálov je postup nasledovný:

- rovinné tvary sú pripevnené k systému do špeciálnych úchytov,
- rúrkové tvary s výrezom na elektródy, sú navlečené na výbojovú trubicu.

U materiálov sa posudzuje ich kladný alebo záporný vplyv na veľkosť prúdu, teda stupeň tlmenia alebo zosilnenia účinkov biopolí testovaných osôb. Niektoré materiály sa neprejavia (správajú sa neutrálne), iné pri svojom vhodnom tvare zosilňujú účinky pôsobenia bioenergie a niektoré ich výrazne tlmia.

c/ Fáza prechodu z aktívneho pôsobenia do kľudu (trvá 90 s).

Táto fáza spočíva v prerušení aktívneho pôsobenia testovanej osoby. Osoba odtiahne ruku od trubice, a zaujme pôvodnú pozíciu vo vzdialenosti asi 1m od výbojovej trubice.

Uvedený cyklus merania sa opakuje v rovnakom poradí, pričom sa merali tieto tri režimy:

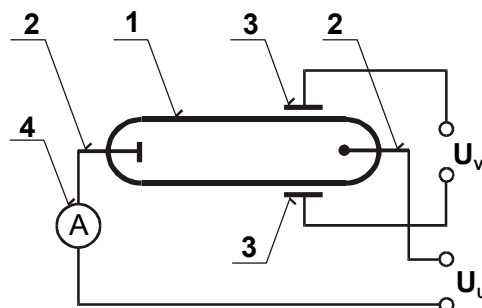
- prirodzená teplota rúk (meraná osoba bezprostredne po príchode na meracie pracovisko zaujme tzv. pokojovú pozíciu ( fáza a/ ),
- znížená teplota rúk (pokusná osoba si tesne pred meraním umýva ruky pod studenou tečúcou vodou 1-2 minúty, potom si ich dosucha utrie),
- zvýšená teplota rúk (pokusná osoba si tesne pred meraním zahrieva ruky nad plameňom sviečky 1-2 minúty).

Výsledky meraní v uvedených situáciách sa porovnávajú a vyhodnocujú. Doterajšie skúsenosti z testovania 100 osôb dávajú sľubné výsledky, takže sme s kolektívom, vyvíjajúcim túto metódu pristúpili k jej patentovaniu („Senzor pre meranie energetických prejavov biologických objektov, materiálov a ich vzájomných interakcií“, PV 1694 - 2000).

### 3. Aurograf na princípe ionizačnej komory

Veľkosť elektrického náboja na zberových elektródach a následného prúdu vo vonkajšom obvode zodpovedá intenzite aplikovaného biopoľa. Počas merania je usmernený tok nosičov elektrického náboja pod účinkom zberového poľa vychýľovaný ku skleneným stenám sondy nevelkým vychýľovacím potenciálom.

Optimálny pomer signál/šum sa dosahuje zmenou pomeru potenciálov  $U_1/U_2$ , kde  $U_1$  je zberový potenciál a  $U_2$  potenciál vychýľovací. Rozmery a konštrukcia senzora umožňuje mapovanie energetických pomerov biopoľa v blízkosti testovaného objektu. Primárnu ionizáciu zabezpečuje prirodzené pozadie. Nadmerné zvýšenie hustoty primárneho náboja v objeme senzora negatívne ovplyvňuje namerané výsledky.

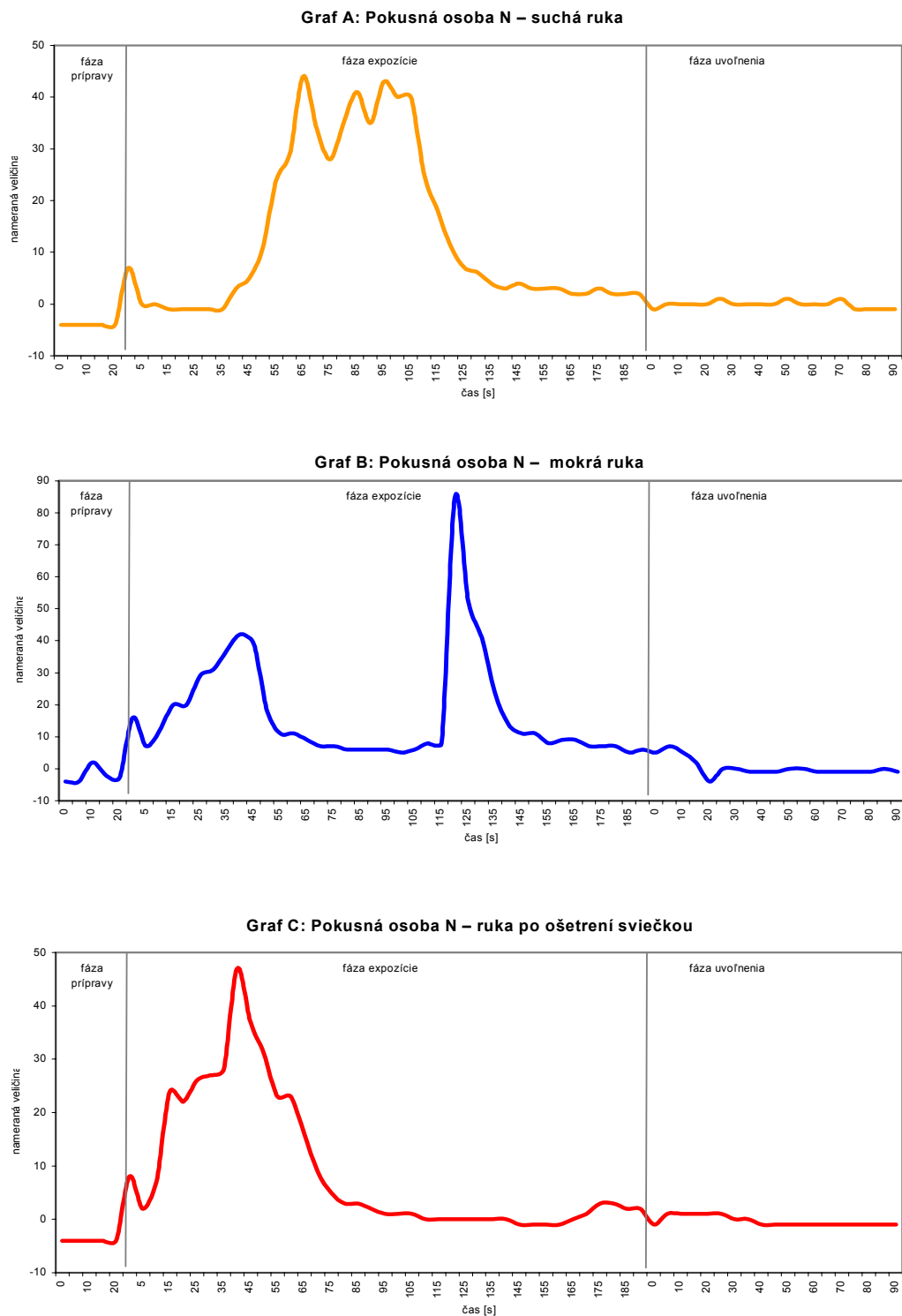


- 1 výbojová trubica
- 2 urýchľovacie elektródy
- 3 vychýľovacie elektródy
- 4 merač prúdu

$U_v$  – zdroj vychýľovacieho napätia  
 $U_u$  – zdroj urýchľovacieho napätia

Obr. 1. Senzor pre meranie energetických prejavov biologických objektov, materiálov a ich vzájomných interakcií

Fig. 1. The Sensor for measuring energetical statements of biological objects, materials and their mutual interactions



*Obr. 2. Metodika merania aurografom.*

*Fig. 2. The method of the measuring by aurograph*

Aby aparátúra dávala dobré výsledky, hodnota meraného prúdu musí prekročiť o niekoľko rádov prúd pozadia (kozmičné žiarenie a žiarenia okolia).

Aparátúra rieši i zachytávanie iónov pozadia a tak čiastočne eliminuje ich vplyv na výsledky merania. K tomuto účelu sme vyskúšali účinky elektrostatických a magnetických polí. Ako operatívnejšie sa prejavilo vychýľovanie elektrostatické. Aparátúra je v prevedení stacionárnom a môže byť aj v mobilnom.

Auru môžu senzibilní jednotlivci priamo pozorovať. Títo ľudia vedia auru vyhodnotiť z hľadiska tvaru, sýtosti, farebnosti a rozloženia so vzdialenosťou od povrchu tela. Verifikácia aury, okrem priameho subjektívneho pozorovania sa môže robiť objektívne, napr. pomocou Kirlianovej fotografie [1,2,3], prípadne meraním druhotných prejavov aury, ako je napr. ionizácia, príp. excitácia atómov prostredia v okolí ľudského tela [4,5].

Na základe ionizácie pôvodne neutrálneho prostredia v okolí človeka môžeme usudzovať na potenciál v blízkej vzdialenosti od povrchu tela. Podľa citlivosti psychického stavu a mentálnych schopností ľudí môžeme namerať potenciál približne v rozmedzí  $\pm 3V$  [7]. Vysoko senzitivní ľudia majú tieto hodnoty v oblasti záporných hodnôt potenciálov. Vidieť, že u týchto jedincov sa vplyvom biopola v okolí tela vytvára väčšie množstvo záporných nábojov. U väčšiny ľudí však prevláda kladný potenciál. Toto nahromadenie náboja, ktorého geometria koreluje s rozložením aury človeka sa dá merať i pomocou sekundárnych prejavov a to i ionizácie príp. Excitácie atómov a molekúl plynov v blízkosti ľudského tela.

Pre zabezpečenie úspešnej činnosti aurografu bolo potrebné vytvoriť vo výbojke podobné prostredie z hľadiska objemovej hustoty elektrického náboja, ako je v prostredí ľudského tela a vytvoriť dostatočne dlhú strednú voľnú dráhu molekúl.

#### 4. Podmienky merania a technické predpoklady

Pre merania je možno využiť rôzne typy plynov (čistých a zmesí) a ich koncentrácie. Vhodné sú čisté plyny, kde sa dobre definujú základné energetické pomery, čo je výhodné pre výpočty a nastavenie meracej aparátúry. V aparátúre treba vytvoriť taký stav, aby sme predĺžili strednú voľnú dráhu iónov a predĺžili rekombinačnú dobu. Celkový prúd (šum) spôsobený kozmickým žiarením a žiarením zeme je o 4 až 5 rádov nižší ako najmenšie nami merané hodnoty prúdu, vyvolané pôsobením biopolí človeka.

#### 5. Vplyv vedomia

Pretože sa jedná o meranie bioenergie človeka, presnejšie povedané ionizačných účinkov aury, sú namerané výsledky závislé od individuality každého človeka, jeho momentálneho psychického stavu. Ďalej závisia od typu osobnosti (introvert, extrovert) a od vplyvu vonkajších podmienok. Vieme, že prirodzené zhromažďovacie a premiestňovacie miesta bioenergie sú akupunktúrne meridiány, ktoré prechádzajú ľudským telom, celý nervový systém, koncové body tela (napr. špičky prstov).

Z hľadiska najväčšieho vyžarovania jedinca, čo bolo potvrdené v publikáciách [1,2,3], sa ukazuje ako najvhodnejšie zamerať sa na ruky, kde boli zmerané najväčšie gradienty teploty a tiež hodnoty potenciálu. Medzi zápästím a koncami prstov boli u špičkových senzibilov namerané teplotné gradienty 10 až 12°C. Skúšobná vzorka ľudí mala priemer jednotky stupňov. Veľký vplyv na výsledky merania má i schopnosť koncentrovať sa na danú činnosť, dĺžka a četnosť opakovaných meraní.

#### 6. Všeobecné poznatky vyvedené z merania aurografom

Z veľkého množstva meraní rôznych osôb sme došli k týmto záverom:

Osoby z hľadiska bioenergetického vyžarovania sme roztriedili do týchto skupín:

1. A skupina – osoby s maximálnym bioenergetickým vyžarovaním,
2. B skupina – s malým bioenergetickým vyžarovaním,
3. C skupina – osoby so zvýšeným bioenergetickým vyžarovaním,
4. D skupina – osoby s bioenergetickým vyžarovaním, kde je charakteristická striedavá polarita nameraných hodnôt,
5. E skupina – osoby s minimálnym bioenergetickým vyžarovaním, ktoré majú minimálne hodnoty veličín.

Experimenty ukázali, že znížené napätie sa prejavilo rastom hodnôt prúdu a došlo k zvýšeniu citlivosti aparátúry. Dá sa povedať, že za týchto podmienok neplatí klasický Ohmov zákon, že sa tu objavuje oblasť, kde so znižovaním napätia rastie prúd a teda sa objaví i oblasť záporného odporu.

Okrem rôznorodosti vzorky osôb bola pozornosť zameraná i na skúmanie tvarových žiaričov. Najskôr boli skúmané rovinné žiariče, kde sa ukázal vplyv použitého materiálu. Bol použitý diamagnetický materiál (hliník), feromagnetický materiál (železo) a dielektrický materiál (plastická látka).

Niektoré materiály dobre prepúšťajú bioenergiu a niektoré ich výrazne tlmia. Dá sa povedať, že pôsobia podobne ako Faradayova klieťka.

Výsledné hodnoty závisia okrem typu materiálu, tvaru i od jeho hrúbky. U plastických látok a iných izolantov veľkú rolu hrá permitivita daného materiálu a tiež činiteľ dielektrických strát  $\text{tg}\delta$ .

Pri všetkých meraniach sa dbalo na to, aby boli dodržané rovnaké podmienky merania.

Nami vykonané merania poskytli výsledky, ktoré zhodne so skúsenosťami iných pracovísk [1,2,3,4,5,6] ukazujú závislosť prúdu aurografu od stavu meranej osoby v čase merania, či je to ráno po zobudení, po únave, pred spánkom. Najväčšie hodnoty sa namerali doobeda, alebo skorom poobede.

Veľký vplyv na merania má prechod atmosférickej fronty, kedy v dobe búrok sú také výkyvy v hodnotách, že toto meranie sa nedá akceptovať. Vysoké hodnoty pozorované u senzibilov sú predovšetkým dané ich vrozenými vlastnosťami a schopnosťou sústrediť sa a priviesť sa až do meditatívneho stavu vedomia.

Na namerané výsledky majú vplyv i skryté nemoci, nervozita (nie každá meraná osoba sa vie sústrediť a uvoľniť), úzkosť, teplota, telesná konštitúcia, prítomnosť ďalších osôb a to v pozitívnom aj negatívnom zmysle.

Ďalšou skúmanou oblasťou je závislosť výsledku od počtu opakovaní. Pri opakovaní s malými prestávkami sa ukazuje výrazný pokles nameraných hodnôt prúdu aurografu od bežného priemeru.

U niektorých osôb sa prejavuje i kvaziperiodické striedanie maximálnych a minimálnych hodnôt.

Meranie excitačných a ionizačných vlastností aury ľudí, t. j. meranie množstva elektrického náboja v okolí ľudského tela ukazuje na vplyv vedomia človeka a jeho psychickej pripravenosti.

## 7. Záver

Uvedený aurograf má široké priemyselné a medicínske využitie. Použitú aparaturu pri ďalších experimentoch meraní bude potrebné zdokonaľiť. Pôjde predovšetkým o ďalšie zvýšenie citlivosti a jej jemnejšej regulácie. Bude sa pokračovať v ďalšom rozsiahlom skúmaní väčšieho množstva ľudí. Na základe štatisticky vyhodnotených výsledkov meraní sa bude upresňovať vypracovaný matematický model. Ďalšia pozornosť bude zameraná na nové typy materiálov a ich kombinácie, tvarové žiariče, zdravotné preparáty, ktoré budú skúmané v extrémnych podmienkach a to ako z hľadiska vonkajších činiteľov, tak i psychických stavov človeka.

## Zoznam použitej literatúry

- [1] MECKELBURG, E.: *Neviditeľní agenti*. LAGUNA ETNA, Praha 1994.
- [2] KŮS, Z. – CHRAPAN, J. – KOMÁREK, K. – VITOVSKÁ, J. – EXNAR, Z.: *Zmeny teploty povrchu tela pri bioenergetickom pôsobení. Závěry a výsledky merania VA a VTÚ Liptovský Mikuláš* 1996.
- [3] EGELY, G.: *Experimental Investigation of Biologically Induced Energy Transport Anomalies*. Správa výskumu. KFKI 1986-94/K.
- [4] HEREC, I. – KOMÁREK, K.: *Vplyv používaných materiálov vo vojenskej technike. Smery vývoja techniky pozemného vojska*. Fakulta logistiky VA Liptovský Mikuláš 29-30.11. 2000. Zborník referátov str. 154-156.
- [5] KOMÁREK, K.: *Vplyv vybraných typov žiarenia na vojenskú techniku a jej obsluhu*. Dizertačná práca. VA Liptovský Mikuláš 2002.
- [6] HEREC, I. – KOMÁREK, K.: *Meranie ionizačných vlastností bioenergie I. Štiavnické dni "99"* Slovenská nukleárna spoločnosť – sekcia rádioekológie a špeciálnej techniky. Fakulta ekológie a environmentalistiky TU Zvolen. 8.-9.10. 1999. Banská Štiavnica.
- [7] ROSINSKÝ, T.: *Bioterapia*. Bratislava. 1991, 150 s.

## SOPHISTICATED BIOMETRICAL SYSTEM DEVELOPMENT FOR PROMPT REFUGEE PERSONAL IDENTIFICATION

Pavel Pavlásek – Michal P. Pavlásek

*Faculty of Electrical Engineering  
University of Žilina*

**Summary** This article deals with the concept methodology of the sophisticated biometrical system development and practical system implementation for reliable biometrical fingerprint identification of refugees (asylum seekers). The solution here described presents experimental results of designed system with different parameters and influences to identification reliability and accuracy for pre-defined functional requirements of biometrical system for prompt and reliable biometrical identification of migrants.

**Abstrakt** Príspevok sa venuje koncepcnej metodológii vývoja sofistikovaného biometrického systému a praktickej realizácii systému pre spoľahlivú biometrickú identifikáciu utečencov (azylantov) pomocou odtlačkov prstov. V príspevku sú prezentované experimentálne výsledky meraní navrhnutého systému s rôznymi parametrami a vplyvmi na spoľahlivosť a presnosť identifikácie na základe vopred definovaných požiadaviek na funkciu biometrického systému na rýchlu a spoľahlivú biometrickú identifikáciu migrantov.

### ▪ An Introduction to Biometric Systems

Vast biometrical authentication systems are based on development, manufacturing, and integrating multiple biometric identification technologies including fingerprint, iris recognition and facial recognition. Biometrical data applies more than two decades of global experiences in biometric identification to give up trusty and reliable biometric solutions to address many areas including law enforcement, government agencies, homeland security, driver's licenses, civil identification as well as commercial products. Trends in identification in Slovak Republic is to introduce compact identification system for citizen biometric identification based on biometrical data applying into national identity cards, passports, driving license, voter's identity cards, asylum cards, refugee certificate and several other welfare services. An advanced biometric identification technology is currently developed which will be used to upgrade an authentication system linking refugee camps and police forces in the Slovak Republic and EU countries. This advanced biometric identification technology will help integrate and enhance the current sophisticated Fingerprint Identification System (FIS) of Slovakia for refugee registration as well as the FIS used by police forces.

### 2. Fingerprints for Prompt Personal Identification

Fingerprints have been used for many centuries as a means of identifying people [1], [2]. As it is well known that fingerprints of an individual are unique and are normally unchanged during the whole life, the use of fingerprints is considered one of the most reliable methods of personal verification. This

method has been widely used in criminal identification, access authority verification, financial transferring confirmation, and many other civilian applications [3]. In the old days, professional experts did fingerprint recognition manually. But this task has become more difficult and time consuming, particularly in the case where a very large number of fingerprints are involved [4]. During the past decade, several automatic fingerprint identification systems have been made available to meet the demand of new applications [5], [6].

#### 2.1 Basic Fingerprint Characteristics

A fingerprint is a structural image containing a large number of ridges that form groups of almost parallel curves (Fig.1). The structure of ridges in a fingerprint is fairly complex. It is well known that its special features such as ridge endings, ridge bifurcation, short ridges, and ridge enclosures can identify a fingerprint. These ridge features are collectively called the minutiae of the fingerprint. It is also reported [4], [5] that for automatic detection of a fingerprint, it suffices to focus on two types of minutiae, namely ridge endings and bifurcation. Minutiae are friction ridge characteristics, which are used to individualize that print. Minutiae occur at points where a single friction ridge deviates from an uninterrupted flow. Deviation may take the form of ending, dividing into two or more ridges, or immediate origination and termination. A full fingerprint normally contains from 50 to 80 minutiae. A partial fingerprint may contain fewer than 20 minutiae [4]. For more than 100 years, fingerprint images were classified by the rules of the Henry System or the American System. Therefore, FIS configurations, made possible by the rapid advancements in the field of identification, the decrease in computer costs, improved system reliabil-

ity, and a massive amount of EU funding, naturally have wide support among the EU members. The design and allocation of vast biometrical identification system will provide a dramatic acceleration to the upgrading of Slovak police forces. Current services have allowed police forces to search their local fingerprints and crime scene marks against their own databases.



**Fig. 1** A fingerprint pattern and the forms of various minutiae of a fingerprint: (a) ridge ending, (b) ridge bifurcation, (c) short ridge, (d) ridge enclosure

### 3. Experimental Technology of Fingerprint Prompt Personal Authentication

The introduction of sophisticated technologies, however, virtually eliminated the need for examiners. Identification offices no longer invest enormous sums in training and certifying tenprint examiners in the most intricate rules for classifying finger images. Classes on the importance of these classification systems are still provided to staff, but their usefulness in everyday operations is on the decline. Sir Edward Henry designed the Henry System. While working for the Indian Civil Service in the late 1800s, he recorded the finger images of all criminals, including all ten fingers, a procedure unique at the time. He developed a classification system, composed of 1,024 primary classifications that assigned each of the ten fingers a unique number beginning with the right thumb as finger 1 to the right little finger as finger 5. The left thumb was finger number 6, through to the left little finger, finger number 10. Nowadays the stereotypic rolling of an inked finger

onto a tenprint card has been replaced with digital capture devices that eliminate ink, eliminate paper and reduce errors. Concurrent advances of latent identification have led to the arrest of many criminals who in the past would never have been identified. Tenprint applications require an image with detail sufficient for extracting the image feature characteristics of minutiae, direction of ridge flow, patterns, etc. Finger images may be categorized as missing, bandaged, poor quality, fair quality, or good quality. A missing finger means that the finger could not be printed, most probably because it had been amputated. Unlike missing fingers, bandaged fingers may appear on some tenprint records of the subject and not on others. If a person was printed as part of a job application and one finger was bandaged, it would be noted on the record. If the same person was fingerprinted later with the bandage removed, the record would be updated with the image from the previously bandaged finger. The newly captured image would become part of the personal image record, resulting in a complete set of ten rolled images. Following the direction of the identification FIS coders categorize fingerprint images as poor, fair, or good quality. The number of minutiae extracted from a finger image generally determines these categories. A poor-quality image may initiate a request to re-roll the subject, if possible. Any subsequent records of that person would be checked for improved quality of the images. Fair-quality images have image detail sufficient for identification but should be replaced with good-quality images in the future if possible. Good-quality images meet or exceed the standard for image quality. There is clear ridge detail and flow, and a large number of minutiae.

### 4. EU Identification System for Refugee Personal Identification

The new system will enable these fingerprints and marks to be searched against a combined database with millions of marks in a few minutes. Establishment of a Slovak national fingerprint searching service will enable forces, which already routinely collect fingerprints from arrested people to run national searches. National searching can have a considerable impact on crime investigation and detection in Slovakia. Further developments will include mobile fingerprint checking, facial imaging and video identification. The Slovak Republic introduced the standards for identification technology in the police service and refugee identification enabling the fingerprint office to complete complex national searches and comparisons. This will enable to continue to provide the police service with further national and EU identification services they need to help fight the modern, sophisticated and mobile criminals and terrorists. Slovak Republic as a EU member is building FIS compatible with Eurodac (started in 1991 as part of the Dublin Convention). A method was needed for members of the soon-to-be-created EU to track who



was seeking asylum and where, and perhaps more importantly, to track asylum seekers who applied first in one country, then in another, and so on. Since the easiest way to track these individuals is via fingerprints, a common fingerprint transmission method had to be developed. By 1998, the Eurodac had changed to track not only refugees as asylum seekers, but also others who may have entered a country illegally. This would allow countries to quickly determine who was legitimately applying for asylum and who was not. Eurodac (went live on January 15, 2003) is composed of a central unit that has a centralized database for comparing fingerprints. Information can be sent electronically between the member states and the database. When citizenship is granted, the information is erased. Illegal migrants already in a country would have their fingerprints checked against Eurodac to ensure they do not have a pending asylum application, but in such cases Eurodac would not store the fingerprints or any other information regarding the illegal migrant. Countries within the EU must make sure that fingerprints are lawfully obtained. Eurodac shares this responsibility, along with protecting the privacy rights of both the individuals fingerprinted and the member states.

## 5. Design of FIS for prompt refugee identification in Slovakia

A modular architecture [6] allows establishing powerful refugee identification system to be adapted to all kinds of national and EU organisations (Fig.2).

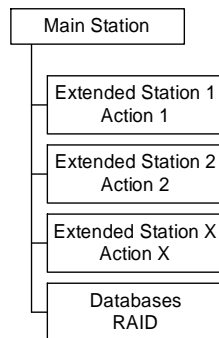


Fig. 2 Modular configuration of sophisticated FIS

The FIS systems work because of the interaction of information systems, identification systems and subsystems, communication linkages, random array of independent drives (RAID), etc. Examples of these databases include the tenprint database, which contains information on two fingers; the latent cognizant database, which contains information on all ten fingers; and the unsolved latent database, which is the repository for latent print images not identified on FIS. They also work because of the infusion of millions euro in EU funds focused on biometric identification.



Fig. 3 Fingerprint nail-to-nail pattern scanning (optical Sagem Morpho sensor)

Identification system is built on most-advanced optical fingerprint CCD sensor for fingerprint acquisition to achieve highest fingerprint-identification of refugees in camps (Fig.3). FIS for prompt refugee identification is configured, as a time attendance system with specification of refugee is clocking-in or clocking-out. By using fingerprint to determine identity, "buddy-punching" problem is totally eliminated. FIS allows easy information retrieval sorted by many parameters (time, period, etc.), provides transaction and attendance records can not be altered, stolen and duplicated, migrants data is automatically shared among devices in vast identification system (network environment with personal hierarchy of access), generates desired reports, time sheets, information spreadsheets for further data manipulation, etc. Designed FIS for refugee identification that operates on 24 hours a day, 7 days a week schedule cannot shut down for maintenance for an extended period of time. While EU standards require a minimum of 500 ppi (pixels per inch) for image capture, in refugee FIS these images are captured at higher resolutions (1,000 ppi). Although these higher resolution images require four times as much storage and bandwidth for transmission, they provide much better clarity and ridge detail. The higher resolution, the more information is captured in the images. The quality of the images also has a tremendous effect on the likelihood of making a latent print identification on the subject at a later time. Sophisticated biometric identification technologies also bring new opportunities for skilled computer programmers, managers, and program and policy analysts. The move from paper to computers also requires a different set of skills [6]. The key to the success of refugee FIS is the initial impression. A good nail-to-nail roll (Fig.3) can contain over 100 minutiae points. The Intranet connects the FIS to various input and output devices at separate refugee camps, an input device and to the computerized criminal history file. The camp inquiring agency sends the resulting electronic images to the identification central office, where they are electronically mated with the personal biographical information, which was sent through the online booking system. If

the image does not meet standard criteria, the central office notifies the investigate agency and requests resubmission or re-rolls. The key role of coders is to identify features from finger images such as minutiae. Incorrect feature marking can lead to false negatives, where a print is improperly matched. The early applications of FIS technology were limited to the area of forensics. Identifications that took days or weeks could now be finished in minutes.

## 6. Experimental Evaluation of designed FIS

Main problem of refugee biometric system development is: "How to identify refugee in short time and lowest effort of stuff." There are old type methods like identification cards, but they can be lost or damaged. They also are not totally reliable. The new identification methods are biometrical like fingerprints and iris scans. They are reliable, accurate and fast. Because there is also economical factor, the solution of FIS for this problem was fingerprint acquisition and recognition.

### Index of symbols for purpose of this paper

FP – Fingerprint  
IP – Internet Protocol  
MA – Sagem Morpho Access  
MSO100 – Sagem MSO100 device  
NA – not available – bad quality finger  
NR – not recognized  
OK – recognized  
UDP – User Datagram Protocol

### Design characteristics

Design of FIS for prompt refugee identification using fingerprint technology is based on modular architecture (Fig.2):

- Main station
  - Fingerprint acquisition
  - Fingerprint management
  - User (refugee) management
  - Extended stations management
  - Other (like reports, etc.)
- Extended stations
  - Computer and extended device
  - Fingerprint acquisition/recognition
  - Displaying results

### Main station characteristics

Main station is a computer connected to Intranet. It is also connected to database server, where are fingerprints and refugee data stored. Main station has MSO100 device connected through USB. MSO100 is used to acquire fingerprint (Fig.4). The fingerprint is in next step saved to database. The fingerprint can be re-acquired if needed. User/refugee management is also done here; also report generation is here available. The final task here is to download fingerprints to extended stations. They have internal memory

where fingerprints are stored. Main station is configured, which are the IP addresses of Extended stations (MA devices).

### Extended stations characteristics

Extended station consists from computer and assigned MA device. This MA device has internal FP memory. This device acquires and recognizes fingerprints. Recognition is based on internal memory stored fingerprints, so the process is very fast. Assigned MA device is configured to send UDP packed with refugee data (ID) when the refugee is recognized. Then the verification of action is executed. When error occurred the message is displayed and the action is refused. Otherwise the action is recorded and message and user data are displayed.



Fig. 4 Biometrics fingerprint control hardware - identification device (MA) and dongle (below)

The action can have different validations:

- Once a day
- Once a month
- Depending on previous actions
- No validation

The solution is designed as scalable so next "actions" can be added easily. Only configuration of Main station has to be changed and next Extended station has to be added, connected and configured (computer and assigned MA).

### Experimental tests of FIS

The solution of FIS also requires some tests. In normal conditions, this solution recognizes fingerprints every time without problems. But we tested this solution in special conditions:

- a) Different fingers
- b) Clammy hands
- c) Wet hands (with lot of water)
- d) Dirty hands
- e) 30° rake angle

- f) 30° roll angle
- g) 60° roll angle
- h) 90° roll angle
- i) One-year-old child
- j) Four-year-old child

All text except a), i) and j) were tested with 10 persons, i) and j) were tested on two children, one and four years old. Different fingers were tested on one man. All tests were repeated ten times (Fig.5).

**a) Different fingers**

We marked fingers 1 to 10 from left little finger as 1 through left thumb as 5, right thumb as 6 to right little finger as 10.

**b) Clammy hands**

Next test was executed with clammy hands. Tested finger was thumb. The results of test showed that the device had problems reading clammy hands sometimes, depending on strength of structures on fingers.

**Tab. 1** Experimental data: different fingers (left), clammy hands (right)

Person	OK	NR	NA	Person	OK	NR	NA
1	0	0	10	1	5	4	1
2	0	0	10	2	5	3	2
3	0	0	10	3	6	4	0
4	0	0	10	4	7	3	0
5	0	0	10	5	5	4	1
6	0	0	10	6	5	2	3
7	0	0	10	7	4	0	0
8	0	0	10	8	5	1	4
9	0	0	10	9	7	1	2
10	0	0	10	10	4	0	6

As we can see in the tables, all fingers except little fingers are suitable. Problem with a little finger is small surface connected to reading device. Long experiences showed that the best results are with thumbs.

**Tab. 2** Experimental data: wet hands (left), dirty hands (right)

Finger	OK	NR	NA	Person	OK	NR	NA
1	7	0	3	1	6	3	1
2	10	0	0	2	4	3	1
3	10	0	0	3	8	2	0
4	10	0	0	4	7	1	2
5	10	0	0	5	8	1	1
6	10	0	0	6	8	2	0
7	10	0	0	7	7	1	2
8	10	0	0	8	4	3	1
9	10	0	0	9	5	1	4
10	8	0	2	10	7	1	2



*Fig. 5* Experimental verification of FIS – different fingers



*Fig. 6* Experimental verification of FIS – one year child

**c) Wet hands**

Next test was executed with wet hands. Tested finger was thumb. As the result of test shows, the device has problems with wet hands. This can be problem, if the device is located outside and it's raining there.

**d) Dirty hands**

Next test was executed with soiled hands. Tested finger was thumb. As the result of test shows, the device had problems with wet hands. This can be problem, if the device is located outside and it's raining there.

**e) 30° rank angle**

Next test was executed with 30° rank angle. Tested finger was thumb. 30° rank angle makes sometime problems, but the results showed that the device could read and recognize fingerprints also with conditions far from optimal.

**f) 30° roll angle**

Next test was executed with roll angle of 30°. Tested finger was thumb. There are no problems reading 30° roll angle fingerprints and also their recognition.

**Tab. 3** Experimental data: 30° roll angle (left), 30° roll angle (right)

Person	OK	NR	NA	Person	OK	NR	NA
1	8	1	1	1	10	0	0
2	7	3	0	2	10	0	0
3	9	0	1	3	10	0	0
4	10	0	0	4	10	0	0
5	7	2	1	5	10	0	0
6	8	2	0	6	10	0	0
7	9	1	0	7	10	0	0
8	10	0	0	8	10	0	0
9	7	2	1	9	10	0	0
10	8	2	0	10	10	0	0

**g) 60° roll angle**

Next test was executed with 60° roll angle. Tested finger was thumb. There are no problems reading 60° roll angle fingerprints and also their recognition.

**h) 90° roll angle**

Next test was executed with 90° roll angle. Tested finger was thumb. As it is clear from table above, 90° roll angle is too much for fingerprint recognition, but reading is, as supposed, without any problems. The results of tests with 30°, 60° and 90° roll angle showed, that the "breakpoint" is somewhere between 60° and 90° roll angle. The angle in which the finger can be placed is about 120°.

**Tab. 4** Experimental data: 60° roll angle (left), 90° roll angle (right)

Person	OK	NR	NA	Person	OK	NR	NA
1	10	0	0	1	0	10	0
2	10	0	0	2	0	10	0
3	10	0	0	3	0	10	0
4	10	0	0	4	0	10	0
5	10	0	0	5	0	10	0
6	10	0	0	6	0	10	0
7	10	0	0	7	0	10	0
8	10	0	0	8	0	10	0
9	10	0	0	9	0	10	0
10	10	0	0	10	0	10	0

**i) One-year-old child**

Next test was executed with one-year-old child. Tested finger was thumb. As the result of test shows, the device had problems with small fingers. Also there are problems with children, especially small, because they are moving their fingers a lot.

**j) Four-year-old child**

Next test was executed with four-year-old child. Tested finger was thumb. The problem with moving fingers is not here, because four-year-old child un-

derstands how to put a finger on the reading device. But there is still problem with reading and recognition of fingerprints of small children. Their fingers are too thin and also the surface of their finger is also very small (Fig.6).

**Tab. 5** Experimental data: one-year-old child (left), four-year-old child (right)

Person	OK	NR	NA	Person	OK	NR	NA
1	0	3	7	1	0	0	10

**7. Conclusions**

We have presented new designed refugee fingerprint identification system (FIS) in Slovakia that uses the method of digital scanning and computing validating procedure to detect fingerprint minutiae and that employs the sophisticated technologies to match sets of minutiae in order to identify a personal fingerprint. This system is connected to an optical fingerprint scanner that obtains a refugee fingerprint directly and sends it to the system for identification. The experimental results show that the designed system is highly effective with relatively clean fingerprints. The solution here described was tested in many conditions. The methods used in these systems are still far from complete satisfaction, however, due to inaccurate extraction of fingerprint characteristics and ineffective pattern matching procedures, which are the two major tasks of fingerprint identification.

**Acknowledgement**

This paper was created in cooperation with Axon Pro, s.r.o., Bratislava, Slovak Republic ([www.axonpro.sk](http://www.axonpro.sk))

**References**

[1] Henry, E. R. : *Classification and Uses of Fingerprints*. Rutledge, London, 1900  
 [2] Le, V.T., Cheung, Y.K., Nguyen, H.M.: *A Fingerprint Recognizer using Fuzzy Evolutionary Programming*. Proceedings of 34th Hawaii Int. Conference on System Sciences, 2001  
 [3] Jain, A., Hong, L., Bolle, R.: *On-line Fingerprint Verification*. IEE Trans. Pattern Analysis Machine Intelligence. Vol.19, No.4, 1997, pp.302-313  
 [4] Komarski, P. et al.: *Automated Fingerprint Identification Systems (AFIS)*. Elsevier Academic Press, London, 2005  
 [5] Watson, C.I., Wilson, C.L.: *Fingerprint Database National Institute of Standards and Technology*. Special Database, 1992  
 [6] Pavlásek, P., Medvecký, Š., Cetl, M.: *Sophisticated Technologies - Tool for Success in Integrated Design*. Lokálne tradície - globálna budúcnosť, Bratislava, 1997, s.55-56 (in English)

**SOPHISTICATED BIOMEDICAL SYSTEMS:  
PRODUCT TECHNOLOGY, DESIGN AND PERFORMANCE IN DENTAL  
MEDICINE**

Pavel Pavlásek <sup>a)</sup>, Štefan Medvecký <sup>b)</sup>, Peter Mačuš <sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> Faculty of Electrical Engineering

<sup>b)</sup> Faculty of Mechanical Engineering  
University of Žilina

**Summary** This article deals with the concept design methodology of development and production chain of the sophisticated biomedical system for dental product development for varied standards, configurations and elements complexity. This paper presents sophisticated tools of modelling, data creation, optimization and quick product preparing based on virtual reality and rapid prototyping technologies. This article presents experimental dental medicine products based on rapid and reliable model production and prototypes using sophisticated biomedical system.

**Abstrakt** Príspevok sa venuje koncepcnej metodológii návrhu a realizácii vývojového reťazca sofistikovaného biomedicínskeho systému a vývoju produktov pre stomatologické aplikácie pre variantné štandardy, konfigurácie a komplexnosť prvkov. Prezentuje sofistikované nástroje na modelovanie, transformáciu dát, optimalizáciu a rýchlu výrobu produktu na báze technológií virtuálneho konštruovania (Virtual Reality Design) a rýchlej výroby prototypov (Rapid Prototyping). V príspevku sú prezentované experimentálne výsledky vývoja stomatologických produktov na báze rýchlej a spoľahlivej výroby modelov a prototypov z navrhnutého sofistikovaného technologického systému.

## 1. Introduction to Rapid Prototyping

Introducing new products at ever increasing rates is crucial for remaining successful in a competitive global economy; decreasing product development cycle times and increasing product complexity require new ways to realize innovative ideas. In response to these challenges to new products and to broaden the numbers of product alternatives new development technologies have been invented. Examples of these technologies include feature based design, design for manufacturability analysis, simulation, computational prototyping, and virtual and physical prototyping. Most prosthodontists agree that acquiring physical model quick is critical in exploring novel design concepts. The sooner experiment with new products brings the faster inspiration for further design changes. During the last decade there have been developed a new physical rapid prototyping concepts called layered manufacturing. A little more than a decade ago, the art of building 3D objects by layers was significantly advanced. Availability of 3D computer models was crucial to realizing the concept of layered object creation, but other technologies such as affordable laser systems, photo curable materials, and powerful personal computers helped to disseminate the technology of stereo lithography. This technology today is capable of producing highly complex 3D geometries with little or no human intervention. Included are systems that build layered objects by lamination of sheet materials and by layered fusion or binding of powder articles, or extruded wires. These processes have added a range of new materials that go beyond those of thermo curable and photo curable polymers as used in fused deposition modelling and

stereo lithography. Today the key benefits of layered manufacturing are mostly derived from its ability to rapidly create physical models regardless of shape complexity. Also, models built with the help of layered manufacturing processes are valuable during the process of establishing tools for casting and moulding.

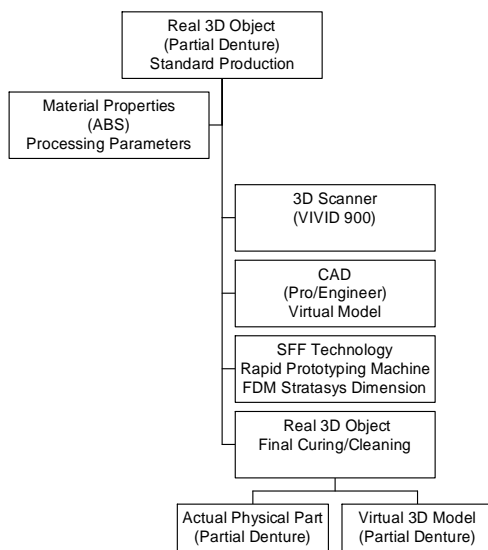
## 2. Sophisticated Technologies in Biomedical Systems

Rapid prototyping as the one of latest sophisticated technology is having an impact in several areas related to health care. Surgical planning and the fabrication of prostheses have received the greatest prominence, in part due to the dramatic nature of the application. RP systems are the key to developing new modalities in other areas of use, such as specialized drug delivery carriers. Surgical applications represent the majority of the activities, although there are other applications being pursued. The medical modelling programs have concentrated on the application of RP models for diagnostics and surgical planning. Their major effort has been in the development of models for patient-unique structures as opposed to "standard" replacements, where a limited set of variations will satisfy all customers. There has been a major focus on dental implants. The goal of rapid prototyping (RP) is to be able to quickly fabricate complex-shaped, three dimensional parts directly from CAD models.

### 2.1 Basic Principles of RP Data Creation

The first step in the overall RP process is the creation of geometric data, either as a 3D solid using

a CAD workstation, or as 2D slices using a scanning device. In either case, the data must represent a valid geometric model; namely, one whose boundary surfaces enclose a finite volume, contains no holes exposing the interior, and do not fold back on themselves. In other words, the object must have an “inside.” Non manifold conditions such as zero-thickness dangling surfaces or more than two surfaces meeting along a common edge, among others, are not allowed [1], [2]. Even thin shells have finite volumes. The model is valid if for each point in 3D space the computer can determine uniquely whether that point lies inside, on, or outside the boundary surface of the model, and if the region around the point (neighbourhood) is “well behaved.” This fundamental property makes possible the automatic geometric manipulation operations that give SFF its appeal as an automated process. For reasons of competitiveness, targeted markets, and performance, CAD systems utilize a variety of geometric mathematical forms and data formats. SFF machine vendors accommodate this variety by requiring that all external input geometric models be expressed in a neutral format. CAD vendors are responsible for providing CAD post-processors that translate their internal CAD representations to this common format. [3]. Model 3D scanning is one of first step of technology chain (Fig. 1).



**Fig. 1** Modular system of sophisticated technologies for dental medicine

The major advances in technology have been made in the software that interprets the 3D scan data and generates the files needed to build the models by fused deposition modelling; the development of a colour representation of virtual model and transformation the data to fused deposition modelling that permits marking the patient’s identification into the virtual model and designating the regions of interest; and a survey quantifying the impact of the

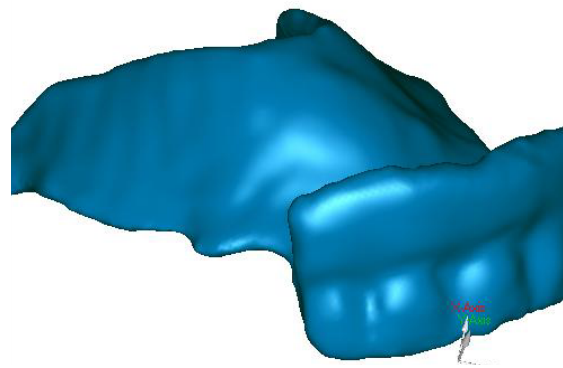
model when compared with traditional images (Fig. 2).

## 2.2 Model Validity and Repair

To be more precise, CAD post-processors actually approximate the vendors’ internal CAD geometric forms (e.g., B-splines) with a simplified mathematical form (triangles), which in turn is expressed in a specified data format: STL. Unfortunately, this approximating operation, if not done precisely, sometimes introduces undesirable geometric anomalies, such as holes or overlapping portions in the boundary surface. Consequently, most SFF machines have software to check the input model to ensure it is a valid solid, that is, it is a well-behaved, closed, and bounded model with a finite interior.



**Fig. 2** Real model of partial denture for 3D scanning



**Fig. 3** Virtual 3D model of partial denture

If this is not the case, then capabilities are needed to repair the model. Given a valid model, a series of geometric operations must be performed on the model (model preparation) to ensure that the physical part will meet the input specifications. For example, the model needs to be oriented and scaled for the SFF machine workspace. The orientation depends on factors relating to surface quality, build time, support structures, downstream processing characteristics (shrinkage, curling, distortion), and part tolerance, among others. The nesting of many parts in a single build chamber and the building of assemblies concurrently are also considerations. [4].

### 2. 3 Technology of Solid Freeform Fabrication

Solid freeform fabrication (SFF) has gained popularity worldwide. The key idea of this new rapid prototyping technology is based on decomposition of 3-D computer models into thin cross sectional layers, followed by physically forming the layers and stacking them up "layer by layer." Current SFF systems are based upon a layered manufacturing paradigm. In this method, a solid 3D CAD model of the object is first decomposed into cross-sectional layer representations in the process planner. The planner then generates trajectories for guiding material additive processes to physically build up these layers in an automated fabrication machine to form the object. Sacrificial supporting layers are also simultaneously built up to fixture the object. One approach for accomplishing this is to use solid freeform fabrication (SFF) processes. SFF methodologies have the following attributes:

- they can build arbitrarily complex 3D geometries,
- the process planning is automatic, based on a CAD model,
- they use a generic fabrication machine (do not require specific tooling),
- they require minimal or no human operation.

The RP system, as shown in Fig.1, extends beyond the solid freeform (SFF) machine itself and includes machine pre-operations, such as the preparation of geometry data, and machine post-operations, such as curing, support removal, and cleaning [5].

### 3. Technology of Data Representation and Model Preparation

The simplest scheme for a data format is to represent the solid as a sequence of surfaces. A surface is represented as a sequence of triangle elements, with no regard to order or topology. A triangle element is represented as a sequence of its three vertices and its outward (from the surface)-pointing normal vector, defined according to the right hand rule by the order of the vertex sequence. This representation, along with its data types, delimiters, and other file information is called the STL format (it is the de facto standard for transferring solid geometric models to SFF machines). Model preparation begins with validation of the input model to ensure it is a solid; if it is not, it must be repaired. (Models are corrupted either by designer misunderstandings or inadequate CAD post-processing, as described below.) The valid model is then scaled and oriented with respect to the build chamber, taking into account build direction, build time, surface quality, and potential distortion. Many models may either be merged into a one-build assembly or nested for efficient utilization of the

machine and material. The models may need to be compensated to account for downstream shrinkage or deformation. Finally, the supporting structures for overhanging part geometry as well as internal supports are added, if the process requires them. Such structures are often generated automatically in a separate file that is merged with the model file prior to slicing. The generation of control signals starts with slicing the model and then scanning each slice into lines to determine the peripheral contour boundary needed to control the solidification process. Model preparation consists of three steps:

- validation and repair,
- compensation,
- support structure generation.

The use of plastics in the rapid prototyping industry is, broadly speaking, broken into two categories: reactive polymer systems such as the photopolymers used in FDM and stereolithography equipment, and nonreactive polymers used, for example, in the sinter-based systems. Research and development in these areas have been equally effective in moving the materials closer to the property performances of engineering plastics [6].



Fig. 4 Real 3D model of partial denture produced by SFF machine using FDM technology and ABS material

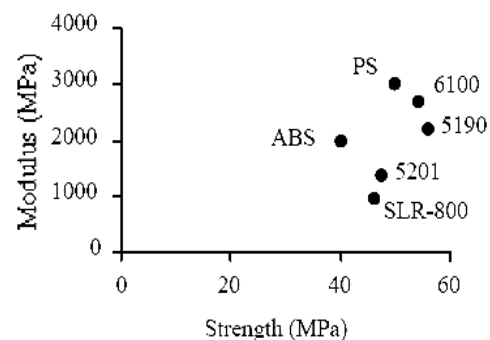


Fig.5 Characteristics of ABS (modulus vs. strength)

#### 4. Technology Chain for Dental Product Development

To address this paper, we are developing a new solid freeform fabrication method for artificial teeth and partial dentures by which products can be incrementally built up from relatively thin, prefabricated cross-sectional layers (approx. 1 mm thick). These layers are stacked up to form 3-D structures. With this assembly approach, each prefabricated section can first be virtually tested before final assembling. Several types of artificial teeth, connectors are being investigated including miniature screws, locknuts and tenons.

Actually there are effective processes used in dental medicine for prosthesis and partial dentures:

- a. Reverse Engineering,
- b. Software Tools
- c. Rapid prototyping.

Technology of reverse engineering for purpose of this paper was based on using of many effective sophisticated biometrical systems. Scanning process was executed with contactless digital 3D scanner (Minolta VIVID 900). The creation of geometric data was prepared on CAD design technology (Pro/Engineer software) to virtual sophisticated model (Fig.3). On the base of virtual model there has been produced real model using SFF procedure. Sophisticated biomerical system consists of RP machine (Stratasys Dimension) on FDM technology using ABS material (Tab.1). FDM offers functional partial denture prototype with ABS or other materials (Fig.5).

**Tab.1** Modulus and Strength Values of Photopolymers

Material	Strength [MPa]	Modulus [MPa]
PS (Polystyrene)	50	3000
ABS	40	2000
SR 5190	56	2200
SLR-800	46	960
SOMOS 6100	54	2690
ASE 5201	48	1380

These thermoplastics are extruded as a semi-molten filament, which is deposited on a layer-by-layer basis to construct dental prototypes directly from 3D CAD data. The technology is commonly applied to form, fit and functionality analysis and concept visualisation. In addition, FDM can be applied to pattern generation and rapid manufacturing. FDM technology in dental application is driven by the CAD system for the purpose of interrogating and validating design concepts early in the process. With such an application, FDM is used as a concept-modelling tool

that delivers clear communication of increasingly sophisticated and complex designs. While FDM may not offer the speed expected from a concept modeller, it offers a combination of benefits that make it a good choice for biomedical concept modelling and visualisation applications. These strengths include accuracy, material properties, colour and the elimination of manual part finishing. The whole development and production process of partial denture (Fig.4) takes time approximately 4 hours. The steps for implementing a complete CAD/CAM assembly system are described in more detailed steps: **Data collection:** 3D scanning/CT/MR imaging is performed preoperatively, and a 3D CAD sophisticated virtual model is produced.

**Finite Element Analysis:** Mathematical analysis of virtual model mechanical stress, thermal and other parameters.

**Computer-aided dental planning:** CAD is used to simulate the defect that will result from the surgery, then a 3D CAD model of the synthetic material needed to repair the defect is created.

**Model decomposition:** The CAD model of the synthetic material is "sliced" into layer representations (i.e., planar cross-sections, each with an associated uniform thickness). Each layer is approximately 1mm or less in thickness.

**Trajectory planning:** The cutting trajectories (i.e., set of X-Y coordinates, which will be used by a SFF machine for forming each layer, are generated for each cross-section.

**Fused Deposition Modelling:** The deposition of continuous filament of a thermoplastic polymer (or wax) through a resistively heated nozzle

**Assembly:** The sub products are assembled into a 3D structure. Multiple layers may be joined simultaneously with screws or nuts.

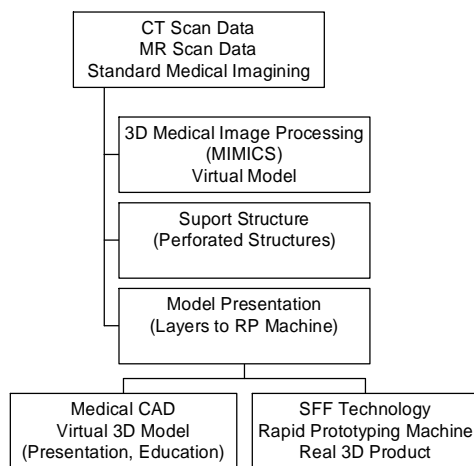
**Implantation:** The assembled prosthesis is implanted into the patient. This assembly approach is general; various materials with different microstructures and types could be used in different sections.

#### 5. Medical CT System in RP and CAD Technology of Design Module Chain

New mode of X-ray imaging was developed based upon tomographic scanning (computerized tomography, or CT). This modality differs from traditional X-ray. Images are collected along one plane of the object at a time. These images are taken from a variety of angles. The plane of interrogation is then shifted and the process repeated. The information collected for each plane is numerically analyzed to derive the spatial distribution of the X-ray densities within the plane. The information from each plane can then be put together to provide a volumetric image of the structure. Standard CT scanners achieve a resolution of 512 x 512 elements

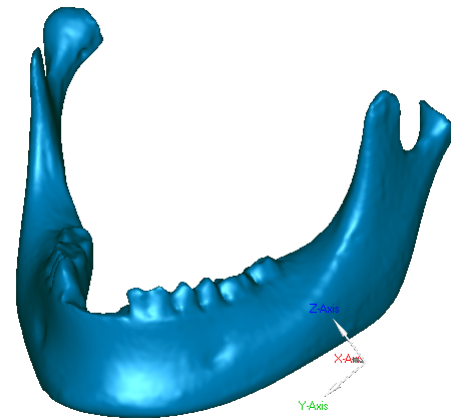


within a layer (1,024 x 1,024 capability is now available in more advanced systems). The numerically reconstructed X-ray density spatial distribution from each "slice" is then printed on X-ray film so that the data presented to the radiologist and/or surgeon is in traditional format. At about the same time as CT was demonstrated, application of nuclear magnetic resonance (NMR) as an interrogation probe was also demonstrated [3]. The name evolved over the years to magnetic resonance interferometry (MRI) and then finally to MR scanning.



**Fig. 6** Modular Medical CT System for RP and CAD Technology of Design

The system can be tuned to other nuclear species, so long as the nucleus has a magnetic moment. As a result of the diagnostician's familiarity with interpreting CT scan data, MR scan data is also computed and presented in a layer-by-layer format. These two systems, CT and MR, present the finest resolution capability available in diagnostic systems, achieving volumetric resolutions of about 2 mm in each direction. More recently, spiral-scan CT has been developed. The information from CT scanner systems provides a host of potential medical applications (Fig.6). The CT-Modeller package provides a complete interface from a CT medical scanner to CAD systems or RP machines, as shown in Fig. 6 (MIMICS is the medical front end of the package, in which segmentation of structures is done using 3D selection and editing tools). A 3D colour image is generated from slice data. Perforated supports structures build much faster and consume much less material. Model presentation interpolates slice data across layers and interfaces directly to RP machines. It can handle high-order interpolation algorithms. Medical CAD software takes the medical scan data and creates surface files that are directly usable for the design of custom prostheses in CAD systems.



**Fig. 7** Virtual 3D model based on CT data

Detailed information can be electronically shared among practitioners, thus permitting distributed consultation. This form of telemedicine is providing expert assistance in distant education. Another application gaining widespread use is the creation of virtual images of the constituents mapped in the images. Full 3D geometry can be assembled from the data (Fig.7). These images can then be formed into stereoscopic presentations viewed from the perspective of a designated platform. These same images, in a static format, can be presented to surgeons during operations displays, to guide them as a computer-assisted surgery (CAS). The images are oriented by the use of registration signs, located on the patient and visible in the image, and a tracker determining the surgeon's location and view angle relative to the patient. In addition, this layer data format presents a ready path to control current RP machine, which also function on a layer-by-layer basis. This potential transformation was recognized early in RP development, and accurate dental RP model were fabricated (Fig.8). This physical realization of CT data has been termed "real virtuality." These technologies may be able to significantly impact the cost of medical care. The focus in research is on telemedicine and CAS. It is thought that these technologies will have a significant monetary impact. The use of telemedicine is especially important in e-Learning, due to the large physical size of the EU and the difficulty of providing highly trained physicians and surgeons at remote sites. Telemedicine is still receiving attention, in part due to the application of the same technologies to electronic archiving of patient files. CAS and the application of RP models are under strong in applying RP models for surgical planning.



**Fig. 8** Real 3D model based on CT data produced by RP machine

CAS and RP are viewed as complementary, and the RP models offer the advantage of providing stereo tactic feedback to the surgeon. Also, the RP models provide a medium for biomedical education and practice.

#### **Index of symbols for purpose of this paper**

ABS Representative Material  
CAD Computer-Assisted Design  
CAS Computer-Assisted Surgery  
CT Computer Tomography  
FDM Fused Deposition Modelling  
FEA Finite Element Analysis  
MRI Magnetic Resonance Interferometry  
STEP Standard for the exchange of product model data  
STL Stereolithography Text Language (computer model file format that is rendered in triangular facets)  
SDM Shape Deposition Manufacturing  
SFF Solid Freeform Fabrication

## **6. Conclusions**

The use of RP models for surgical planning is making rapid in Slovakia. Initial results indicate that RP models can provide unique capabilities in dental applications. Research program presented in this paper is principally focused on complex sophisticated methodology, where:

- a. a dental accurate model can significantly impact diagnostics, planning, patient counselling, and performance of the procedure,
- b. RP models are used where the procedure requires detailed knowledge of the patient's unique anatomical characteristics,

- c. programs in medical application of sophisticated technologies in dental development chain are focused on improving the accuracy of the data analysis of the images produced by 3D digital scanning (3D, CT, MR).

Presented research program to quantify the benefit of using RP models should provide the concrete statistics needed to present to medical companies to justify their consideration of this procedure. Other medical applications for RP are emerging, and their impact will grow. The future medical research based on sophisticated technologies is oriented to rapid prototyping bio generator in special medical technology - tissue engineering - oriented to development and manipulation of laboratory-grown molecules, cells, tissues and organs to replace or support the function of defective or injured body parts.

#### **Acknowledgement**

This paper was created in support of Grant Agency of Ministry of Education of Slovak Republic VEGA (granted VEGA Project No. 1/0280/03 "Research of New Algorithmic Rules for Simulation of Technical Innovation Process Using Design Science Conception").

#### **References**

- [1] Lightman, A. J., Vanassche, B., D'Urso, P., Yamada, S.: *Applications of rapid prototyping to surgical planning: A survey of global activities*. In Proceedings of the Fifth International Conference on Rapid Prototyping, Dayton, Ohio, 1995
- [2] Swaelens, B., Kruth, J. P.: *Medical applications of rapid prototyping techniques*. In Proceedings of the Fourth International Conference on Rapid Prototyping, Dayton, Ohio, 1993
- [3] Prinz, B. F. et al.: *Rapid prototyping in Europe and in Japan*. WTEC/JTEC Panel Report, Baltimore, Maryland, 1997
- [4] Cetl, M., Pavlásek, P., Medvecký, Š., Hrčeková, A.: *Moderné metódy vytvárania produktov*. Strojárstvo 3/1998, s.16-17 (in Slovak)
- [5] Hrčeková, A., Medvecký, Š., Pavlásek, P., Uriček, J.: *Uplatnenie metód rapid prototyping v procese vývoja a výroby prototypov technických systémov*. Strojárstvo 4/2001, s.39-41 (in Slovak)
- [6] Pavlásek, P., Medvecký, Š., Cetl, M.: *Sophisticated technologies - tool for success in integrated design*. Lokálne tradície - globálna budúcnosť, Bratislava, 1997, s.55 -56(inEnglish)

## NORMATÍVNE DATABÁZY CHÔDZE V PRAXI NORMATIVE GAIT DATABASES IN PRAXIS

J. Majerník, D. Šimšík

*Technická univerzita v Košiciach, Strojnícka fakulta, Katedra prístrojového a biomedicínskeho inžinierstva,  
Letná 9, 042 00 Košice, Slovakia*

**Summary** The gait analysis history brought a lot of methods and methodologies. It became a standard to collect data and create databases of human gait characteristics. One of the reasons is to derive standard deviations to be able compare patients' data. The most laboratories create their own databases to ensure objectivity in evaluation of pathological gait cases. Acquired normative data of lower limb anatomical joint angles were compared with normative data of three different world laboratories in this study. Methods of statistical characteristics testing were used for their comparison. The results of these tests showed considerable differences at the significance level  $\alpha=0.05$ . It is evident, that there is still no standard database to compare gait data acquired in different laboratories. The trends are to establish standard roles for data acquisition to ensure objective assessment of patients' gait.

**Abstrakt** V priebehu histórie vývoja metód analýzy chôdze sa stalo štandardom zbierať dáta a vytvárať databázy charakteristík ľudskej chôdze. Jedným z dôvodov je aj odvodenie štandardných odchýlok s ktorými sú porovnávané dáta pacientov. Väčšina laboratórií vytvára vlastné databázy tak, aby bola zaručená objektivita pri porovnávaní patologických prípadov. Získané normatívne dáta uhlov anatomických kĺbov dolnej končatiny boli v tejto štúdií porovnané pomocou metód testovania štatistických charakteristík s normatívnymi dátami troch svetových laboratórií. Výsledky testovania vykázali na hladine významnosti  $\alpha=0,05$  značné rozdiely. Z vykonaných testov vyplýva, že zatiaľ neexistuje štandardná databáza pomocou ktorej by bolo možné porovnávať dáta získané v rôznych laboratóriách. Trendy smerujú k vytvoreniu pravidiel pre odvodenie dát tak, aby bolo zaručené objektívne vyhodnocovanie chôdze pacientov.

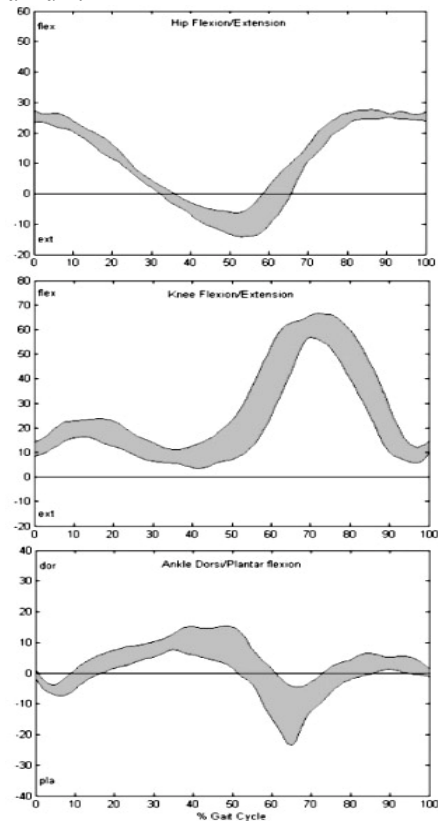
### 1. Úvod

Základným prejavom života každej bytosti je jej pohyb. Pohyb prebieha podľa fyzikálnych zákonov a je riadený zámerom sledujúcim určitý cieľ, ktorý si bytosť sama určuje. Človek svoju pohybovú aktivitu realizuje v rozličných formách predstavujúcich hlboko fixované dynamické stereotypy a pohybové návyky. Jednou z najcharakteristickejších foriem pohybu človeka je lokomócia, ktorá zahŕňa každý pohyb premiestňujúci telo. Najbežnejšou formou lokomócie je chôdza sprevádzajúca nesmierne množstvo aktivít človeka. Je preto pochopiteľné, že sa analýza chôdze stala predmetom záujmu mnohých vedeckých štúdií.

Výskum v oblasti analýzy chôdze inšpiroval rozvoj súboru mnohých špeciálnych metód a techník. Špecializované laboratóriá a výskumné pracoviská zároveň zhromažďujú príslušné dáta chôdze zdravých aj patologických prípadov a vytvárajú ich databázy. Dáta zdravých subjektov sú používané pre odvodenie normatívnych databáz podľa ktorých sú porovnávané a ohodnocované odchýlky patologických prípadov chôdze. Kritériá pre vytváranie normatívnych databáz býva viacero a zvyčajne si ich pracoviská prispôbujú svojim požiadavkám. Normatívne databázy tak môžu byť vytvárané zvlášť pre mužov, ženy, deti, mladých či starých a pod.

Veľmi často prezentovanými a porovnávanými sú kinematické parametre. Mnoho laboratórií, používa na ohodnotenie „kvality“ chôdze pacientov normatívne databázy získané z iných laboratórií. Aj

preto bolo cieľom tejto štúdie porovnať dostupné databázy a určiť do akej miery sa zhodujú, resp. nezahodujú. Príklad normatívnej databázy uhlov anatomických kĺbov dolnej končatiny je znázornený na obrázku 1.



Obr. 1 Normatívna databáza uhlov anatomických kĺbov dolnej končatiny.

Porovnávané boli databázy uhlov anatomických kĺbov dolnej končatiny v sagitálnej rovine. Boli to uhly flexie/extenzie bedra, flexie/extenzie kolena a plantárnej/dorzálnej flexie členka. Normatívna databáza uhlov dolnej končatiny znázornená na obrázku 1 reprezentuje hodnoty mladých zdravých jedincov získaných naším „marker-free“ systémom analýzy chôdze MAFRAN (jeho popis nie je predmetom tohto príspevku). Z hľadiska aplikácie je možné tieto dáta doplniť o dáta ďalších zdravých subjektov.

## 2. Metodika

Na testovanie zhody normatívnych dát chôdze, t.j. na overenie či je rozdiel medzi nimi významný alebo nie, sme použili štatistické úvahy založené na vzájomnom porovnávaní štatistických charakteristík. Normatívne dáta uhlov anatomických kĺbov dolnej končatiny boli porovnávané pomocou testovania významnosti rozdielu medzi dvoma výberovými priermi. Do štúdie boli zahrnuté normatívne dáta získané:

- z deviatich mladých dospelých subjektov na Musgrave Park Hospital, Belfast, N. Ireland, tímom doktora Richarda Bakera. Na analýzu chôdze použili šesť kamerový systém Vicon 370 verziu 2,5.
- Jeremy Linskell-om z LimbFitting Centre v Dundee, Scotland, ktorý vykonal merania na skupine 5 zdravých mladých dospelých subjektov a zopakoval ich 5 krát pomocou systému Vicon VX s piatimi kamerami.
- na Hong Kong Polytechnic University doktorom Chris Kirtley-om na skupine 10 mladých dospelých subjektov pomocou 6 kamerového systému Vicon 370.
- získané systémom MAFRAN na Technickej univerzite v Košiciach na skupine 5 mladých zdravých subjektov.

Všetky dáta boli určené strednou hodnotou a štandardnou odchýlkou. Pri testovaní podobnosti bolo potrebné rozhodnúť či možno považovať priemery neznámych základných súborov za rovnaké. Proces testovania vykonáme pomocou nasledujúcej navrhnutej metodiky:

Priemery dvoch neznámych základných súborov označíme ako  $\xi_1$  a  $\xi_2$ . Potom stanovíme nulovú hypotézu a to tak, že rozptyly dvoch neznámych základných súborov budú rovnaké. Ďalej zvolíme hladinu významnosti  $\alpha$ , t.j. pravdepodobnosť, že náhodný rozdiel bude väčší ako kritická hodnota. V praxi volíme  $\alpha = 0,05$  alebo  $\alpha = 0,01$ . Pre klinické aplikácie zvyčajne postačuje hodnota  $\alpha = 0,05$  a odchýlky presahujúce kritické hodnoty potom hodnotíme ako štatisticky významné pri zvolenej hladine významnosti.

Potom otestujeme nulovú hypotézu, pričom potrebujeme na základe dvoch výberových rozptylov  $s_1^2$  a  $s_2^2$  rozhodnúť, či je možné považovať neznáme

rozptyly základných súborov  $\sigma_1^2$  a  $\sigma_2^2$  za rovnaké. Test urobíme podľa obojstranného F-testu pre  $\alpha = 0,05$ . Veličinu  $F$  vypočítame ako pomer:

$$F = \frac{s_1^2}{s_2^2}, \quad (1)$$

$F$  predstavuje testovacie kritérium a má  $F$ -rozdelenie s  $k_1 = n_1 - 1$  a  $k_2 = n_2 - 1$  stupňami voľnosti. Ďalej stanovíme príslušné stupne voľnosti  $k_1$  a  $k_2$  a z tabuliek vyhladáme pre príslušné  $\alpha$  kritické hodnoty  $F_{\alpha/2, k_1, k_2}$  a  $F_{1-\alpha/2, k_1, k_2}$ . Tieto následne porovnáme s testovacím kritériom. Ak platí:

$$F_{\alpha/2, k_1, k_2} < F < F_{1-\alpha/2, k_1, k_2}, \quad (2)$$

tak nulovú hypotézu prijímame. V opačnom prípade ju zamietneme.

Ak sme prijali nulovú hypotézu potom testovacie kritérium pre rovnosť stredných hodnôt bude mať tvar:

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{n_1 s_1^2 + n_2 s_2^2}{n_1 + n_2}}} \sqrt{\frac{n_1 n_2}{n_1 + n_2 - 2}}, \quad (3)$$

Toto kritérium má Studentovo rozdelenie s  $k = n_1 + n_2 - 2$  stupňami voľnosti. Kritickú hodnotu  $t_\alpha$  pre zvolenú hladinu významnosti  $\alpha$  a príslušný počet stupňov voľnosti porovnáme s testovacím kritériom. Ak je kritická hodnota  $t_\alpha$  väčšia alebo rovná absolútnej hodnote testovacieho kritéria, potom priemery základných súborov považujeme za rovnaké, teda tvrdíme, že normatívne dáta na zvolenej hladine významnosti považujeme za zhodné. Avšak, ak je kritická hodnota menšia ako vypočítaná hodnota testovaného kritéria, potom považujeme rozdiel medzi normatívnymi dátami na zvolenej hladine významnosti za štatisticky významný.

Ak sme zamietli nulovú hypotézu potom testovacie kritérium pre rovnosť stredných hodnôt bude mať tvar:

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1 - 1} + \frac{s_2^2}{n_2 - 1}}}, \quad (4)$$

a kritickú hodnotu vypočítame podľa vzťahu:

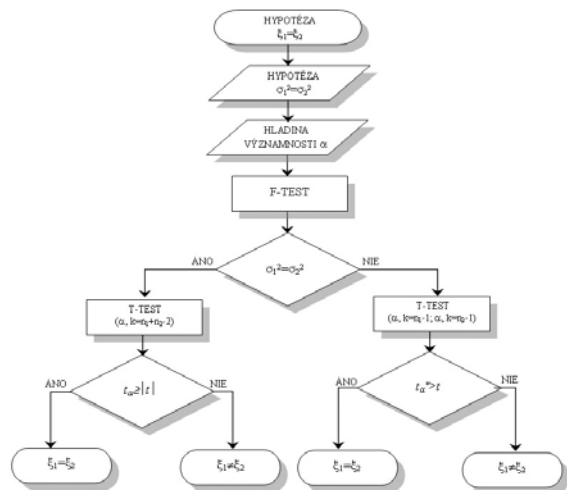
$$t_\alpha^* = \frac{t'_\alpha \frac{s_1^2}{n_1 - 1} + t''_\alpha \frac{s_2^2}{n_2 - 1}}{\frac{s_1^2}{n_1 - 1} + \frac{s_2^2}{n_2 - 1}}, \quad (5)$$

kde  $t'_\alpha$  je hodnota Studentovho rozdelenia pre príslušné  $\alpha$  a  $k = n_1 - 1$  stupňov voľnosti a  $t''_\alpha$  je hodnota Studentovho rozdelenia pre príslušné  $\alpha$  a  $k = n_2 - 1$  stupňov voľnosti.

Testovacie kritérium porovnáme s kritickou hodnotou. Ak platí, že kritická hodnota je väčšia ako testovacie kritérium potom považujeme normatívne dáta na zvolenej hladine významnosti  $\alpha$  za zhodné. Ak je kritická hodnota menšia alebo rovná testovaciemu kritériu potom považujeme rozdiel

medzi normatívnymi dátami na zvolenej hladine významnosti  $\alpha$  za štatisticky významný a teda tvrdíme, že normatívne dáta na zvolenej hladine významnosti považujeme za nezhodné.

Tento proces testovania je popísať vývojovým diagramom na obrázku 2.



Obr. 2 Vývojový diagram testovania zhody priemerov dvoch súborov normatívnych dát.

Pomocou popísanej metodiky bola otestovaná zhoda normatívnych dát zo štyroch laboratórií. Platnosť hypotézy o zhode dvoch výberových priemerov bola overovaná na zvolenej hladine významnosti  $\alpha = 0,05$ . Potvrdenie alebo zamietnutie hypotézy napíšeme pomocou nasledujúceho zápisu:

$$\xi_{iXY} = \begin{cases} 1 & \text{ak } \xi_{iX} = \xi_{iY}, \\ 0 & \text{ak } \xi_{iX} \neq \xi_{iY}, \end{cases} \quad (6)$$

kde index  $i$  označuje uhol kĺbu pre ktorý testujeme normatívne dáta a môže byť z množiny  $\{b, k, c\}$  pre označenie bedra, kolena alebo členka. Indexy  $X$  a  $Y$  označujú testované výberové priemery. Dáta z Belfastu sú označené ako  $B$ , Dundee ako  $D$ , Hong Kong ako  $H$  a dáta zo systému MAFRAN ako  $M$ .

### 3. Výsledky

Ako prvé boli porovnané normatívne dáta získané v laboratóriu v Belfaste a dáta systému MAFRAN. Tabuľka 1 predstavuje súhrn výsledkov testovania zhody pre všetky porovnávané normatívne dáta uhlov dolnej končatiny.

Z výsledkov porovnania normatívnych dát uhlu flexie/extenzie bedra získaných z laboratória v Belfaste a systému MAFRAN vyplýva, že na zvolenej hladine významnosti sa dáta v časti od 0 do 34% cyklu chôdze nezhodujú. V časti od 36 do 78% cyklu chôdze, teda od stredu opory po stred kročnej fázy, sa na hladine významnosti  $\alpha = 0,05$  zhodujú. V ďalšej časti až do ukončenia kročnej fázy sa opäť nezhodujú.

Normatívne dáta uhlu flexie/extenzie kolena systému MAFRAN sa na hladine významnosti 0,05

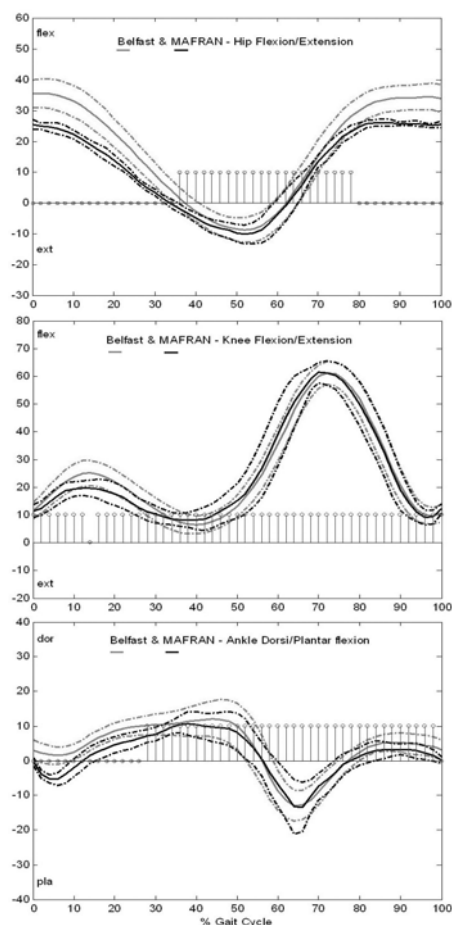
okrem jedného bodu (14%) zhodujú z normatívnymi dátami uhlu flexie/extenzie z Belfastu na celom intervale.

Normatívne hodnoty uhlu plantárnej/dorzálnej flexie členka sa nezhodujú v prvej polovici opornej fázy až do 26% cyklu chôdze. V ďalších fázach sa normatívne hodnoty uhlu plantárnej/dorzálnej flexie členka už na zvolenej hladine významnosti zhodujú.

Tab. 1 Výsledky testu zhody normatívnych dát z Belfastu a systému MAFRAN.

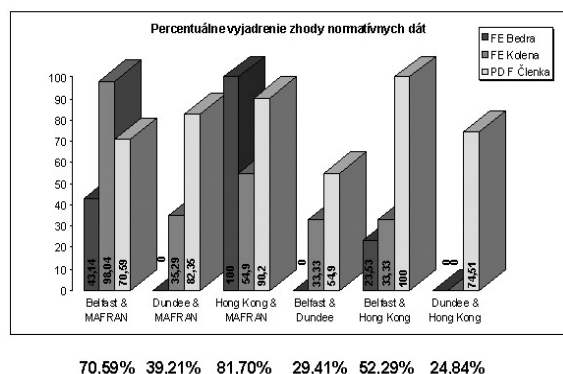
CCH [%]	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28
$\xi_{bBM}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$\xi_{kBM}$	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
$\xi_{cBM}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
30	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
32	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
34	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
36	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
38	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
40	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
42	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
44	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
46	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
48	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
50	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
52	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
54	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
56	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
58	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
60	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
62	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
64	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
66	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
68	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
70	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
72	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
74	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
76	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
78	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
80	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
82	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
84	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
86	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
88	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
90	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
92	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
94	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
96	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
98	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
100	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0

Výsledky porovnania dát z Belfastu a systému MAFRAN sú graficky prezentované na obrázku 3.



Obr. 3 Grafické porovnanie normatívnych dát z Belfastu a systému MAFRAN.

Obdobným spôsobom boli navzájom porovnané všetky ostatné normatívne databázy. Nasledujúci graf predstavuje súhrn všetkých vykonaných testov.



Obr. 4 Percentuálne vyjadrenie zhody normatívnych dát.

Z výsledkov testovania vyplýva, že najväčšia zhoda normatívnych dát systému MAFRAN na zvolenej hladine významnosti 0,05 je s dátami získanými doktorom Chrisom Kirtleyom na Hong Kong Polytechnic University. Tá predstavuje celkovo 81,70%. 70,59% zhodu majú s normatívnymi dátami Richarda Bakera z Musgrave Park Hospital v Belfaste. Naopak veľmi malú zhodu majú s dátami získanými v Dundee, kde je priemer zhody iba 39,22%. Veľmi malé zhody normatívnych dát vykazujú aj dáta svetových laboratórií. Najväčšia zhoda 52,29% je medzi dátami z Belfastu a Hong Kongu. Naopak Dáta z Dundee a Hong Kongu sa zhodujú menej ako 25%.

#### 4. Záver

V tomto príspevku boli porovnané normatívne dáta získané systémom MAFRAN s tromi svetovými databázami normatívnych dát. Rovnako boli navzájom porovnané aj svetové databázy. Z výsledkov porovnania vyplynulo, že dáta získané systémom MAFRAN sa najviac zhodujú z normatívnymi dátami získanými v Hong Kongu a najmenej s normatívnymi dátami získanými v Dundee. Výsledky testovania ďalej ukázali, že vzájomné porovnanie troch svetových normatívnych databáz vykazovalo menšie zhody na hladine významnosti  $\alpha=0,05$  než pri porovnávaní s dátami systému MAFRAN.

Príčin rozdielov v normatívnych dátach môže byť niekoľko:

- spôsob a metodika výpočtu kinematických parametrov
- použitý model definovania anatomicky významných bodov
- charakteristika skupiny subjektov použitá na vytvorenie normatívnych dát
- obsluha vykonávajúca merania a definujúca body použitého modelu a pod.

Z vykonaných testov taktiež vyplýva, že zatiaľ neexistuje štandardná databáza pomocou ktorej by bolo možné porovnávať dáta získané v rôznych laboratóriách. Preto je zatiaľ potrebné vytvárať databázy vlastných zdravých subjektov a na ich základe odvodiť vlastné normatívne dáta čo zaručí, že dáta pacientov budú vyhodnocované objektívne.

#### Podakovanie

Výsledky publikované v tomto článku boli získané s príspevom grantových úloh eMotion "Vplyv intenzívnej predoperačnej rehabilitácie pred totálnou náhradou bedrového kĺbu na pooperačný stav pacientov." a VEGA 1/1094/04 "Teoretické princípy, metódy a prostriedky pre analýzu pohybu človeka"

#### Literatúra

- [1] Šimšík D., Majerník J.: Gait Analysis of Free Moving Subjects. 2nd European Medical & Biological Engineering Conference - EMBEC 2002, Volume 3, Vienna, Austria, ISSN 1680-0737, ISBN 3-901351-62-0, pp. 1210-1211.
- [2] Linczényi A.: Inžinierska štatistika, Alfa, Vydavateľstvo technickej a ekonomickej literatúry, n. p., Bratislava, 1974, 63-025-74
- [3] Egermayer F., Boháč M.: Statisika pro techniky, SNTL Nakladatelství technické literatúry, Praha 1984, 04-313-84
- [4] CGA Normative Gait Database – <http://guardian.curtin.edu>
- [5] Majerník J.: Biomechanická analýza ľudského pohybu. DOKSEM 2001 - V rámci Stredoeurópskeho vzdelávacieho cyklu, Súľov, Slovenská republika, 2001, ISBN 80-7100-887-7, pp. 7-12.
- [6] Šimšík D., Majerník J., Galajdová A.: The investigation of patient mobility using motion analysis. Mechanika w medycynie 7. ISSN 1427-0374, Rzeszow, Poland, 2004. pp. 223 - 229.
- [7] Macurová Ž., Javorský L., Majerník J.: Laserová technika v medicíne – Biofyzikálna podstata a možnosti aplikácie. Progresdent 4/2004, Ročník 10, ISSN 1211-3859, pp. 22 – 25.
- [8] Molčan M., Živčák J., Šimšík D., Majerník J.: 3D Analysis of Human Locomotion in Subjects with Unilateral Vestibular Deficiency. 5th European Congress of Oto-Rhino-Laryngology Head and Neck Surgery, Rodos – Kos, Hellas, 2004, pp.139.

**PODPORNÉ TECHNOLOGIE PRE KOMUNIKÁCIU A INFORMÁCIE**

**ASSISTIVE TECHNOLOGIES FOR COMMUNICATION AND INFORMATION**

D. Šimšík, A. Galajdová, Z. Dolná

*Technical University of Košice, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Instrumental and Biomedical Engineering, Letná 9, SK 042 01 Košice, Slovakia*

**Abstrakt** Informačné a komunikačné technológie (IKT) ovplyvňujú všetky stránky ľudského života, spolu s technickým vývojom sa vyvíjali aj špeciálne podporné zariadenia, ktorých prostredníctvom je možné uľahčiť vykonávanie činností každodenného života pre zdravotne postihnutých. Použitie informačných a komunikačných technológií sa stáva dôležitou súčasťou života občanov Európy v oblasti sociálnej, vzdelávacej a ekonomickej. Vzniká tak otázka, či produkty a služby existujúce v súčasnosti, sú dostupné širokej verejnosti ako i starším občanom a ľuďom so zdravotným postihnutím. Článok poskytuje prehľad o súčasných programoch rozvoja informačnej spoločnosti na Slovensku a v EÚ, základné poznatky o prístupných informačných a komunikačných technológiách (IKT) v súvislosti s vytváraním rovnakých príležitostí pre osoby so zdravotným postihnutím pri budovaní sociálnej inklúzie a tiež základné princípy prístupných technológií (dizajn pre všetkých, prístupnosť webovských stránok, elektronické služby). IKT predstavujú významný potenciál pre zlepšenie a udržanie kvality života, rozvoj integrácie a nezávislosti občanov so zdravotným postihnutím.

**Kľúčové slová:** *informačné a komunikačné technológie, sociálna inklúzia, informačná spoločnosť, podporné technológie, dizajn pre všetkých, znevýhodnené skupiny.*

**Summary** Information and communication technologies (ICT) affect all aspects of life, in the time of technical progress there are also special assistive devices developed that makes the daily life easier. The use of the ICT is rapidly becoming an essential part of social, educational and economic of sphere of European citizens' life. There is a concern whether the products and services, that are available nowadays, are fully accessible to the public area, but also to elderly people and people with disabilities. The aim of this article is to acquire an outline about recent programmes of information society (Slovakia and EU), to review the basic knowledge about the accessible ICT related to the equal opportunities for people with disabilities and to the social inclusion and describes the principles of accessible technologies (design for all, accessible web-pages, electronic services). ICTs offer the enormous potential to maintain, improve quality of life, integration and independence.

**Key words:** information and communication technologies, social inclusion, information society, assistive technologies, design for all, disadvantaged groups

## 1. Úvod

Informačné a komunikačné technológie ovplyvňujú všetky stránky ľudského života, spôsob, akým sa ľudia učia, pracujú, komunikujú. Postupom času, keďže sa vyvíjali špeciálne zariadenia, stalo sa používanie technológií a technických prostriedkov nevyhnutnosťou, pretože tieto technologické prostriedky umožňujú ľahšie a jednoduchšie vykonávať činnosti bežného života. Použitie informačných a komunikačných technológií sa veľmi rýchlo stáva dôležitou súčasťou života občanov Európy v oblasti sociálnej, ekonomickej i vo vzdelávaní. Preto vzniká otázka, či nové produkty a služby existujúce v súčasnosti sú dostupné aj pre starších ľudí a ľudí so zdravotným postihnutím.

Súčasná informačná a komunikačná technológia predstavujú veľký potenciál, ktorý sa dá využiť na pomoc znevýhodneným skupinám ľudí, na udržanie a zlepšenie kvality ich života, pre ich integráciu do spoločnosti ako aj na nadobudnutie nezávislosti v profesionálnom i súkromnom živote.

Svetová ekonomika prechádza od prevládajúcej priemyselnej spoločnosti k novej informačnej, pričom ponúka obrovský potenciál pre rast, zamestnanosť a inklúziu. Tieto zmeny, snád' najvýznamnejšie od priemyselnej revolúcie, sú ďalekosiahle a globálne a netýkajú sa iba technológiou. Majú značný vplyv a ponúkajú rozsiahly potenciál na obohatenie a zlepšenie života akéhokoľvek jedinca. Úspech nového ekonomického prístupu závisí od schopnosti užívateľov plne využiť výhody ponúkaných možností. K tomu je potrebné zabezpečiť prístup k požadovaným informáciám a zaistiť spoluprácu prostredníctvom internetu a iných pokrokových technológií. Pre zaručenie úspechu a zaistenie konkurencieschopnosti v obchode je inovácia systémov využívaných na prístup a na rozširovanie informácií a technológií, ktoré ich riadia, nevyhnutná. Nové informačné a komunikačné technológie a ich aplikácie, ako napr. mobilné telekomunikácie, osobné počítače, automobilové navigačné systémy a iné, tiež radikálne menia spôsob, akým ľudia pracujú a využívajú svoj voľný čas.

## 2. Hlavné aktivity v EÚ

### Elektronické vzdelávanie, on-line výučba

Hlavnou úlohou informačných technológií je dosiahnuť, aby ľudia boli informovaní o dianí vo svete, boli prepojení so svojim okolím bez akýchkoľvek bariér, či obmedzení. Jedným zo spôsobov, ako dosiahnuť zlepšenie informovanosti a zdokonalenie prístupu k informáciám je elektronické vzdelávanie (e-vzdelávanie) a on-line tréning. Tieto sa vzťahujú k vzdelávacím aktivitám a tréningovým programom s využitím informačných a komunikačných technológií, ale ich uplatnenie môže mať širší záber. Pre tento druh vzdelávania musí mať užívateľ prístup k počítaču a on-line pripojenie. Je to jeden zo spôsobov, akým sa dá riadiť vzdelávací proces v prípadoch, keď sú študenti obmedzení časovo alebo majú problém s mobilitou.

Hlavnou výhodou elektronického vzdelávania je efektívnosť z hľadiska času a nákladov pre užívateľa, najmä ak má vzdelávací proces formu dištančného vzdelávania. Veľmi jednoducho povedané, o on-line štúdiu alebo elektronickom vzdelávaní hovoríme vtedy, keď študent používa počítač a sieťové technológie, na prístup ku geograficky vzdialeným študijným materiálom, k spojeniu s vyučujúcim a pod. Nie každé on-line vyučovanie alebo e-vzdelávanie je dištančné vzdelávanie, napr. študent môže použiť interaktívne CD na svojom počítači.

Na druhej strane sú tu aj nevýhody. Často sa vyznačuje pomerne nízkou efektívnosťou alebo kvalitou e-vzdelávania. Pre poskytovateľov e-vzdelávania to znamená, že pre dosiahnutie uspokojivých výsledkov je nutné lepšie prispôsobiť riadenie celého procesu - obsah, metodológiu a návrh a tiež ho prispôsobiť špeciálnym potrebám účastníkov so zdravotným postihnutím resp. iným obmedzením.

Množstvo konceptov a prístupov je veľké, tak v rozvinutých ako aj v rozvíjajúcich sa krajinách. V praxi sa vyskytujú aplikácie ako virtuálne univerzity, dištančné vzdelávanie, vzdelávacie portály, kybernetické školy, použitie vzdelávacích postupov vytváraním integrovaných tried a tiež on-line prípadové štúdie.

OECD má podrobne preskúmanú túto veľmi závažnú oblasť verejno-súkromných vzťahov potrebnú na zavádzanie cien a na ovládanie zložitosti, náročnosti aplikácií informačných a komunikačných technológií v oblasti vzdelávania. Vidieť to na vývoji elektronického vzdelávania na školách a v sektore vyššieho vzdelávania z hľadiska prieskumu trhu a tvorby ďalších partnerských projektov v rozličných krajinách

OECD. Svetová banka založila sieť pre celosvetovú výmenu skúseností v rámci študijných aktivít (Worldbank Global Development Learning Network), kde je možné nájsť mnoho výstupov z celosvetových projektov.

### Vzdelávanie s využitím internetu

Jedná sa o elektronické vzdelávanie, ktoré využíva na komunikáciu učiteľ – študent prostriedky internetu. Pre potreby osôb so zdravotným postihnutím sa vyžaduje e-prístupnosť. To znamená, že stránky, ktoré ponúkajú e-vzdelávanie, musia spĺňať kritéria prístupnosti, ktoré definujú podmienky na čítanie textových a grafických informácií pre osoby so špeciálnymi potrebami (napr. osoby so zrakovým postihnutím).

Ide zvyčajne o on-line tréning štruktúrovaný ako postupnosť tréningových modulov, ktoré sú sprostredkované pomocou internetu, a/alebo s off-line verziami (možnosti stiahnuť si materiály zo stránky na svoj počítač, získať CD). Uvedieme príklad z kurzu v oblasti ekonomického rozvoja služieb - GTZ projekt. Regionálna obchodná komora usporadúvala školenia pre obchodný manažment s využitím webových aplikácií pre bankárov, poradcov, podnikateľov a jeho základom bola CEFE metodológia. Všetky materiály boli rozširované prostredníctvom počítačovej siete. Na konci kurzu jeho účastníci dostali CD s video záznamami, poznámkami, elektronickými knihami, webovými stránkami, praktickými cvičeniami, atď.

Iný projekt SANTEC, spustený v júni 2003, vznikol s cieľom vytvoriť sieť poradcov pracujúcich v oblasti vzdelávania, ktorí sa zaujímajú o techniku učenia a elektronické vyučovanie najmä v rozvojových oblastiach. Ich úlohou je podporovať spoluprácu medzi jednotlivými členmi.

### Elektronická prístupnosť

Dôležitým prvkom pri rozvoji informačných a komunikačných technológií - IKT, je prístupnosť elektronických prostriedkov (e-accessibility). Je kľúčovou pre elektronické vzdelávanie (e-learning), elektronické riadenie (e-government) a mnoho iných odborov.

Ako Vivian Reding – komisárka pre vzdelávanie a kultúru povedala: „Členské štáty Európskej Únie sa rozhodli spolupracovať na zosúladení, skordinovaní svojich činností v oblasti techník, metód a postupov vo vzdelávaní a vymieňať si skúsenosti navzájom; v oblasti elektronického vzdelávania zamýšľajú podporiť a koordinovať svoje úsilie, aby sa zrýchlila transformácia vzdelávania a vzdelávacieho systému v Európe.“



Na dosiahnutie hlavných cieľov v rámci prístupnosti elektronických technológií, Európska únia ako celok kladie dôraz na to, aby sa zlepšila koordinácia a zameranie na kľúčových pracovníkov zainteresovaných do aktivít súvisiacich s touto problematikou. V praktickom živote a pri vývoji už existujúcich a nových nástrojov sa hovorí o troch oblastiach – oblasť technológií a noriem, oblasť legislatívy a šírenia osvedčenia, oblasť informácií a vzdelávania. Čo sa týka výsledkov, možno ich uviesť na príklade. Koncom roka 2003, ktorý bol vyhlásený za Európsky rok ľudí so zdravotným postihnutím, sa podarilo vytvoriť prístupný portál, ktorý vymedzuje priestor pre aktivity na vytváranie plnohodnotného, primeraného života ľudí so zdravotným postihnutím, aby sa mohli podieľať na spoločenskom živote a posilňovať svoje postavenie pomocou prístupných elektronických prostriedkov. To ocenil aj ESDIS (Employment and Social Dimension of the Information Society), zaoberajúci sa sociálnym postavením a pracovnými príležitosťami v informačnej spoločnosti.

Tento prístup k elektronickým technologickým prostriedkom možno veľmi jednoducho a stručne definovať ako on-line bezbariérový prístup alebo rampy k internetu. Tu ide o sprístupnenie nielen budov, ale aj o prístup k informáciám pre ľudí so zdravotným postihnutím, aby mohli využívať služby a zariadenia informačných a komunikačných technológií. Z toho dôvodu je prístupnosť elektronických zariadení a prostriedkov riešením, ktoré zahŕňa práva a možnosti pre lepšiu integráciu ľudí so zdravotným postihnutím do spoločnosti a napomáha budovaniu, tzv. znalostnej ekonomiky založenej na získaných vedomostiach a znalostiach KBE/KBS – Knowledge Based Economy/Knowledge Based Society.

#### Prístup pre ľudí so zdravotným postihnutím, dizajn pre všetkých

Je dôležité si uvedomiť, že ľudia so zdravotným postihnutím netvoria zanedbateľnú menšinu populácie Európskej Únie. Niektoré odhady podľa aktuálnych stanovených kategórií definujúcich zdravotné postihnutie hovoria o 40 miliónoch ľudí, čo je 11% populácie Európskej Únie.

Navyše počet osôb, ktoré sú tradične spoločnosťou považované za ľudí so zdravotným postihnutím (teda ľudia s fyzickým alebo senzorickým postihnutím) narastá. Kognitívne aj funkčné poruchy, čo je druhá najväčšia skupina ľudí s postihnutím, súvisia s vekom. Až 70% ľudí vo veku približne 60 rokov má takýto druh postihnutia. V dôsledku technického pokroku a zlepšovania funkčnosti vzrastá zložitosť a komplexnosť užívateľských rozhraní a preto sa dizajn stáva veľmi dôležitým prvkom, teda je dôraz kladený aj na jednoduchú, bezpečnú obsluhu a prístupnosť.

„Dizajn pre všetkých“ alebo „univerzálny dizajn“ označuje taký prístup k navrhovaniu výrobkov a služieb, ktorý zaisťuje, že produkty môžu používať všetci ľudia, bez potreby špeciálnych úprav. V prípadoch, keď sa nedá dosiahnuť riešenie pomocou dizajnu pre všetkých, napríklad keď sú schopnosti dotýčnej osoby veľmi vážne poškodené, jedným z riešení je použitie podporných technológií.

Podporné technológie vo svojej podstate predstavujú také technické rozhranie, ktoré umožní používať podporný nástroj na kompenzáciu, odstránenie alebo zmiernenie prekážky, či obmedzenia. Vzájomná súčinnosť zariadenia a jeho technického rozhrania umožní užívateľovi, ktorý inak nemá tieto schopnosti, využívať bežné zariadenia. Osvojením si metodických postupov pre dizajn pre všetkých a využívanie podporných technológií v procese návrhu umožní prístup do informačnej spoločnosti aj skupinám, ktoré by boli ináč z toho vylúčené a ochudobnené o výhody z poskytovania služieb IKT.

#### Sociálny model pre ľudí so zdravotným postihnutím

Všeobecné chápanie zdravotného postihnutia je otázkou spoločenského zaradenia, a to od postojov, pri ktorých je postihnutie považované za výlučne osobný problém danej osoby vzťahujúci sa na špecifické poškodenie až po všeobecný spoločenský problém. Zdravotné postihnutie z tohto pohľadu možno vnímať ako znak spoločenského správania sa. Zdravotné postihnutie vytvára v spoločnosti bariéry - bráni jednotlivcom úplne sa začleniť do spoločnosti. Čo sa týka informácií, zamedzuje im byť súčasťou informačnej spoločnosti. Tieto bariéry sú výsledkom nedostatku prístupných technológií, ktoré by mohli jednotlivci so špeciálnymi potrebami používať. Z tohto uhla pohľadu, zdravotné postihnutie nie je viac chápané ako vlastnosť osoby, ale ako súbor obmedzujúcich podmienok, ktoré vzniknú nie vplyvom zdravotného postihnutia osoby, ale zlyhaním spoločnosti v procese prispôbenia sa potrebám tejto skupiny ľudí, ich požiadavkám na uplatnenie v praktickom živote, možnosti prejaviť svoje schopnosti. Zdravotné postihnutie chápané ako spoločenský fenomén tak mení spoločenské postoje a politický náhľad, zvyšuje potrebu odstraňovať existujúce prekážky v spoločnosti.

V zásade možno ciele pre zdokonaľovanie prístupnosti elektronických informačných prostriedkov, sociálnej inklúzie v rámci Európy rozdeliť do troch skupín:

- a) zásady ochrany ľudských práv
- b) zásady včlenenia do spoločnosti
- c) podpora pri štandardizačných opatreniach.

**a) zásada ochrany ľudských práv:**

Vychádzajúc zo zásady ochrany ľudských práv, prístupnosť elektronických prostriedkov (e-prístupnosť) je rozšírením všeobecných kritérií pre právo na prístup a aktivitu osôb so zdravotným postihnutím. Legislatívne to pokrýva smernica zameraná na boj proti diskriminácii ľudí so zdravotným postihnutím, medzi iným i v pracovnom prostredí, ako to deklarovalo aj vyhlásenie roka 2003 za rok venovaný ľuďom so zdravotným postihnutím.

Kľúčovým, zásadným dokumentom v rámci zabezpečenia všeobecného prístupu bola správa Európskej komisie pod názvom „Smerom k Európe bez bariér pre ľudí so zdravotným postihnutím“ (Towards a Barrier Free Europe for People with Disabilities).

**b) zásada začlenenia do spoločnosti:**

Vo vzťahu k IKT sa zdôrazňuje elektronická inklúzia e-Inclusion. Na základe iniciatívy Európskej komisie v tejto oblasti bol spracovaný hlavný programový dokument s názvom „E-inklúzia – potenciál informačnej spoločnosti pre sociálnu inklúziu v Európe“. Vychádzajúc zo zásad sociálnej inklúzie (začlenenia do spoločnosti) a zásad pre politiku zamestnanosti, jestvuje veľké množstvo aktivít a podnetov, zameraných na znevýhodnených ľudí vo všeobecnosti (tu sú zahrnuté aj osoby so zdravotným postihnutím), nakoľko je potrebné na tomto poli vykonať pozitívne kroky. Nový cyklus národných akčných plánov pre sociálnu inklúziu odštartovaný v roku 2001 (obnovovaný každé 2 roky) je zameraný na začlenenie znevýhodnených skupín do spoločnosti - NAPs (Social Inclusion National Action Plans). Zahŕňa všetky spomenuté aspekty na národnej úrovni a smeruje k vytváraniu európskych smerníc s ohľadom na model zamestnanosti. Na financovanie projektov tejto sféry slúži aj podporný finančný fond European Social Fund (hlavne EQUAL).

**c) štandardizačné opatrenia:**

Prístupnosť elektronických prostriedkov e-prístupnosť (E-accessibility) bola riešená v programe TIDE v rámci piateho aj šiesteho rámcového programu v oblasti výskumu a technického rozvoja. Mnoho ďalších projektov sa zaoberalo elektronickým prístupom pre ľudí so zdravotným postihnutím a pre starých ľudí, využitím podporných technológií, vývojom výrobkov a služieb spĺňajúcich kritériá dizajnu pre všetkých. Výskumné oblasti ako napríklad administratíva, doprava a cestovný ruch a mnohé interdisciplinárne oblasti boli taktiež financované z prostriedkov EÚ v spojitosti s elektronickým prístupom.

**3. Poskytovanie služieb a vzdelávanie v slovenskej praxi**

Technická univerzita v Košiciach koordinovala projekt ATTRAIN „Vzdelávanie konzultantov a poradcov v podporných technológiách“ 101255-CP-1-2002-1-GRUNDTVIG-G1 s partnerskými organizáciami: Dánske centrum pre podporné technológie v Kodani, Medziuniverzitné výskumné centrum pre udržateľný rozvoj CIRPS – University La Sapienza Rome, Thames Valley University London, Nadácia Fondazione don Carlo Gnocchi Miláno, HIBERNIA Learning Partnership v Dubline, Asociácia organizácií zdravotne postihnutých občanov Slovenska - AOZPO Bratislava, Krajský úrad v Košiciach. Hlavnými cieľmi projektu bolo:

1.vytvorenie príručky pre inštruktorov, učiteľov, založenej na modulárnej štruktúre, vhodnej pre vybranú skupinu odborníkov pracujúcich pre alebo s ľuďmi so zdravotným postihnutím, so starými ľuďmi a to v sfére sociálnej, vzdelávacej a na úrovni krajských administratívnych úradoch

2.vytvorenie efektívnejšieho tréningového programu pomocou medzinárodnej spolupráce s organizáciami a inštitúciami verejného sektora, ktorých činnosť súvisí so vzdelávaním, s cieľom využiť vzrastajúci počet ponúk trhu práce pre uplatnenie ľudí so zdravotným postihnutím.

Projekt ATTRAIN bol zameraný na oblasť vzdelávania, na splnenie potrieb každodenného života pracovníkov vzdelávacích inštitúcií, sociálnych pracovníkov, a pracovníkov miestnych administratívnych pracovísk s úmyslom zlepšiť ich vedomosti a zručnosti pri využívaní podporných technológií. Vytvorené materiály boli odskúšané v priebehu pilotného tréningu určeného pre vybraný okruh odborníkov, vyhodnotenie tohto tréningu realizovali interne a externe pôsobiaci odborníci na túto oblasť. Modulárna štruktúra má hierarchický a vertikálny charakter (pdf, html spracovanie) a obsahuje aj prepojenie na manuály, softvéry, databázu produktov, distribútorov a výrobcov.

Moduly príručky obsahovali nasledujúce kapitoly:

- 1.úvod do podporných technológií (PT)
- 2.PT pre ľudí so zrakovým postihnutím
- 3.PT pre ľudí so sluchovým postihnutím
- 4.PT pre osoby s telesným postihnutím
- 5.PT pre dyslexiu a dyspraxiu
- 6.Technológie pre každodenné aktivity
- 7.PT pre komunikáciu a informácie
- 8.Rovnaké príležitosti pre všetkých
- 9.Ekonomické otázky výberu PT
- 10.Ako vyučovať študentov so ZP
- 11.Legislatíva na podporu osôb so ZP
- 12.Ohodnotenie podporných technológií
- 13.Poradenstvo pred vstupom na trh práce

Výsledný produkt, príručka a CD, je určený pre odborníkov pracujúcich v oblasti vzdelávania ľudí

so zdravotným postihnutím, ako aj pre študentov, starších občanov, sociálnych pracovníkov na regionálnej i národnej úrovni, koncových užívateľov podporných technológií.

#### 4. Vývoj nových zdrojov pre aktivizáciu a participáciu postihnutých osôb

Smerovanie vzdelávania sa presúva aj na vyššie úrovne, a to na 3. stupeň vzdelávania a na uplatnenie v zamestnaní. Túto snahu odzrkadľujú aj nasledujúce projekty, ktoré sú v štádiu riešenia.

##### Gateway

Projekt GATEWAY - Guidance for Assistive Technologies in Education and the Workplace Advancing Young People with Disabilities IRL/04/B/F/PP 153 202, má za cieľ rozvoj poradenstva v oblasti podporných technológií pre zlepšenie prístupnosti vzdelávania a zamestnávania mladých ľudí so zdravotným postihnutím. Hlavnou iniciatívou, ktorá viedla k jeho vzniku bola odozva na nedostatok národných a európskych smerníc pre ohodnotenie jednotlivcov so špeciálnymi vzdelávacími potrebami a na nedostatok informácií, ktoré slúžia na odstraňovanie bariér v oblasti vzdelávania a zamestnávania. Cieľovou skupinou sú mladí ľudia so zdravotným postihnutím, ktorí sa chcú uchádzať o vzdelávanie na 3. stupni alebo o prijatie do zamestnania. Prakticky ide o využitie vzdelávacích programov, v ktorých mladí ľudia pri vstupe na vyšší stupeň vzdelávania alebo na trh práce majú možnosť oboznámiť sa s podpornými technológiami. Možno spomenúť napr. špeciálny softvér, hardvér alebo iné zariadenia, technické prostriedky s možnosťou ich prispôbenia podľa potrieb užívateľa, ktoré umožnia jednotlivcom pracovať s počítačom alebo iným zariadením potrebným na vzdelávanie, či výkon pracovnej činnosti.

Na začiatku projektu GATEWAY sa uskutočnila analýza prípadových štúdií a vyhodnotenie individuálnych potrieb študentov so zdravotným postihnutím, ktorí sa uchádzali o dosiahnutie tretieho stupňa vzdelania. Výstupom tejto analýzy je tvorba modelov, ako čo najlepšie vedieť zhodnotiť danosti, dispozíciu a možnosti študentov, ktorí majú záujem o vzdelávanie na 3. stupni. V ďalšom nasleduje návrh nástrojov na vyhodnocovanie a poradenstvo odborníkov v rámci Európy. Tieto tri spomenuté úrovne budú obsiahnuté na vytvorenej webovej stránke, ktorá predstavuje konečný výstupný produkt projektu. Jej cieľom bude zlepšiť úroveň vedomostí mladých ľudí, priniesť nové poznatky odborníkom na vzdelávanie a informovať zamestnávateľov o podporných technológiách i o tom, ako tieto technológie pomáhajú ľuďom so zdravotným postihnutím plne využiť svoj potenciál na osobný i profesionálny

rast. Obsahovo bude zahŕňať jednotlivé vytvorené modely – modelové situácie, prípadové štúdie, harmonogram, postupovú štúdiu – nástroj, prostriedok vyhodnocovania a možnosť odborného poradenstva. Po vyhodnotení prípadových štúdií a preskúmaní možných prekážok, bariér pri štúdiu sa navrhne podporná technológia, ktorá bude odskúšaná v praxi a spätnou väzbou zo strany študenta sa zistí úspešnosť jej použitia, silné a slabé stránky riešenia. Napokon tieto poznatky budú aplikované do sféry zamestnávania a uplatnenia na trhu práce.

GATEWAY je jedinečným projektom, pretože v súčasnej dobe nejestvuje žiadny program, nástroj zameraný na hodnotenie študentov na 3. stupni vzdelávania. Navyše jeho unikátnosť spočíva aj v originálnom prístupe pozostávajúcom z vytvorenia webovej stránky, ktorá pozostáva z troch virtuálnych priestorov :

1. poskytnutie informácií a poradenstva pre mladých ľudí so zdravotným postihnutím v oblasti podporných technológií
2. informácie pre vyučujúcich a poradenstvo pri odstraňovaní bariér pri vzdelávaní, modelové situácie, prípadové štúdie, nástroje na vyhodnocovanie a postup pri navrhovaní vhodnej podpornej technológie pre študentov
3. informácie pre zamestnávateľov, ktorý zamestnávajú ľudí so zdravotným postihnutím, informácie o existujúcich prekážkach na pracoviskách a o spôsoboch ich odstraňovania, príklady zamestnancov využívajúcich podporné technológie

Tieto 3 časti slúžia predovšetkým ako jedinečný zdroj informácií týkajúci sa podporných technológií, najmä pre mladých ľudí so zdravotným postihnutím, pre výkon poradenstva na trhu práce. Vypĺňa priestor medzi vzdelávaním, školeniami a zamestnaním. Z tohto dôvodu bude webová stránka užitočná pre zamestnávateľov i vyučujúcich pre pochopenie a odstránenie bariér v školskom alebo pracovnom prostredí, na získanie skúseností so zdravotne postihnutými, na určenie vhodných technologických prostriedkov, ktoré týmto ľuďom pomôžu pri vzdelávaní alebo v zamestnaní.

##### Info Redis

Ďalší projekt Info Redis - IST Requalification of disabled, CZ/04/B/NT168025, sa zameriava na technológie informačnej spoločnosti a špeciálne požiadavky a potreby ľudí so zdravotným postihnutím. Je zameraný na vytvorenie systému pre requalifikáciu ťažko zdravotne postihnutých v oblasti informačných technológií. Na základe porovnania s podobnými projektmi na zahraničných univerzitách sa bude vykonávať analýza trhu (identifikácia, realizácia, konfrontácia, verifikácia štúdie) so zameraním na požiadavky trhu, na nároky ľudí so zdravotným postihnutím. Výstupom majú

byť vytvorené certifikované kurzy alebo kurzy s možnosťou získania diplomu. Pilotný kurz absolvujú ľudia po liečbe a rehabilitácii pod dohľadom lekárov, tí vyhodnotia a vytvoria odporúčania týkajúce sa tréningového režimu, ktoré budú súčasťou tréningových materiálov.

Predpokladá sa, že kurzy budú realizované ako neziskové určené najmä pre ľudí s ťažkým zdravotným postihnutím. Cieľovou skupinou sú ľudia, ktorí stratili prácu potom, čo ich pracovná schopnosť bola zmenená. Mnoho z týchto ľudí je na vysokej intelektuálnej úrovni, ale robí im ťažkosť pracovať pri daných podmienkach, bez prispôsobenia pracoviska ich potrebám. Je známe, že jednou z oblastí, v ktorej by sa ľudia so zdravotným postihnutím mohli po rekvalifikačnom kurze uplatniť je oblasť informatiky. Dôvodov je viacero – využitie internetového spojenia, s kýmkoľvek a kdekoľvek na svete, možnosť pracovať v domácom prostredí, pri istom pohodlí, bez potreby dochádzať za prácou. V počiatočných fázach kurzu sa kladie dôraz na spoluprácu s fyzioterapeutom, z dôvodu väčšieho zaťaženia organizmu v pracovnom procese po rehabilitácii. Tréningové rekvalifikačné kurzy by sa mali v konečnom dôsledku deliť podľa stupňa náročnosti a to od krátkodobých (počítačová gramotnosť) využívajúce tvorivé prostriedky na zvládnutie, ovládanie konkrétnych softvérových balíkov, cez programovanie, systémovú analýzu, až po náročné úlohy vo výskumnej sfére a návrh systémov na úrovni 3. stupňa vzdelávania. Všetky tieto aktivity majú spoločný charakter - oblasť informatiky sa extrémne rýchlo vyvíja, čo si vyžaduje reakciu trhu práce, ako i neustály záujem o jeho požiadavky, špecializáciu a vytvorenie pracovných príležitostí. Obsadenie týchto pracovných miest ponúka perspektívu pre ľudí so zdravotným postihnutím, keďže v tomto odbore obmedzenia súvisiace so zmenenou fyzickou dispozíciou nie sú považované za prekážku.

## 5. Záver

Hlavným cieľom programov e-inklúzie je vytvárať vhodné prostredie pre sektor vzdelávania, súkromných investícií, na rozvoj nových služieb, pre tvorbu nových pracovných príležitostí, na podporu produktivity, modernizáciu verejných služieb a pod. Dať príležitosť všetkým, aby participovali v globálnej informačnej spoločnosti by malo viesť k vytvoreniu konkurencieschopnej, dynamickejšej a na znalostiach založenej ekonomike v rámci EÚ so zlepšenou zamestnanosťou a sociálnou kohéziou. Výsledky dosiahnuté ukončením projektu ATTRAIN, príručka a CD, sú príkladom využitia získaných poznatkov z oblasti podporných technológií. Výsledný produkt je univerzálne použiteľný, keďže ho môžu používať aj ľudia so

zrakovým a motorickým postihnutím. Je určený pre odborníkov pracujúcich s podpornými technológiami v oblasti vzdelávania ľudí so zdravotným postihnutím, ako aj pre študentov, starších občanov, sociálnych pracovníkov na regionálnej i národnej úrovni, koncových užívateľov podporných technológií, poradcov, koordinátorov programov a školení, odborníkov na zdravotnú starostlivosť a pre mnohých ďalších. Prístupnosť CD bola odskúšaná študentmi so zrakovým postihnutím, správnosť použitia html jazyka bola zase overená testom Bobby. Výstupy uvedených projektov sú vhodným zdrojom informácií aj pre ostatných občanov, študentov, ich rodičov, príbuzných, osobných asistentov a iných.

## Pod'akovanie

Autori ďakujú Európskej komisii za finančnú podporu v rámci projektov - Socrates Grundtvig ATTRAIN - Assistive Technology Consultant/ Advisor Training Development and Delivery 101255-CP-1-2002-1-SK-GRUNDTVIG-G, GATEWAY IRL/04/B/F/PP 153 202 - Guidance for Assistive Technologies in Education and the Workplace Advancing Young People with Disabilities", Info Redis CZ/04/B/F/NT-168025 "IST Requalification of disabled".

## Literatúra

- [1] Šimšík D., Galajdová A., Ara,G., Micangeli,A., Annan,A.: ATTRAIN - Assistive technology Handbook, in English, Slovak, Italian, Vienala, Košice, ISBN 80-8073-230-2, EAN 9788080732301
- [2] Orgonášová,M., Šimšík D, Galajdová,A., Labun,I.: Experience with Integrated Study of Blind Young People in Slovakia. In: Proc. of 8th European Conf. „Networking in Practice: Connecting Partners in Rehabilitation, Aachen, 2003, pp.473-477.
- [3] Burger,H., Marinček,Č.: Measurement in Rehabilitation Medicine. In: Journal Acta Mechanica Slovaca, Košice, 2-A/2005, Int.Conf. YBERC 2005, ISSN 1335-2393, pp.287-292.
- [4] [www.e-europestandards.org/Docs/E-Accessibility%20final.pdf](http://www.e-europestandards.org/Docs/E-Accessibility%20final.pdf)
- [5] [www.cenelec.org/Cenelec/CENELEC+in+action/Horizontal+areas/ICT/ICT.htm](http://www.cenelec.org/Cenelec/CENELEC+in+action/Horizontal+areas/ICT/ICT.htm)
- [6] [http://www.mapnp.org/library/trng\\_dev/methods/on\\_line.htm](http://www.mapnp.org/library/trng_dev/methods/on_line.htm)
- [7] [www.santecnetwork.org/](http://www.santecnetwork.org/)
- [8] [http://europa.eu.int/comm/education/programmes/elearning/index\\_en.html](http://europa.eu.int/comm/education/programmes/elearning/index_en.html)
- [9] [www.lhs.se/~janbro/disability.html](http://www.lhs.se/~janbro/disability.html)
- [10] [http://europa.eu.int/information\\_society/topics/citizens/accessibility/eaccess2002/eaccess2002\\_final\\_report/text\\_en.htm](http://europa.eu.int/information_society/topics/citizens/accessibility/eaccess2002/eaccess2002_final_report/text_en.htm)

**A DSP PARADIGM OF LMS BASED 1-D ADAPTIVE FILTER  
AND CROSS-OVER ALGORITHM**

T. Digaňa

<sup>a)</sup> University of Žilina, Univerzitná 1, 01026 Žilina, Slovak Republic  
tel. +421 41 513 2286; GSM +421 908 594473  
e-mail [tibor.digana@hut.fi](mailto:tibor.digana@hut.fi)  
webpage <http://www.hut.fi/u/digana/>

**Summary** The purpose of this paper is an introduction to effectiveness of enhanced LMS algorithm embedded into DSPs family ADSP-218x. These nearly 80 mega-instructions-per-second (MIPS), memory-less and cheap processors give high performance when using training methods in neural nets. Also, cross-over algorithm is applied as a time demanding program that mutates weights. In order to see assembler programs, please link on page <http://users.tkk.fi/digana/pub05.html>.

## 1. Introduction

With regard to the above abstract, complicate and time demanding routines of neural nets training methods can even though run on low category of DSPs when however using forward training methods, backward training methods of neural nets, classifiers or perceptrons. This is so when the developer spends a lot of time to debug his/her fast assembler program. Said simple high level C like language usually does not give the opportunity to physically high performance of fast running algorithms unless special headers and C compilers are used. Of course, assembler programs are desired for tailor-made problems as well as this paper deals with. This fact might cause a decreased current supply in core of a digital signal processor.

## 2. Enhancement of LMS recursion algorithm, [1-2]

This section deals with usage of LMS technique that finally will tend to find well-known equation, which updates an old weight vector,  $\mathbf{W}(n-1)$ , to new one  $\mathbf{W}(n)$ . One can see that an update procedure that operates directly with two neighbouring weights vectors,  $\mathbf{W}(n)$  and  $\mathbf{W}(n-1)$ , determines a signal processing as whole. More over, there is no restriction that this kind of procedure quickly drives a neural net with small training error. Hence, this paper estimates a parameter, so-called, learning rate  $\lambda(n)$ . Additionally there is cross-over algorithm, a part of genetic algorithms, which works by overwriting every weight if necessary. This procedure gives new chance to get off local error minima.

Let's suppose a principle of adaptive filter that works on LMS training method. As an example in Figure 1, we are about to use an unknown external

filter defined by  $H(p)$ . An adaptive filter would be trained so that, its output performed by testing procedure will be possibly comparable to a wave form of time response of real external filter. Therefore here the only one focus is to find out best fitting weights set. Introducing two terms as training procedure that precedes testing procedure, the first creates the unique weight set and testing procedure operates as a FIR filter by simulating output of a neuron as well as adaptive filter. Before a mathematical approach we should remark on:

- $\mathbf{X}(n)$  as a patten that comes to the input of adaptive filter (a neuron if wanted) with  $M = 128$  memorised samples. Those digital samples are converted through the first ADC by processing a chipr signal and consequently buffering them to a circular buffer;
- size of  $\mathbf{X}(n)$ ,  $\mathbf{W}(n)$  equal to row vectors of same size such as  $[1, M]$ ;
- $d(n)$  is the targeting signal as single value;
- the discrete periods of time where  $n = 0, 1, \dots, N, N+1, \dots, \infty$ ; and  $N = (218 \text{ patterns}) * (35 \text{ epochs}) = 7630$ .

In accordance with the Figure 1, preliminary output can be given as follows:

$$y^-(n) = \mathbf{W}(n-1)\mathbf{X}^T(n) + b(n), \quad (1)$$

where bias,  $b(n)$ , can be defined as a mean of  $\mathbf{X}(n)$  input pattern, if using an adaptive filter

$$b(n) = \mathbf{E}[\mathbf{X}(n)] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \mathbf{X}(i, n). \quad (2)$$

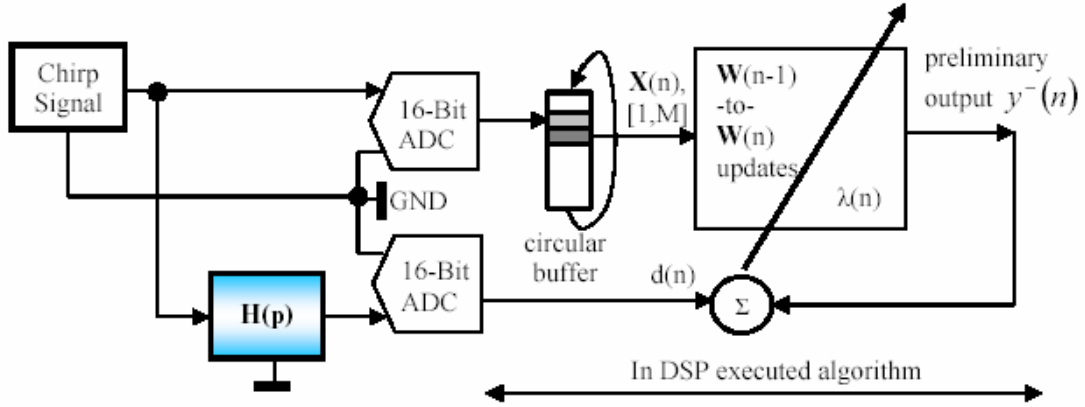


Fig. 1 Examining on LMS based adaptive filter as a digital system

The bias is computed as a sum over all elements of  $X(n)$  vector indicating by the  $i$ -argument. The weights can be updated as a row vector, by following the formula below:

$$W(n) = W(n-1) + 2\lambda(n)e(n)X^T(n), \quad (3)$$

where a pre-computed error is as follows

$$e(n) = d(n) - y^-(n), \quad (4)$$

and the learning rate,  $\lambda(n)$ , should occur within the range between 0 and 1 as any fractional number. After this weight update making, the filtered output can be given easily by:

$$y^+(n) = W(n)X^T(n) + b(n), \quad (5)$$

where the  $W(n)$  is recent weight row vector associated with discrete time period at  $n$ . After the (3) is established in the (5), next formula is obtained:

$$y^+(n) = W(n-1)X^T(n) + b(n) + 2\lambda(n)e(n)X^T(n)X(n), \quad (6)$$

that can be separated to simple formula:

$$y^+(n) = y^-(n) + 2\lambda(n)e(n)X^T(n)X(n) \quad (7)$$

where the expression  $X^T(n)X(n)$  is a single value achieved as an input power. Assume, for steady state, the  $y^+(n)$  equal to  $d(n)$  at any time  $n$  when the error  $e(n)$  is limited to zero. Applying this assumption to iteration process, (3), the learning rate parameter might be estimated:

$$\lambda(n) = \left[ 2X^T(n)X(n) \right]^{-1}. \quad (8)$$

Finally, the adaptation formula is given below

$$W(n) = W(n-1) + \mu \text{Update}(n)X^T(n), \quad (9)$$

where  $\mu$  is the adaptation step size defined as a constant value, and  $\text{Update}(n)$  coefficient is given as follows:

$$\text{Update}(n) = \frac{e(n)}{X^T(n)X(n)}. \quad (10)$$

Typically, for convergence in the mean square,  $0 < \mu < 2$ . In experimental study the  $\mu$  equals to 0.62.

### 3. A practical approach to LMS algorithm, [3]

The main proceed of labour is an assembler program of weight update (3) in training procedure. This update is performed for all 128 items of  $W(n)$  vector that can work in one loop, see below. Hence the loop is man focus to decrease total number of multifunctional instructions. As the minimum, only such two instructions are needed for one element update of  $W(n)$ . One can see that 10 points to circular buffer storing input digitised samples of chirp signal in data memory and 14 register points to buffer of  $W(n)$  in program memory of DSP.

```

mx0 = dm (I0 += M0), ay0 = pm (I4 += M4);
my0 = dm (address of Update);
mr = mx0 * my0 (rnd), mx0 = dm (I0 += M0);
ar = mr1 + ay0;
M4 = -1;
M7 = 2;
mr = mx0 * my0 (rnd), mx0 = dm (I0 += M0);
ay0 = pm (I4 += M4);
CNTR = 128-3;
do LOOP until ce;
pm (I4 += M7) = ar, ar = mr1 + ay0; //prior
re-writing and next weight update calculation
    
```

```

LOOP: mr = mx0 * my0 (rnd), mx0 = dm (I0 +=
      M0), ay0 = pm (I4 += M4);
      //adjusting by λ, data reading
      += M0), my0 = pm (I4 += M4); // data
      read
nop; pm (I4 += M7) = ar, ar = mr1 + ay0;
      mr = mx0 * my0 (rnd), ay0 = pm (I4 += M4);
      M4 = 1; pm (I4 += M4) = ar, ar = mr1 + ay0;
      pm (I4 += M4) = ar;

```

Sometimes it is necessary to make some kind of mutation that can be performed by cross-over algorithm. The point of this algorithm is to put an element of  $W(n)$  vector to zero if its prior non-zero value causes an increased error. The mutation may change the weights once per epoch after training procedure finished, where 218 patterns are processed per epoch. Below we can see a program of cross-over algorithm making mutation of  $W(n)$  vector. It works as described to give asymptotically decreasing error during the mutation is applied to all elements of  $W(n)$ , see below a time demanding loop. The joint of multifunctional instructions are a minimum number in loop of performance execution.

```

do LOOP2 until ce;
  ar = mr1 + af, ay0 = mr1; // error
  simulation when any element of W(n) is zero
  ar = ar xor ay0, my0 = pm (I4 += M5);
  //comparison between real and simulated
  error, ensures steep descent
  if ge jump LOOP2;
  pm (I4 += M7) = my1, af = mr1 + af; //
  error changes --> element of W(n) must be
  zero, element re-write
LOOP2: mr = mx0 * my0 (rnd), mx0 = dm (I0

```

In later chapter, some experimental results will be shown by employing the above program routines.

#### 4. Some benefits on LMS training method and mutation of weights vector

The linear neuron is able to adapt very quickly to the change in the target signal. The 35 epochs required to learn the wave form are very impressive when one considers that in a typical signal processing application, a signal may be sampled at 16 kHz. At such a sampling frequency, 35 epochs go by in 0.5 second because every epoch takes 218 patterns to train the neuron as well as adaptive filter. The training stops if the number of iterations exceeds 35 epochs. Measured signals of chirp signal, target  $d(n)$ , and output  $y(n)$  of adaptive filter are shown in Figure 2.

By following the principle of Figure 1, the target  $d(n)$ , and output  $y(n)$  signals should be overlapping if the adaptive filter is trained with very low error, see Figure 2.

The Figure 3 shows two profiles of mean squared error over 35 epochs. The red curve illustrates the instance when the cross-over algorithm makes mutation once after every epoch. Then the error is achieved about, 0.61%, towards the maximum taken as 1.

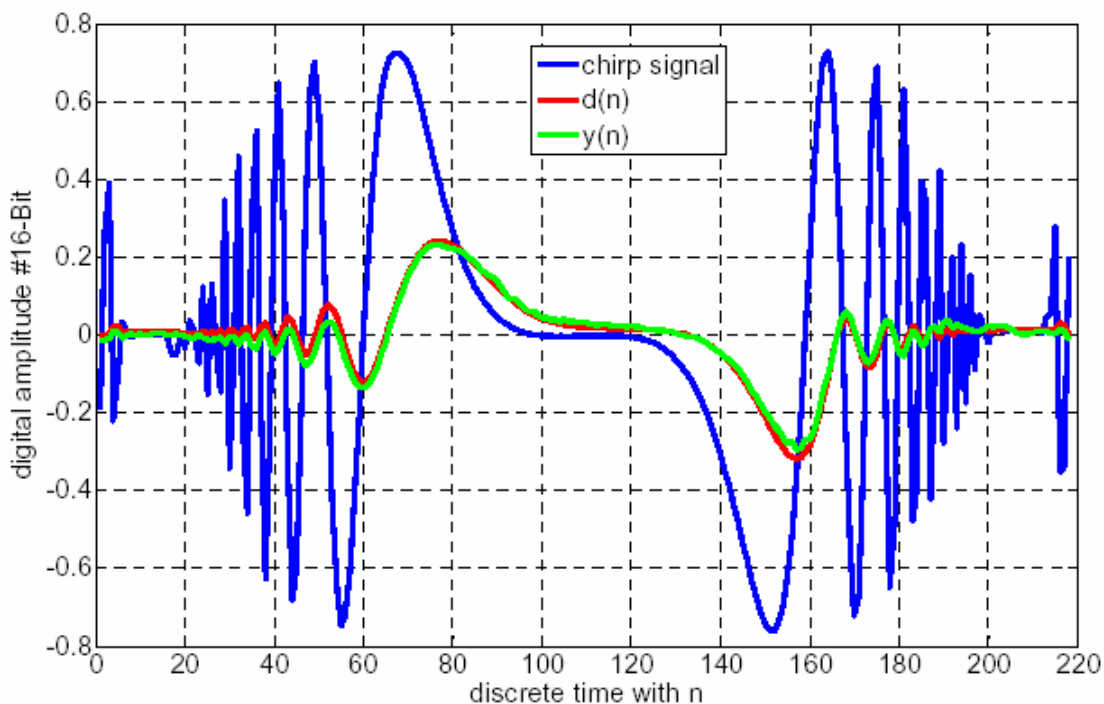


Fig. 2 Measured signals on adaptive filter

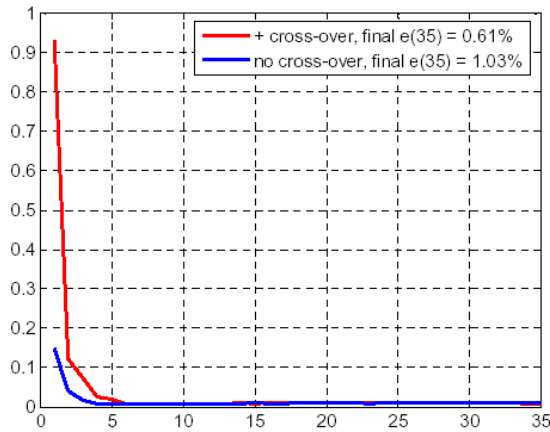


Fig. 3 Error profiles over 35 epochs

The blue curve shows error profile when the neuron was trained without any mutation giving 1% error approximately. So, the cross-over algorithm gives more alternatives in LMS training procedures. The important fact is that this mutation is not convenient to be often used with iteration, (3), but only after every set of patterns. In other way the  $W(n)$  vector may occasionally be not stable.

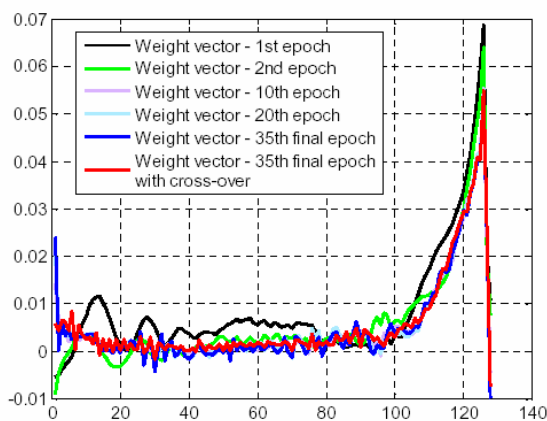


Fig. 4 Weight vectors trained in progress of epochs.

Last Figure 4 shows weight vector coefficients after 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, 10<sup>th</sup>, 20<sup>th</sup> and 35<sup>th</sup> epoch without any mutation. There the last colour, red, illustrates  $W(n)$  vector coefficients when crossover applied to. Comparing wave forms of last two curves in accordance with the legend, the mutated vector is more smooth than the trained  $W(n)$  vector without any mutation however both are of course very similar that results in small error.

This all has been considered with learning rate estimated via (8). This experimental study shows effectiveness of the formula because low, constant of learning rate, e.g. 0.001, gives about 16% squared error. Moreover high level of learning rate 0.06, as constant value, gives error about 0.91% error that might be comparable to the error mention in Figure 3 considering estimated learning rate. The important fact rises up when LMS training method with estimated  $\lambda(n)$  and weight mutation reached the lowest error such as 0.61% in Figure 3 of these experiments.

## 5. Summary

This paper deals with hardware to software approach to adaptive filter training methods, which are taken over the field of neural nets as e.g. LMS. The author shows the possibility to implement complex algorithm implemented into digital signal processors with 16-Bit fixed point precision. In addition to assembler program of LMS method, the estimation of learning rate and cross-over as weight mutation is the subject of exploration. The focussing experiments with adaptive filter working as a neuron achieves less than 0.01 of mean square error.

These methods and algorithms would be presented at the conference of biomedical devices held up at the University of Žilina, Slovak republic in September, 7-9, 2005.

## References

- [1] Haykin, S.: *Adaptive Filter Theory*. 3rd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1996.
- [2] *MATLAB online internet help, LMS Adaptive Filters*, [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com).
- [3] *Hardware and software set references for ADSP-218x*, Analog Devices company.



## INVESTIGATION OF ELECTROMAGNETIC FIELDS INFLUENCE ON HUMAN ORGANISM

V. Darmová<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Department of Electromagnetics and Biomedical Engineerings, Veľký diel, SK 010 26 Žilina, Slovakia, E-mail: darmova@fel.utc.sk, Phone: +421 41 513 2113

**Summary** The effects of electromagnetic fields to human organism are frequently asked questions not only these days, but also in distant past. Sources of electromagnetic fields are all around us. There are two main groups. The first are natural sources, the second are artificial (man made) sources. Problems are very wide-ranging, comprising EM field sources, various kinds of appliances, equipments, safety of their use and their impact on human health etc. The paper deals with some effects of EM fields, especially those radiated by mobile phones on human body and with methods of their investigation.

**Abstrakt** Často diskutovanou otázkou nielen dnešných dní, ale aj dávnej minulosti sú účinky elektromagnetických polí na ľudský organizmus. Zdroje elektromagnetických polí sú všade okolo nás. Existujú dve hlavné skupiny podľa druhov zdrojov. Prvú skupinu tvoria prírodné t.j. prirodzené zdroje, druhú umelé zdroje t.j. zdroje vytvorené ľudskou činnosťou. Problematika je veľmi rozsiahla a zahŕňa zdroje EM polí, rôzne druhy prístrojov a zariadení, bezpečnosť ich použitia a ich vplyv na ľudské zdravie atď. Článok sa zaoberá niektorými účinkami EM polí, najmä vyžarovanými mobilnými telefónmi na ľudský organizmus a metódami vyšetrovania týchto účinkov.

### 1. Introduction

One of the most and constantly discussed topics of these days is electromagnetic field and its effects on human organism. There are two main groups of electromagnetic radiation sources, i.e. natural sources and artificial, man made sources. The natural sources of EM radiation are sun and thunderstorm activity. The living organisms have well adapted to the effects of natural EM field sources during years. Sources of electromagnetic fields caused by human activities form two large groups, i.e. low-frequency EM fields and high-frequency EM fields. They differ from one another by way of their use and also by their effects to human organism. For more than forty years there has been concern about health risks from EM fields. At first, this concern was about the fields produced by the electric power supply system for domestic and industrial use. Electromagnetic fields are inevitably produced by any electrical apparatus. The number of them has increased rapidly, both in households and in industry. We can say that every sphere of our daily life is to a large extent affected by various kinds of EM fields. The interaction of EM fields with various characteristics and their effects on human organism is not fully understood yet. And hence, mainly in last two decades, the question of safety to human's health takes place in the general public. Scientific community (physicists, engineers, developers, designers, doctors etc.), civil service and municipal authorities initiate the research. The World Health Organization (WHO) in cooperation with a new, independent scientific organization, the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), formed working groups of specialists. Large number of

measurements and studies, i.e. volunteer studies, cellular and animal studies, laboratory and epidemiological studies, occupational studies have been performed. There have been also studied direct effects of EMF of fields with the body and indirect effects, which may result from physical contact between a person and an object. But the final decision whether or not, EM fields are harmful to living organisms has not been done yet.

### 2. Classification of EM fields and their effects

The electromagnetic spectrum comprises a wide range of frequencies.

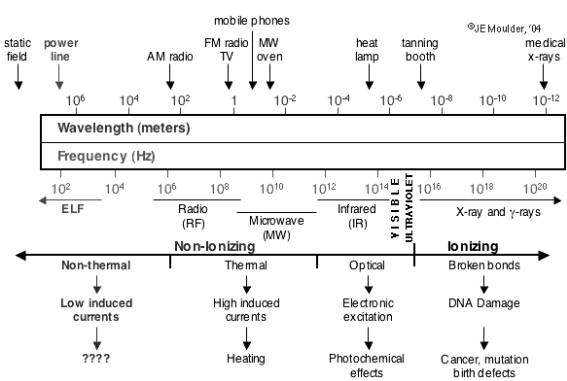


Fig. 1. The electromagnetic spectrum with its sources and health effects [2].

All frequencies lower than ultraviolet radiation frequency, are referred to as "non-ionizing", because their energy is not sufficient to break chemical bonds of atoms. Ionizing radiation results

in broken bonds, which can cause DNA damage and is capable to initiate the health, normal cells change to cancer cells. The broad spectrum of frequencies with adequate wavelengths and effects to biological objects is introduced on the Fig.1. Concerns about health effects of EMF have paid particular attention to two quite different non-ionizing frequency bands. One of them is 50 or 60 Hz, the frequency of electric power systems, the other is around 1 or 2 GHz (typically 900MHz or 1800MHz), where mobile phones operate. Both are essential part of our daily life and for this reason their influence on general public has to be investigated responsibly.

### 2.1 EM fields at power frequencies

Electromagnetic fields at power frequencies show their effects separately for electric and magnetic fields. EM fields present at homes mostly come from low-voltage electric wiring. The intensity of electric field is there as a rule, tens volts per meter. The fields with strong intensity are produced by overhead power lines, with the intensities of tens kilovolts per meter and also by mains appliances, the intensities of which are a few hundred volts per meter. The range of these fields in the case of power lines a couple hundred meters at best and for appliances it is a meter approximately.

### 2.2 EM fields at mobile phone frequencies

Electric and magnetic fields are coupled together as electromagnetic or radio waves and usually are measured in watts per square meter. Very often used quantity to formulate the amount of power absorbed by living tissues is so called the Specific Absorption Rate (SAR), measured in watts per kilogram.

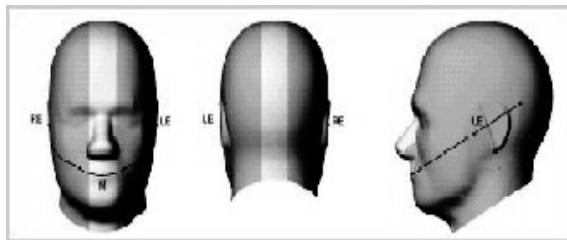


Fig.2. A phantom model of human head [3].

EM fields from mobile phones are as a rule of watts per square meter. On the contrary, EM fields from mobile base stations (and other broadcast antennas) are usually only milliwatts per square meter. The principal problem is, that mobile phone is usually held in hand during operation and never in history, the source of EM radiation was situated so close to human body, especially to human head. Since inner part of a human head is inaccessible for

purposes of SAR values measurements, many various phantom models have been constructed. Their dimensions are taken from those of average adult head. One of such phantoms is presented at the Fig.2.

## 3. Mobile phone – source of exposure

Mobile phones belong to appliances that people very quickly accustomed to. We can say that modern man is not able to imagine his life without them. The number of mobile phone users has rapidly increased during last years and yearly increase in them is over ten millions all around the world. There is extensive discussion about possible adverse effects on human health. There are two direct effects result from exposure to mobile phone radiation. The first of them are thermal effects caused by holding mobile phones close to the body, especially to head and the second are non-thermal effects by influence of both phones and base stations. There are also indirect effects. For example, the concentration of a driver whilst driving can be weakens during his phone calls and so there is a danger for the other drivers.

### 3.1. Experimental investigation of mobile phone radiation

Mobile phones and their base stations emit radiofrequency radiation, exposure levels of which decrease with distance from source, in general. The power transmitted by base station antennas is appreciably greater than that of the phones. The emission from a mobile phone is essentially at one frequency and that from a base station is at several frequencies. In both cases, the waves have the relatively long coherence time that is the average time between random phase changes, usually units of microseconds. These properties are quite different from those of natural source of electromagnetic waves, the Sun.

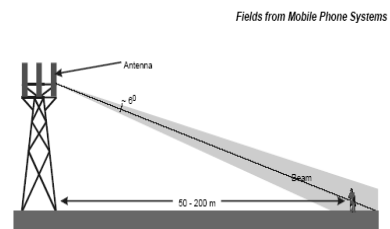


Figure 4.5 Main beam from an antenna mounted on a tower. The beam is in fact less well defined than that shown here and there is a series of weak side lobes either side of it

Fig.3. Main beam from an antenna mounted on a tower[4].

During the phone call, the EM radiation direction is mostly oriented to the relevant side of the head during hand-held use or to this part of

body, which is closest to the mobile phone during hands-free use. To obtain accurate and applicable results without exposing people (volunteers), the measurements in most cases are performed on phantom models of human head or whole body.

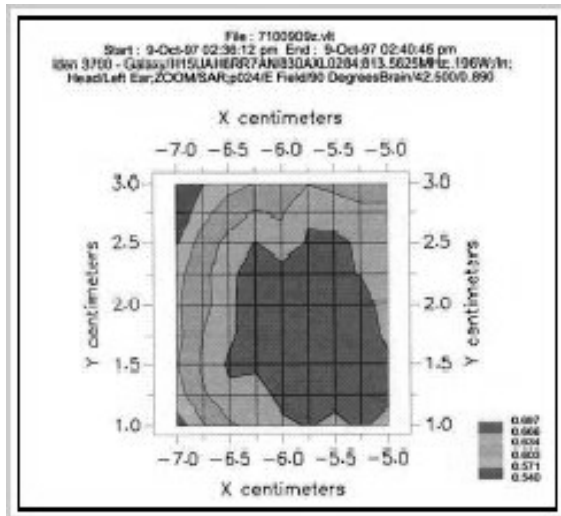


Fig.4. The results of SAR measurement on phantom model of human head [4].

There have been many models developed. Some models have very simple geometry, i.e. a sphere for human head and a cylinder for human body. Only several of them, all around the world are with geometry nearly accurate copying real geometry of average human body (usually a man's body), because they are very expensive. To achieve relevant results a phantom head is filled with a liquid, electric permittivity of which is of an average value of human head tissue permittivity. The results of SAR measurements on a phantom model of the head [4] can be seen on the Fig.4. The measured values of electric strength was taken inside the phantom and then used to calculate the SAR. Experimentally obtained results are necessary to be compared with those obtained by calculation.

### 3.2. Theoretical investigation of mobile phone radiation

Theoretical investigations of mobile phone radiation, similar as almost all problems of EM applications, are performed by modeling of EM field. Models are based on Maxwell's equations and EM topology of the system. Topology is a key element to the model development. The fundamental theory is Maxwell's theory of electromagnetic field. Maxwell's equations describe all classical phenomena. Many different solution approaches of the equations are possible. Their obvious form is

$$\begin{aligned} \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} & \nabla \times \mathbf{H} &= \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \\ \nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho & \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

The quantities  $\mathbf{E}$  and  $\mathbf{H}$  are the electric and magnetic field intensities with the units V/m (volt per meter) and A/m (ampere per meter), respectively. The quantities  $\mathbf{D}$  and  $\mathbf{B}$  are the electric and magnetic flux densities which are expressed in units C/m<sup>2</sup> (coulomb per square meter) and T (tesla). The quantities  $\rho$  and  $\mathbf{J}$  are the volume charge density and electric current density of any external charges, i.e. not including any induced polarization charges and currents. Here  $\rho$  and  $\mathbf{J}$  are considered as the sources of electromagnetic fields. (Such a source is antenna of mobile phone). In the far field region, that is, in source-free region, Maxwell's equations are

$$\begin{aligned} \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} & \nabla \times \mathbf{H} &= \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \\ \nabla \cdot \mathbf{D} &= 0 & \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0 \end{aligned} \quad (2)$$

We have to do many steps before successful computer simulation of mobile phone radiation and its absorption by human head can start. We need to know physical configuration, topology of system, we have to create electrical model with the use of Maxwell's equations and then to solve the problem. There are various methods, use of which depends on complexity of system. One is the FDTD [7].

### 4. Conclusion

Some problems of EM field impact on human organism and their investigation are indicated. The work will continue with the aim to create an appropriate model to solve abovementioned problems.

### References

- [1] [www.iee.org/policy/Bio Effects/emfhealth.pdf](http://www.iee.org/policy/Bio%20Effects/emfhealth.pdf)
- [2] [www.mcw.edu/gcrc/cop/powerlines-cancer-faq/spectrum2.gif](http://www.mcw.edu/gcrc/cop/powerlines-cancer-faq/spectrum2.gif)
- [3] [www.sarvalues.com/measuring-sar.htm](http://www.sarvalues.com/measuring-sar.htm)
- [4] [www.iegmp.org.uk](http://www.iegmp.org.uk)
- [5] [www.ece.rutgers.edu/~orfanidi/ewa](http://www.ece.rutgers.edu/~orfanidi/ewa)
- [6] D.M.Sullivan, "Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method", (IEEE Press, New York 2000)
- [7] V.Darmova, "Investigation of High-Frequency EM Fields Radiated by Mobile Phone", (AEEE, Proc. of ELEKTRO 2004, Žilina, Slovakia, 25-26 May 2004, pp.299-301)

## VYHODNOCOVANIE ARTERIÁLNEHO PROFILU A HEMODYNAMIKY VYBRANÝCH CIEV NA DOLNÝCH KONČATINÁCH

L. Bučkuliaková<sup>(a)</sup>, J. Tkáčik<sup>(b)</sup>, B. Valko<sup>(b)</sup>

<sup>(a)</sup>Žilinská univerzita, Katedra teoretickej a aplikovanej elektrotechniky, Univerzitná 1, 010 26 Žilina

<sup>(b)</sup>I. Ortopedická klinika FNŠP Ružinov, Ružinovská 6, 826 06 Bratislava 29

**Abstrakt** Príspevok sa zaoberá meraním prietoku krvi vo vybraných cievach v segmente predkolenia. Pri tomto meraní používame neinvazívne metódy predovšetkým fyzikálne cieвне vyšetrenie, sumačné pletyzmografické záznamy predkolení, zápisy flowmetrických priebehov z jednotlivých ciev a výsledky pulzoximetrického vyšetrenia z prstov oboch dolných končatín. Vyšetrenia sú doplnené meraním tlakov – brachiálneho, proximálneho a distálneho na DK. Kontinuálny dopplerovský flowmeter umožňuje z povrchu tela získať informácie o rýchlostných profiloch ciev a ďalších parametroch krvného riečiska. Detekčnými miestami boli a. femoralis, a. tibialis posterior a a. dorsalis pedis. S využitím digitálneho prevodníka cez osciloskop Tektronix TDS 220, programu Scope a vlastného programu sme vytvorili prehľadný záznam vyhodnocujúci namerané hodnoty rýchlosti prietoku krvi.

**Kľúčové slová** Impedančná pletyzmografia, reografia, pulzoximetria, saturácia hemoglobínu kyslíkom, kontinuálna dopplerovská flowmetria, arteria femoralis, arteria tibialis posterior, arteria dorsalis pedis, pulzová vlna, neinvazívna metóda, artéria, arteriálny profil, ateroskleróza, priechodnosť ciev

### 1. Úvod

Hovorí sa, že človek je taký starý, aké staré má cievy. Na tomto výroku je veľa pravdy, pretože cievy spolu so srdcom tvoria v srdcovo-cievnom systéme neoddeliteľnú činnú jednotku, ktorá s konečnou platnosťou rozhoduje o živote či smrti jedinca. Cieвне choroby môžu zapríčiniť vážne zmeny ktoréhokoľvek orgánu v tele, najmä ak si uvedomíme, že funkcia každého tkaniva, každej telesnej bunky závisí od primeraného prísunu krvi.

V mnohých prípadoch má narušenie funkcie cieвнеho systému patologickým procesom svoj špecifický charakter. Pomocou vyšetrovacích metód môžeme toto porušenie funkcie odhaliť, poprípade stanoviť stupeň postihnutia. Doteraz nemáme také metódy, ktoré by nás informovali o všetkých funkciách, nie všetky časti sú dobre prístupné vyšetreniu, zvlášť pomocou neinvazívnych metód. Niektoré vyšetrenia majú len orientačnú hodnotu, iné môžu viesť k diagnostickým záverom. Z praktického hľadiska sa pozornosť sústreďuje na vyšetrovanie periférnych (končatinových) ciev.

### 2. Princípy vyšetrovacích postupov periférnych ciev

Predmetom nášho výskumu bol prietok krvi vo vybraných cievach na dolných končatinách, pretože periférne artérie dolných končatín sú najčastejšie postihnuté aterosklerózou, Bürgerovou chorobou, makroangiopatiou a mikro - angiopatiou. Zisťovaním pulzácií jednotlivých artérií na

vybraných detekčných miestach skúmame priechodnosť ciev až do periférie.

Zameranie vyplýva zo súčasných potrieb diagnostiky včasných štádií artériosklerózy. Lokalizácia tohto ochorenia má závažný význam pre život pacienta. Zisťovanie včasných štádií ochorenia na cievach dolných končatín má svoj význam nielen pre možné komplikácie, ktoré v konečnom štádiu môžu viesť až ku strate dolnej končatiny, ale i pre možnosť súčasného výskytu artériosklerotickej choroby iných dôležitých lokalít cieвнеho riečiska napr. koronárnych tepien srdca, mozgových ciev atď.

Na meranie rýchlosti prietoku krvi vybranými cievami sme používali Flowmeter Directional Doppler Model 806 pri Flow Toward Probe – doprednom toku. Tento prístroj je ultrazvukový merač rýchlosti a zrýchlenia relatívneho prietoku krvi pomocou Dopplerovho princípu kontinuálnym spôsobom. Umožňuje neinvazívne z povrchu tela získať informácie o rýchlostných profiloch ciev a ďalších parametroch krvného riečiska. Vysielané ultrazvukové vlny sa odrážajú od akustických rozhraní vytváraných rôznou akustickou impedanciou cieвных štruktúr a od pohybujúcich sa červených krviniek. Signály snímame sondou prikladanou na kožu v detekčných miestach na a. femoralis, a a. tibialis anterior, a. tibialis posterior a a. dorsalis pedis. Sonda (menič) zachytáva odrazené vlny a prenáša ich na obrazovku osciloskopu. Frekvenčné zmeny ležia v počuteľnej oblasti a je možné ich vnímať ako sluchový signál. Používali sme digitálny prevodník cez osciloskop Tektronix TDS 220. Získali sme zápis periférneho pulzu z príslušných cieвных oblastí, z ktorého je možné hodnotiť rýchlostné a časové parametre. Merania sa zaznamenávali a vyhodnocovali

pomocou programu Scope3.2. Vyhodnocovali sme rýchlosť vzostupu nameranej krivky, lebo je obrazom stavu ciev. Nábehový čas a veľkosť amplitúdy sú iné u zdravej a iné u poškodenej cievy.

Výsledky merania prietoku krvi sú počítačovo spracované a prehľadne uvedené na Obr. 1. Tento spôsob vyhodnocovania arteriálneho profilu a hemodynamiky je zvlášť výhodný a prehľadný pre lekárov, lebo poskytuje všetky dôležité informácie.

Merania prietoku krvi sú doplnené funkčným vyšetrením dolných končatín a to somatometrickým, IPG pletyzmografickým a pulzoximetrickým. Takto získavame komplexný obraz o cievnom systéme dolných končatín. Impedančnou pletyzmografiou sa zisťuje prítomnosť alebo neprítomnosť pulzových vln v meranom segmente dolnej končatiny, ich kvantitatívne alebo kvalitatívne zmeny, z čoho možno usudzovať na redukciu krvného zásobenia. Relatívny prietok závisí od frekvencie srdcovej činnosti, pričom rýchlosť znásobuje objem pretečenej krvi. Týmto meraním sa zapíše sumačný záznam pulzov tepien v meraných segmentoch predkolení oboch DK.

### 3. Prínosy neinvazívnych vyšetrovacích metód tepnovej hemodynamiky dolných končatín

V príspevku vychádzame z výsledkov meraní hemodynamiky dolných končatín s využitím metód somatometrických, z merania krvného tlaku a arteriálnych profilov oscilometrickou metódou, ďalej z výsledkov metódy impedančnej pletyzmografie, metódy pulzoximetrickej a dopplerovskej flowmetrie u zdravých osôb. Súbor nameraných hodnôt u pacientov s vyššie spomínanými cievnyimi ochoreniami je doplnený o arteriografický obraz meraných úsekov dolných končatín. Nasledujúce metódy poskytujú výsledky hodnôt významných parametrov.

1. Somatometrická metóda poskytuje údaje o obvodových a objemových parametroch v segmentoch končatín a tým o stave horizontálnej proporcionality, a nepriamo o stave trofiky končatiny.
2. Meranie tepnového tlaku oscilometrickou metódou v segmentoch DK a centrálného tlaku (brachiálneho) umožňuje stanoviť na meraných úrovniach arteriálne indexy, a tým arteriálne profily v segmentoch DK.
3. Metóda impedančnej pletyzmografie poskytuje pri symetrickom meraní súčasne zaznamenať tepnové pulzácie zo segmentov predkolení, a tým

vyhodnocovať amplitúdy kriviek, ich tvarové charakteristiky a hodnoty relatívnych pulzových objemov. Hodnota základnej elektrickej impedancie meraná medzi vnútornými snímacími elektródami poskytuje stranové informácie o elektrolytovom prostredí meraných štruktúr. (prítomnosť opuchu alebo vysušenia tkaniva)

4. Metóda dopplerovskej flowmetrie umožňuje zápis rýchlostného pulzu na anatomických miestach s priamym alebo sprostredkovaným záznamom výšky amplitúd. Hlavným prínosom je tu prehľadný záznam vyhodnotenia arteriálneho profilu Obr.1.
5. Pulzoximetrická metóda s použitím dvoch samostatných aparatúr – Pulzox – 7, Minolta umožňuje súčasne meranie kyslíkovej saturácie hemoglobínu na prstoch dolných končatín a pre porovnanie aj na prstoch HK.
6. Angiografické kontrastné zobrazenie tepnového systému DK, prípadne vetiev brušnej aorty umožňuje presnejšie stanovenie výšky cievnej lézie, jej stenotického zúženia, uzáveru alebo priechodnosti v celom rozsahu a tým presne zobrazit' tepnový prítok do obidvoch DK.

### 4. Súbor vyšetovaných osôb

Pozostáva z kontrolnej skupiny 20 zdravých mužov a žien, u ktorých sme uplatnili prvých 5 metód a uvedených meracích postupov.

U skupiny 10 pacientov sa použilo v predoperačnom vyšetrovacom postupe všetkých 5 neinvazívnych vyšetrovacích metód a nakoniec invazívna metóda arteriografická, po ktorej sa stanovil ďalší liečebný postup.

### 5 Výsledky meraní

Z kontrolnej skupiny 20 zdravých vyšetrených osôb predkladáme iba výsledky neinvazívnych metód a vyšetrovacích postupov. V súbore 10 pacientov uvádzame aj výsledky invazívnych vyšetrení (arterio a aortografických), ktoré boli indikované ošetrujúcim lekárom – chirurgom s cieľom získať obraz o cievnom riečisku vo vyšších segmentoch oboch DK a získať podklad pre rozhodnutie o potrebe ďalšej chirurgickej liečby. V stručnej charakteristike kontrolnej skupiny uvádzame výsledky meraní hmotnostných ukazovateľov a jej členenie podľa pohlavia. Tabuľky výsledkov pre jednotlivé

skupiny vyšetovaných osôb nie je možné uviesť kvôli ich rozsiahlosti.

Z tabuľky výsledkov kontrolnej skupiny vyplýva, že ju tvorí 10 mužov a 10 žien s priemerným vekom 65 rokov u mužov a 50 u žien. Všetky ženy boli nefajčiarky. V skupine vyšetovaných zdravých mužov boli 2 fajčiari. Podľa meraní základných antropometrických ukazovateľov (hmotnosti a výšky) sme hodnotili stav výživy podľa hodnotiaceho kritéria body mass indexu (BMI). BMI ukazuje, že 11 vyšetovaných osôb malo náležitú hmotnosť, 9 osôb malo nadmernú výživu.

Somatometrické zisťovanie obvodov a určovanie objemov ukázalo symetriu v horizontálnej proporcionalite vyšetovaných segmentov DK.

Pri vyšetrení tepnovej hemodynamiky sme v prvom kroku pohmatom zistili prítomnosť pulzácií tepien na štyroch anatomických miestach dolných končatín, následne sme dopplerovským prístrojom zisťovali a zaznamenali rýchlostné prietokové hodnoty na femorálnych tepnách a troch distálnych tepnách na distálnych predkoleniach.

Z výsledkov meraní IPG pletyzmografickou metódou sme zistili hodnoty základnej impedancie meraných úsekov predkolení a súčasne zápisy pulzácií zo segmentov oboch predkolení.

Získané hodnoty meraných parametrov tepnovej hemodynamiky u jednotlivých vyšetovaných osôb sa nachádzajú v pásme náležitých hodnôt nami používanej metódy.

Výsledky meraní tepnového tlaku oscilometrickou metódou v segmentoch DK a centrálného tlaku (brachiálneho) po výpočte arteriálnych indexov ukázali náležité hodnoty (nad 1,00) arteriálnych profilov na končatinách kontrolne vyšetrených mužov a žien.

Výsledky meraní saturácie HbO<sub>2</sub> pulzoximetrickou metódou pri súčasnom naložení snímačov na druhom prste DK vpravo a vľavo ukázali náležité hodnoty nameranej veličiny, t.j. medzi 94 a 100 % obojstranne.

Výsledky vyšetrení z klinickej skupiny (10 pacientov) ukázali variabilitu somatometrických a ostatných nálezov, najmä výsledkov invazívnych a neinvazívnych metód vyšetrení.

Z tabuľky výsledkov klinickej skupiny vyplýva, že ju tvorí 8 mužov a 2 ženy s priemerným vekom 64,5 u mužov a 65,5 u žien. Všetci pacienti - muži boli fajčiari. Jedna žena bola nefajčiarka. Podľa meraní základných antropometrických ukazovateľov sme hodnotili stav výživy podľa hodnotiaceho kritéria BMI nasledovne: náležitú hmotnosť mali 2 pacienti, nadváhu 5, 1 mal podváhu, 1 I. stupeň obezity a 1 II. stupeň obezity.

Výsledky arteriografických vyšetrení popísané príslušnými odbornými lekármi z RTG ukazujú variabilné RTG obrazy popisujúce bloky,

krátke a dlhšie stenózy na rôznych úrovniach magistrálneho a periférneho riečiska.

Pri palpačnom vyšetrení tepien na 5 anatomických miestach (a. f., a. poplitea a.t.p. a. t.a. a. d.p) sa v niektorých prípadoch hmatom nezistil pulz, ale dopplerovským meraním prietoku bol prítomný pulzový tok.

Výsledky meraní impedančnou metódou významne korelovali s arteriografickými nálezmi tak stranovo ako aj v hodnotách amplitúd a relatívnych pulzových objemov.

Výsledky meraní tepnového tlaku oscilometrickou metódou v segmentoch DK a centrálného tlaku (brachiálneho) po výpočte arteriálnych indexov ukázali významnú zhodu arteriografického obrazu (bloky, stenózy) s vypočítanými hodnotami indexov arteriálnych profilov na príslušných DK.

Výsledky meraní saturácie HbO<sub>2</sub> pulzoximetrickou metódou pri súčasnom naložení snímačov na druhom prste DK vpravo a vľavo ukázali, že pri významných arteriografických nálezoch (bloky, stenózy) boli pod 94 % až nemerateľné.

Somatometrické zisťovanie obvodov a určovanie objemov ukázalo stranovú asymetriu v horizontálnej proporcionalite v zmysle zmenšenia obvodov a objemov postihnutých končatín.

## 7. Záver

Výsledky arteriografických nálezov z oboch DK pri predoperačnom vyšetrení významne korelujú s výsledkami predtým vykonaných meraní tepnovej hemodynamiky neinvazívnymi metódami. Ide o stranový súhlas nálezov pulzových objemových zmien, rýchlostných prietokových zmien a výsledkov arteriálnych profilov a pulzoximetrických. Z vyšetrení u klinickej skupiny sa ukázala významná prevaha fajčiarov, ex-fajčiarov, zníženej výživy a somatometrickej asymetrie (stenšenie významne postihnutých DK).

Zaujímavá je súvislosť medzi merným odporom, zisteným pomocou IPG flebografického vyšetrenia, a stavom tepnového systému DK. U pacientov s obliterujúcou arteriopatou a výskytom stenóz sa hodnota merného odporu znižuje, avšak prudko narastá u pacientov s I. alebo II. stupňom obezity. Tento jav by bolo vhodné ďalej preskúmať na podstatne početnejšej skupine pacientov. Naš súbor vyšetovaných osôb je príliš malý na vyvodenie všeobecných záverov.

## Literatúra

[1] Ďuriš, I.; Hulín, I.; Bernadič, M.: *Princípy internej medicíny*, SAP – Slovak Academic Press, s.r.o., Bratislava, 2001, S. 498-557, 611, 784-79717

P a c i e n t	V e k	P o h l a v i e	Somatometria Objemy				Reografia				Oximetria		Arteriálny profil Meranie tlakov							
			Pravá DK		Ľavá DK		Pravá DK		Ľavá DK		Pravá DK	Ľavá DK	brachial							
D G	F	N	Segment stehna [dm <sup>3</sup> , l]	Segment predkole nia	Segment stehna [dm <sup>3</sup> , l]	Segment predkole nia	Amplit pulzove j krivky [mΩ]	RPO [%o] Z <sub>0</sub> [Ω]	Amplit pulzovej krivky [mΩ] Z <sub>0</sub> [Ω]	RPZ [%o] Z <sub>0</sub> [Ω]	Pravá DK [%]	Ľavá DK [%]	Pravá DK Index		Ľavá DK Index					
			BMI [kg/m <sup>2</sup> ]				Náležitá hodnoty BMI				Náležitá hodnoty		Náležitá hodnoty		Pod kolen om	Nad členko m	Pod kolen om	Nad členko m		
			18,5 – 25 Pod 18,5 podváha 25 – 30 náležitá hmotnosť 30 – 35 nadváha 35 – 40 I. stupeň obezity nad 40 II. stupeň obezity život ohrozujúca obezita				41 – 85 [mΩ] 0,63 – 1,09 [%o] 74 – 110 [Ω]				Impedančná flebografia		Merný odpor ζ [Ω cm]		Náležitá hodnota 262 - 378		Ľavá DK		Pravá DK	
											Náležitá hodnota 262 - 378				ATP ampl ATA ADP [mV]		ATP ATA ADP [mV]			
1P	7	M	1,120	1,303	1,061	1,256	39,4	0,84	37,1	0,47	97	97	169/83 - 74							
	2	F						63		107	336,1	205,3	0,71	0,76	0,68	0,67				
I7	0.												100		150					
	2												0		0					
													0		0					

Tab. 1: Časť tabuľky s výsledkami vyšetrení

Ambulancia ortopedickej funkčnej diagnostiky – I. Ortopedická klinika FNŠP Ružinov  
Ružinovská 6, 826 06 Bratislava 29

Dátum:		Meno odos.lekára:		Čís.vyš.:	
Meno:		Číslo poisťenca:		RNP:	
				Diagnóza:	

### Arteriálny profil dolných končatín

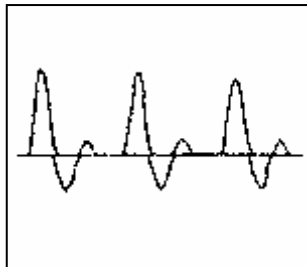
#### MERANIE TLAKOV

Centrálny – brachial [torr]:	119/73	Pulz [počet/min]:	65
------------------------------	--------	-------------------	----

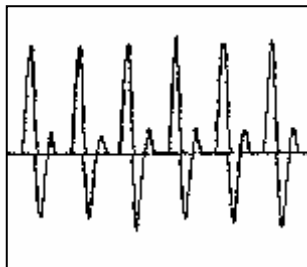
	Nad kolenom		Pod kolenom		Nad členkom	
	Proximálny	Index	Proximálny	Index	Distálny	Index
PRAVÁ DK			173/71	1.453378	133/70	1.117647
ĽAVÁ DK			145/61	1.218487	137/72	1.151260

#### FLOWMETRIA

Arteria Femoralis

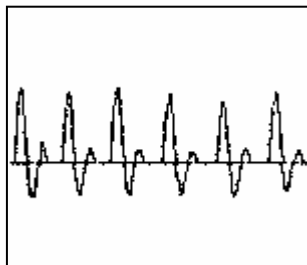


Arteria Tibialis Posterior

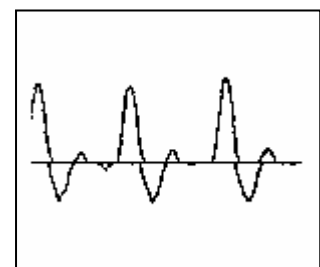


Posterior

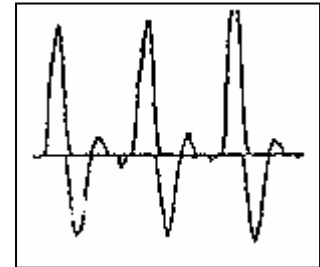
Arteria Dorsalis Pedis



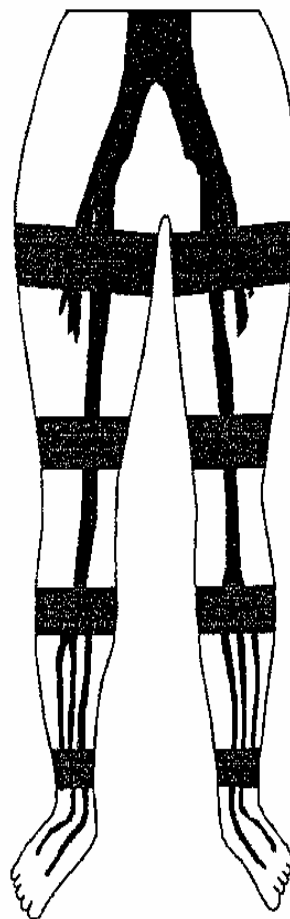
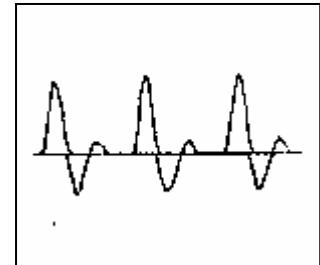
Arteria Femoralis



Arteria Tibialis



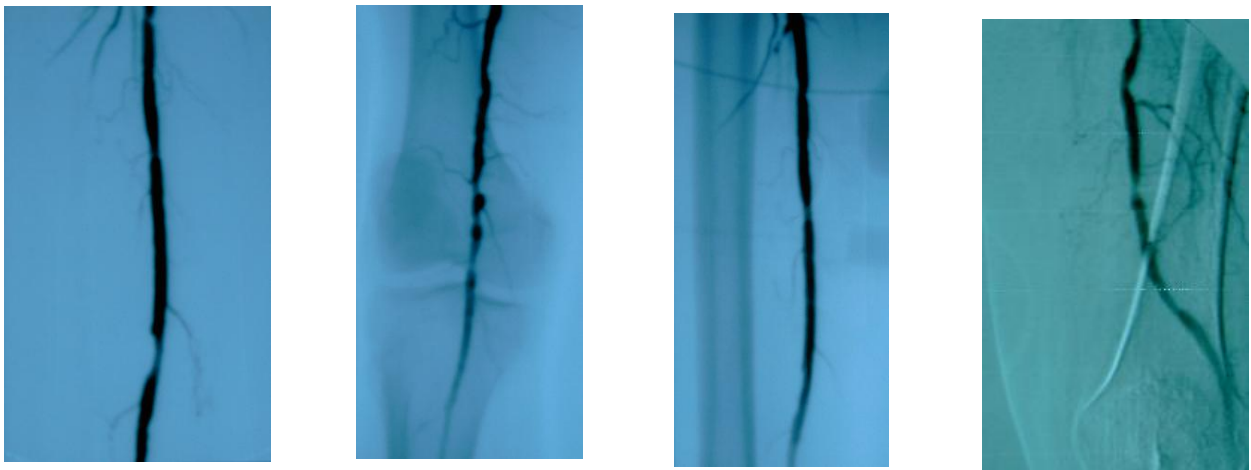
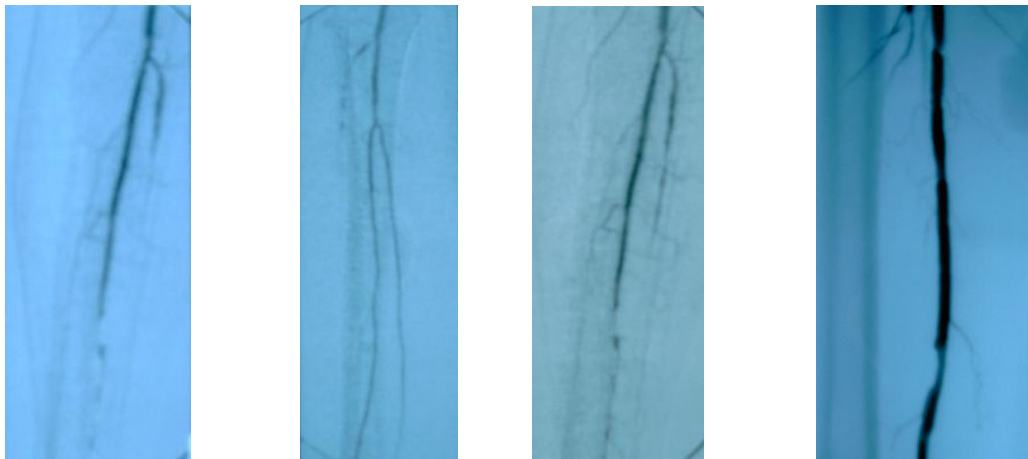
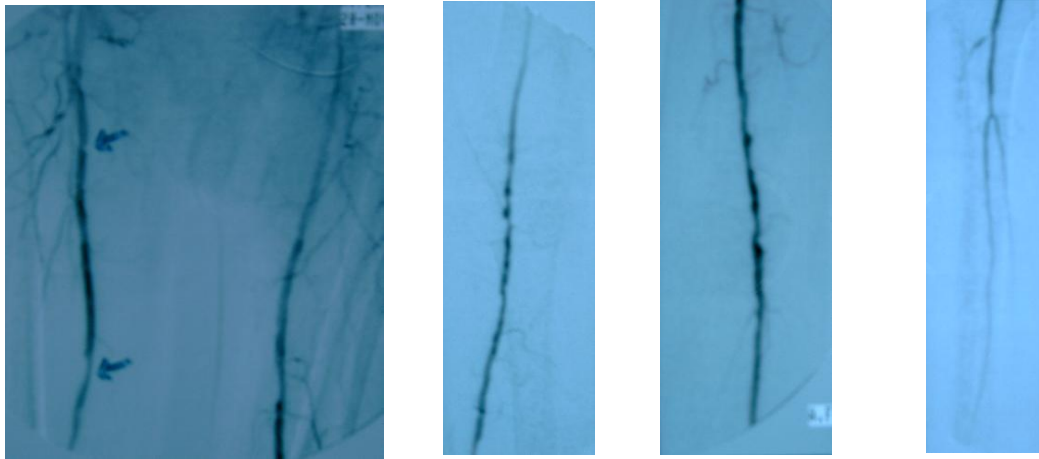
Arteria Dorsalis Pedis



Subj.stav:

Obj. – záver vyš:





*Obr. Angiografické záznamy stenóz*

## CLASSIFICATION OF BIO-SIGNALS INTO GROUPS

### ROZDELENIE BIOSIGNÁLOV PODĽA RÔZNYCH KRITÉRIÍ

J. Mrázová<sup>a)</sup>

<sup>a)</sup> University of Žilina, Department of Control and Information Systems, Veľký diel, SK 010 26 Žilina, Slovakia, E-mail: mrazova@fel.uct.sk, Phone: +421 41 513 3302

**Summary** The human body is complex of the number of cells, fibres, tissues, apparatus, which are sources of many signals. The signal is information supporter about examined or scanned biological systems (patient). Extraction of information components from signal needs the pre-processing – elimination (minimalization) of redundant element signals: noise and products interference from sources different than those being the subject of investigation.

**Abstrakt** Ľudské telo je zložené z buniek, vlákien, tkanív a orgánov, ktoré sú zdrojom množstva signálov, a tie sú predmetom skúmania biomedicíny. Signál ako nosič informácie o pozorovanom biologickom systéme, je potrebné vhodne zosnímať a spracovať. Extrakcia informačnej zložky zo signálu vyžaduje poznanie nielen fyzikálnej podstaty jednotlivých signálov ale aj miesto jeho vzniku, a funkciu vyšetřovaného orgánu.

## 1. Úvod

Rýchly rozvoj mnohých vedných disciplín hlavne v oblasti snímania a spracovania signálov v biomedicíne. Ľudské telo je zložené z množstva buniek, vlákien, tkanív a orgánov, ktoré sú zdrojom množstva signálov. Signál je nosičom informácií o pozorovanom resp. vyšetřovanom biologickom systéme.

Ako biosignály môžeme označiť všetky signály, ktorých existenciu môžeme zaznamenať v živých organizmoch. Môže sa jednať o priebehy elektrických napätí, premenlivé magnetické polia, zmeny chemických koncentrácií, mechanické pohyby, zvuky, zmeny teplôt aj. Môžeme ich registrovať v dôsledku spontánnej aktivity biologického systému (natívne signály) alebo ako dôsledok nejakých úmyselných podnetov (evokované signály).

Napriek širokému spektru fyzikálneho charakteru (čo do kvality i kvantity) biosignálov môžeme u nich sledovať a vyšetřovať veľké množstvo spoločných rysov. Je nutné poznamenať, že nech je pôvod toho či ktorého biosignálu akýkoľvek, je v dnešnej dobe jeho následný prevod do formy elektrického signálu nevyhnutný. Z toho dôvodu je nevyhnutná základná znalosť z teórie elektrických obvodov, práve tak ako znalosť základného matematického a fyzikálneho aparátu.

Extrakcia informačnej zložky zo signálu vyžaduje predspracovanie – odstránenie (minimalizovanie) neužitočných zložiek signálu: šumy a produkty interferencie z iných zdrojov než toho, ktorý je predmetom sledovania.

## 2. Klasifikácia biosignálov podľa matematických kritérií

To, že signál prebieha v čase, znamená, že v každom okamžiku nadobúda nejaké určité hodnoty.

A pretože plynutie času považujeme v klasickej fyzike za nezávislú veličinu, môžeme si ľubovoľný signál predstaviť ako nejakú funkciu času a znázorniť si ju grafom tejto funkcie, pričom nezávislú premennú bude čas a závislou premennou bude príslušná fyzikálna veličina, odpovedajúca fyzikálnemu charakteru daného prenosového kanálu. Biosignál je ako všetky signály forma hmoty nesúca informácie o dejoch a je možné ich matematicky popísať ako funkciu jednej alebo viac premenných:

$$s(t) = A \cdot t^2, \text{ kde } A \text{ je nenulová konštanta.}$$

Podľa Cohena delíme signály:

- Deterministický
  - periodický (sínusový, komplexný)
  - neperiodický (kváziperiodický, pprechodový)
- Stochastický
  - stacionárny (ergodický, neergodický)
  - nestacionárny (špeciálny)

Spojitém signálom zodpovedajú (po častiach) spojité funkcie  $s(t)$ . Tie umožňujú určiť hodnotu signálu pre ľubovoľný časový okamih. Diskrétny signály sú opisované postupnosťou  $s(m)$  umožňujúcou určiť hodnotu signálu iba pre diskrétny časové okamihy.

Súčasnú technológiu, vrátane informačných, poskytujú výkonné prostriedky spracovania diskrétnych signálov. Preto sa spojité signály prostredníctvom analógovo-číslicových prevodníkov transformujú do diskrétnych.

Prevodníky realizujú proces vzorkovania spojitého signálu  $s(t)$  do postupnosti  $s(m)$ :

$$s(m) = s(t) \Big|_{t=mT_s}$$

kde  $T_s$  je vzorkovací interval a  $f_s = 2\pi / T_s$  je vzorkovacia frekvencia.

#### DETERMINISTICKÉ A STOCHASTICKÉ BIOSIGNÁLY

Deterministické signály sú vyjadriteľné presnou matematickou závislosťou a tomu zodpovedajúcou grafickou reprezentáciou.

Reálne biosignály nie sú nikdy deterministické. Vždy v nich prítomné nepredvídateľné šумы a zmeny parametrov spôsobujú ich nedeterminičnosť.

Podtriedou deterministických signálov sú signály periodické:

$$s(t) = s(t + nT),$$

kde  $n$  je "integer" a  $T$  je perióda. Periodický signál má svoj základný opakujúci sa tvar intervalu.

Väčšina deterministických signálov je neperiodická. Napriek tomu je nezriedka výhodné považovať ich za takmer t.j. "kvázi periodické".

Napr. RR interval elektrokardiogramu prakticky nikdy nie je konštantný (v dôsledku dýchania a účinkov rôznych regulačných mechanizmov organizmu). Aj PQRST komplexy zodpovedajúce úderu srdca nie sú navzájom rovnaké. Avšak rozsah ich variability pripúšťa modelovať ich ako "takmer periodické". [1], [2], [8] [9]

#### STOCHASTICKÉ SIGNÁLY

Stochastické signály ako prejav stochastických procesov v organizme tvoria dôležitý zdroj informácií.

Stacionárny stochastický proces má štatistické charakteristiky, ktoré sa v čase nemenia autokorelačná funkcia je funkciou časového rozdielu

$$\tau = t_2 - t_1.$$

Stochastický stacionárny ergodický proces štatistické charakteristiky jeho ľubovoľných dvoch vzoriek rovnakej a dostatočnej dĺžky sú rovnaké – vtedy namiesto celého priebehu stačí skúmať iba jednu jeho časť.

#### ČASOVÁ A FREKVENČNÁ DOMÉNA SIGNÁLU

Časová doména - signál charakterizovaný hodnotami na časovej osi.

Frekvenčná doména - signál charakterizovaný svojim frekvenčným rozkladom  $\rightarrow$  frekvenciou, amplitúdou a fázovým posunom sínusoid.

FOURIEROVÁ TRANSFORMÁCIA (FT) ako doménový prevod signálu.

$$F\{s(t)\} = S(\omega) = \int \varepsilon - \varphi \omega$$
$$\Leftrightarrow$$

$$F^{-1}\{S(\omega)\} = \sigma(\tau) = (1/2\pi) \int$$

kde  $\omega = 2\pi f$  je kruhová frekvencia,  $S(\omega)$  reprezentuje frekvenčnú doménu komplexnou hodnotou. [9]

### 3. Rozdelenie biosignálov podľa ich fyzikálnej podstaty:

#### BIO-ELEKTRICKÉ SIGNÁLY

Najdôležitejšie biosystémy sú zložené z excitovateľných buniek a ich správanie je sprevádzané bioelektrickými signálmi. Ich charakteristiky umožňujú skúmať, monitorovať, vyhodnocovať ich stavy a funkcie.

Vzruchy bunkových membrán nervových a svalových buniek generujúcich akčné potenciály. Elektrický potenciál je generovaný veľkým množstvom buniek, sú snímané (povrchovými príp. ihlovými) elektródami, snímačmi a prevodníkmi. Elektrické polia sa dobre šíria biologickým prostredím a preto sa bioelektrické signály dajú relatívne dobre snímať na vhodných miestach povrchu. Používaním povrchových snímačov sa eliminujú invazívne metódy meraní.

Bioelektrické signály patria medzi najdôležitejšie z biosignálov.

#### BIO-IMPEDANČNÉ SIGNÁLY

Impedančný signál tkaniva sa generuje tak, že na vhodnom mieste sa striedavým sínusovým prúdom indukuje prúd (frekvencia 50kHz  $\div$  1MHz a intenzita 20 $\mu$ A  $\div$  20mA), na inom mieste povrchu skúmaného tkaniva sa inými elektródami sníma napätie generované prúdom a impedancia tkaniva.

Impedancia resp. odpor tkaniva je závislá na zložení tkaniva, objeme a distribúcii krvi v ňom, endokrinných, resp. neurónových aktivít v ňom a množstva iných, preto je nositeľom významných informácií.

#### BIO-MAGNETICKÉ SIGNÁLY

Nakoľko orgány tela (mozog, srdce, pľúca) ako dôsledok elektrických fenoménov produkujú veľmi slabé magnetické polia, biomagnetické signály poskytujú informácie, ktoré bioelektrické signály neobsahujú.

Veľmi nízka intenzita magnetického poľa spôsobuje veľmi nepriaznivý pomer signálu k šumu, preto je výpovedná schopnosť signálu veľmi nízka.

#### BIO-MECHANICKÉ SIGNÁLY

Mechanické a elektromechanické snímače a prevodníky (piezokryštály, membrány, kvapalinové tlakomery, ultrazvuk) zaznamenávajú mechanické prejavy biologických systémov (pohyby, výchytky, tlakové, napäťové, objemové a prietokové zmeny).

Mechanické rozruchy sa nešíria tkanivom ako elektrické, magnetické alebo akustické signály, preto ich meranie zvyčajne vyžaduje veľmi presnú lokalizáciu snímača, dokonca aj uplatňovanie invazívnych metód.

Poskytujú množstvo veľmi špecifických a významných informácií na identifikovanie stavu a funkcií skúmaného systému.

#### BIOAKUSTICKÉ SIGNÁLY

Meranie zvukov poskytuje relevantné a špecifické informácie o jave, ktorý ho generuje, pretože fyziologické javy (prietok krvi srdcom, chlopňami, cievami, alebo prietok dychacích plynov hornými aj dolnými prieduškami a pľúcny priestorom) generujú typické akustické fenomény (napr. srdcové

ozvy, sípanie, piskoty, vrzgoty, kašel), alebo ovplyvňujú rezonančný priestor pre indukované zvuky (napr. poklep hrudníka, brucha). Zvuky sú generované aj tráviacim traktom, pohybom kĺbov, dokonca aj kontrakciou svalov.

Akustická energia sa šíri biologickým prostredím čo umožňuje snímanie akustických signálov vhodnými snímačmi (fonendoskopmi, mikrofónmi) z povrchu tela.

#### BIO-OPTICKÉ SIGNÁLY

Jedno- a viacrozmerné optické signály patria medzi veľmi dôležité zdroje informácií o stave a funkciách skúmaných systémov.

Sú dôsledkom spontánnych aj meraním vyvolaných optických prejavov biologického systému (koncentrácia kyslíka v krvi ovplyvňuje farbu t.j. jasnosť červenej, prietok krvi kožou ovplyvňuje jej zafarbenie).

Meranie priepustnosti alebo odrazu svetla rôznej vlnovej dĺžky tkanivom. Technológia RTG prežiarenia a endoskopických vyšetrení sprostredkovaných optickými vláknami poskytuje množstvo príležitostí na snímanie biooptických signálov. Aj vzorky tkanív a látok z organizmu sú zdrojom optických snímaných signálov produkujúcich rôznymi technológiami obrazové informácie biologických systémov.

#### BIO-CHEMICKÉ SIGNÁLY

Biochemické signály sú buď DC alebo ich premenlivosť (frekvencia) je veľmi nízka.

Sú produktom chemických meraní v živých tkanivách alebo z ich vzoriek analyzovaných v špecifických (biochemických, hematologických, mikrobiologických, histologických, likvorologických) laboratóriách.

Uplatňujú sa rôzne druhy snímačov a prevodníkov. Napríklad meranie koncentrácie rôznych iónov vo vnútri a v okolí buniek sa uskutočňuje prostredníctvom špecifických elektród. Teplota organizmu resp. tkaniva sa meria jednak klasickými teplomerami ale aj elektrickými snímačmi teploty (termistormi). [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8]

#### 4. Rozdelenie biosignálov podľa biologického pôvodu:

Lekár pre správne stanovenie diagnózy a vyvrátenie pochybností potrebuje získať komplexné informácie o vyšetrovanom orgáne a ďalších faktoroch ktoré vplývajú na činnosť biologického systému. [1], [5], [6], [7], [8]

#### BIOSIGNÁLY - OBEHOVÉHO SYSTÉMU

Vid' tabuľka č.1.

#### BIOSIGNÁLY - RESPIRAČNÝ SYSTÉM

Vid' tabuľka č.2.

#### BIOSIGNÁLY - MOZGU

Vid' tabuľka č.3.

#### BIOSIGNÁLY - AUTONÓMNY NERVOVÝ SYSTÉM

Vid' tabuľka č.4.

#### BIOSIGNÁLY - SVALOVÉ FUNKCIE

Vid' tabuľka č.5. . [1], [8]

#### 5. Záver

Pre lekára je podstatné mať k dispozícii signál očistený od šumu v časovej oblasti, kým technik signál spracováva prevažne vo frekvenčnej oblasti. Preto je pre technických pracovníkov kalibrujúcich resp. vyvíjajúcich nové prístroje dôležité vedieť o aký signál sa jedná.

#### References

- [1] Svatoš, J.: *Biologické signály I*, ČVUT, Praha 1992
- [2] Ďaďo S., Kreidl M.: *Senzory a měřicí obvody*, ČVUT, Praha, 1999
- [3] Čápová K., Čáp I.: *Senzory v biomedicínskom inžinierstve*, EDIS, Žilina, 1999
- [4] Kreidl M.: *Senzory*, ČVUT Praha 1992
- [5] Muriň, P.: *Detekcia epileptickej aktivity v eeg záznamoch*, Diplomová práca, ŽU Žilina, 2004
- [6] Mrázová, J.: *Analýza EKG v programovom prostredí MATLAB*, Diplomová práca, ŽU Žilina, 2004
- [7] Cimermanová, K.: *Metodika, prístrojové vybavenie a možné chyby pri meraní minerálnej denzity kostí*, Diplomová práca, ŽU Žilina, 2004
- [8] Matoušek, *Lékařská informatika*, (máj 2005) <http://kruzik.felk.cvut.cz/Lel/>
- [9] Pšenička, *Prostředky diskretního zpracování signálu*, ČVUT, Praha 1993

## 6. Príloha

Fyziologický parameter	Druh nerania	Snímacie zariadenie	Typické fyzikálne hodnoty	Základná frekvencia [Hz]	Frekvenčné spektrum [Hz]
Elektrické potenciály srdca	elektrokardiogram	končatinové a hrudné elektródy; srdcové elektródy	1-10 mV 50 mV	1.3	0.05 - 100
	vektorkardiogram	ortogonálne elektródy	1-10 mV	1.3	0.05 - 100
	fetálny elektrokardiogram	povrchové elektródy (matka)	10 $\mu$ V	2.5	2 - 100
Krvný tlak	priame meranie arteriálneho tlaku v brachiálnej alebo femorálnej artérii	tlakový snímač; ortu-ťový manometer	120 mmHg	1.3	DC - 20
	priame meranie venózneho tlaku	tlakový snímač; vodný manometer	9 mmHg 12 cmH <sub>2</sub> O	1.3	DC - 20
	nepriame meranie arteriálneho tlaku	sfygmomanometer (or-tuťový; piezoelektrický) s mikrofónom pre Korotkovov efekt	120/80 mmHg 150 mV	1.3	DC - 20 30 - 500
	relatívny arteriálny tlak	pletyzomograf (zmena objemu); impedančný pletyzomograf	$\Delta p$ 0.1%	1.3	0.05 - 10
Krvný prietok (a jeho rýchlosť)	periférny prietok	elektromagnetický; ultrazvukový; izoter-mický prietokomer	1000 cc/min	1.3	DC - 50
	rázový objem	aortálny prietokomer; arteriografia	5000 cc/min	1.3	DC - 50
Krvný objem	krvný objem	angiografia	5500 cc	-	-
Funkcia mitrálnej chlopne	sonografia	metóda T-M (time-motion) sonografie	16 cm/s	1.3	DC - 50

Tab.1 Biosignály - obehového systému

Tab.2 Biosignály - respiračného systému.

Fyziologický parameter	Druh nerania	Snímacie zariadenie	Typické fyzikálne hodnoty	Základná frekvencia [Hz]	Frekvenčné spektrum [Hz]
Dýchanie	pneumogram	termistorový; impedančný pneumograf	500 cc/výdych	0.25	0.05 - 2 DC - 2
		snímač elasticity	500 cc/výdych	0.25	DC - 2
Respiračný prietok	pneumotachogram	pneumotachograf s tlakovým prevodníkom	20 000 cc/min	0.25	DC - 2
Respiračný objem	spirogram	spirometer	4000 cc	0.25	DC - 0.5

Tab.3 Biosignály - mozgu.

Fyziologický parameter	Druh nerania	Snímacie zariadenie	Typické fyzikálne hodnoty	Zákl. frekv. [Hz]	Frekvenčné spektrum [Hz]
Elektrické aktivity mozgu	elektroencefalogram	povrchové; vnútrolebečné elektródy	50 $\mu$ V 500 $\mu$ V	10	0.5 - 100
Evokované potenciály	intra-; extracelulárne potenciály	mikroelektródy ihlové elektródy	100 mV 50 $\mu$ V	10	1 - 10000 1 - 1000
Očné odozvy	elektroretinogram	elektródy v kontaktnej šošovke	100 $\mu$ V	10	0.5 - 20

International Conference "Trends in Biomedical Engineering"  
September 7 - 9, 2005, University of Zilina

Tab.4 Biosignály – autonómny nervový systém.

Fyziologický parameter	Druh nerania	Snímacie zariadenie	Typické fyzikálne hodnoty	Základná frekvencia [Hz]	Frekvenčné spektrum [Hz]
Aktivita potných žliaz	galvanický kožný reflex; elektrický odpor kože	povrchové elektródy	50 k $\Omega$		
		snímač elasticity	500 cc/výdych	0.25	DC - 2
Telesná teplota	teplota	termistorový teplomer	36.1 – 36.9 °C		

Tab.5 Biosignály – svalové funkcie.

Fyziologický parameter	Druh nerania	Snímacie zariadenie	Typické fyzikálne hodnoty	Základná frekvencia [Hz]	Frekvenčné spektrum [Hz]
Reaktivita svalov	S-D (strength-duration) závislosť	stimulovanie povrchovými elektródami			
Svalová sila	myogram	ihlové; povrchové elektródy	300 $\mu$ V na sťah	0.5	DC - 50
Svalové potenciály	elektromyogram	ihlové; povrchové elektródy	1 mV	0.5	10 - 5000
	elektromyogram so stimuláciou	ihlové; povrchové elektródy, stimulácia povrch. elektródami	1 mV	0.5	10 - 5000
Vodivosť nervov	H (Hofmanov) reflex	elektromyograf so sníženou stimuláciou			
Aktivita hladkých svalov	rýchlosť vedenia	elektromyograf			
	elektrogastrogram	povrchové elektródy	20 mV	0.25	0.05 - 2

## OPTICAL SYSTEM FOR POSITION AND ORIENTATION MEASURING OF ULTRASOUND PROBE FOR 3D IMAGING IN CARDIOLOGY

Z. Szabó

*Faculty of Biomedical Engineering, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, Czech Republic  
E-mail: szabo@fbmi.cvut.cz, Phone: +420 312 208 207, Fax : +420 312 208 204*

**Summary** The fundamental of the described project is an optical position sensing of ultrasound probe in 3D echocardiology, well known as Free-hand system. The project is dealing with multi-camera system, where the probe localization is performed based on different views from the cameras, which are following it (some corresponding marks mounted on the ultrasound probe). The camera calibration and the resolution of the system are evaluated for the specific geometric arrangement as well as the marker recognition algorithm is described. The described system is an alternative solution to magnetic systems with higher length accuracy, eliminating its disadvantages as e.g. sensitivity on electric conducting materials around.

**Abstrakt** Podstata popsaného projektu je určení pozice ultrazvukové (UZ) sondy optickou metodou v 3D echokardiografii, známé jako „Free-hand“ systémy. Jedná se o vícekamerový systém, kde lokalizace sondy je provedena na základě pohledů z videokamer, které sondu (resp. korespondující značky) sledují. Je popsána kalibrace kamery a je vyhodnocena rozlišení systému pro specifické uspořádání kamer včetně algoritmu pro rozpoznávání značek. Navržený systém je alternativním řešením k elektromagnetickým systémům dosahující vyšší délkovou přesnost a odstraňující jeho nevýhody jako např. citlivost na elektricky vodivé materiály poblíž.

### 1. Introduction

Over the past few decades numerous efforts have focused on the development of various types of three-dimensional (3D) ultrasound imaging techniques. Only in the last few years has technology progressed sufficiently to make clinically useful systems, due to the enormous computing demands needed to produce such images. In general, current free-hand systems are based on commercially available transducer arrays whose position is monitored by a position-sensing device, so during the acquisition, 2D images and position data are stored in a computer for subsequent reconstruction of 3D volume [1].

This paper is dealing with free-hand system based on ultrasound probe tracking with two cameras as an alternative solution to magnetic systems with higher length accuracy.

### 2. Position-Sensing Techniques

We may select among five basic position-sensing techniques based on the (i) acoustic ranging, (ii) mechanical articulated arm, (iii) a magnetic field sensor, (iv) image correlation techniques and (v) an optical tracker including camera systems. Acoustic sensors receive signals which are emitted by ultrasonic emitters and determine location via time-of-flight. Mechanical sensors determine the position based upon measurements of joint angles and kinematics of the device. Magnetic sensors measure electrical currents induced in three orthogonal coils when the receiver is moved within a magnetic field. Image correlation methods measure image-to-image correlation loss to estimate the position. Last, optical

systems track the position of one or more markers and use geometric triangulation to determine the location of these markers.

The optical system provides reliable and accurate position determination for medical application in the case, when there is always a free line of sight between the markers and cameras. Additionally, the optical tracker does not involve any magnetic field for determination of position data and consequently does not permit any deformation of these data in the presence of metallic structures that is unavoidable in a surgical environment.

#### Free-hand Ultrasound Acquisition System

Optical tracking systems based on cameras are already widely used in different kind of applications e.g., robotic, monitoring, virtual and augmented reality where the orientation and the position of a real physical object is required. Their principle is based on the analysis of 2-dimensional projections of image features received by CCD cameras.

A known mathematical model can be used for cameras calibration in order to calculating intrinsic (focal length, location of the image center, effective pixel size, distortion coefficient of the lens) and extrinsic (rotation matrix, translation vector) camera parameters [2]. During the tracking, the markers are automatically matched and triangulated within the images. To get an unambiguous solution for the ultrasound probe position and orientation, it is assumed that there is no axis to which the markers (e.g. light emitting diodes) have a rotational symmetry, but the matching problem of images from the cameras still has to be solved.

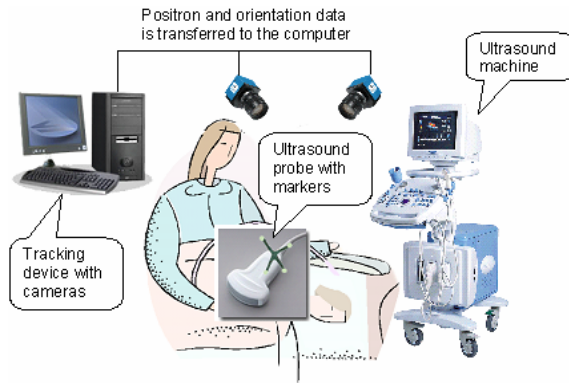


Fig. 1. Optical Tracking Systems for 3D Free-hand Ultrasound.

### 3. Camera system resolution

The resolution of the camera system is defined as the smallest change that can be detected by a sensor (in our case, by a CCD sensor inside the camera).

Suppose two cameras in geometry as Fig. 2 shows. When investigated points (markers) are not only on the plane perpendicular to the optical axes, but in 3D space, the derivation of the camera system resolution is a complex task. Therefore suppose next simplifications: the cameras are equally far from the investigated point; they are not turned around their optical axes, and the angle between them (between their optical axes) is  $\gamma$  (see Fig. 2).

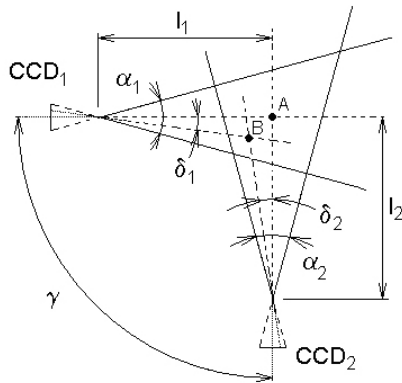


Fig. 2. The cameras configuration.

When the investigated point is lying somewhere on the plane given by the two camera optical axes, then the maximum possible movement in the scene without being observed is  $e$ .

$$e = \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2 - 2d_x d_y \cos(180 - \gamma)} / 2, \quad (1)$$

for  $\gamma \in (0; 90)$ , and

$$e = \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2 - 2d_x d_y \cos(\gamma)} / 2, \quad (2)$$

for  $\gamma \in (90; 180)$ , where  $d_x, d_y, d_z$  are dimensions of 3D segment in the distance  $l_1$  and  $l_2$  from the cameras determining a space where the point can

move without being observed. The half of the diagonal of this segment is defined as  $e$  [3].

An example how the error  $e$  is depending on the angle between cameras  $\gamma$  shows Fig. 3. Note: the investigated point (point A) is lying on the intersection of optical axes. The angle  $\gamma$  is changing between  $0^\circ$  (when the camera optical axes are parallel) and  $180^\circ$  (when the cameras are looking against each other). Obviously, these two extremes will cause largest error ( $\infty$ ), where we cannot define the exact position of the point at all. The minimum error could be when the cameras are perpendicular to each other ( $\gamma = 90^\circ$ ).

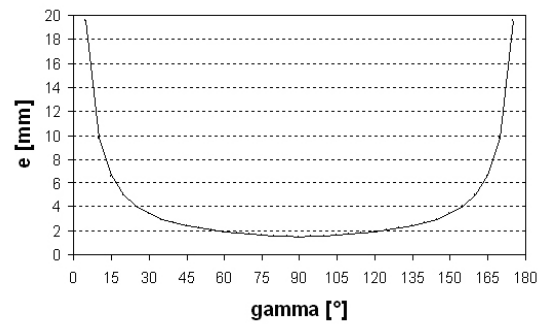


Fig. 3. The function of  $e$ , when the distances from the cameras to the investigated point are fixed and only the angle between them  $\gamma$  is changing.

When the camera positions are fixed as Fig. 2 shows ( $\gamma = 90^\circ$ ), the possible error is the minimum in the point A. In other points this error will be naturally changed, because distances  $l_1$  and  $l_2$  will change. Considering point B (see Fig. 2) on the intersection of axes differing from the optical axes by angle  $\delta = \delta_1 = \delta_2$  gives the result as shown on the Fig. 3. The mathematical expression of  $e$  for the above described angle deflection in the case of  $\gamma \in (0; 90)$  is:

$$e = \frac{1}{2} \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2 - 2d_x d_y \cos(180 - (\gamma + \delta_1 + \delta_2))}. \quad (3)$$

For our example the function of  $e$  shown on the Fig. 4 is calculated for deflection by angle from  $-25^\circ$  to  $25^\circ$ , because of the camera views are  $\alpha_1 = \alpha_2 = 50^\circ$ .

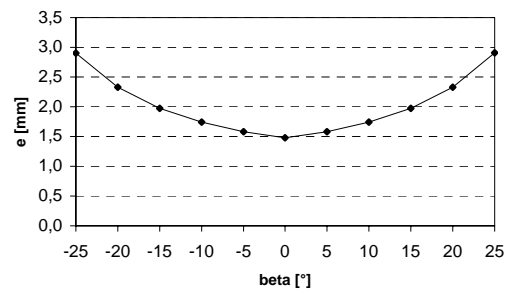


Fig. 4. The function of  $e$  considering angle deflection by  $\delta$  against the optical axes.



#### 4. Camera Calibration

Before the camera system can be used to track markers (mounted on ultrasound probe), the system first needs to be calibrated. This is done by placing a calibration frame in front of the cameras and by running the calibration software on the computer. Several methods for camera calibration are presented in the literature and some of them are available on the internet. We have used Matlab toolbox for performing calibration procedure based on direct linear transformation (DLT) [4].

The objective of camera calibration is to determine a set of parameters that describe the mapping between 3-D world coordinates and 2-D image coordinates. These parameters can be divided into intrinsic and extrinsic parameters.

##### Intrinsic parameters (camera model)

The list of internal parameters are:

- $f$  – Focal length.
- $[U_{ox}, U_{oy}]$  – Principal point coordinates – sometimes called the center of the image in camera calibration procedures. It is the intersection of the optical axis with the image plane.
- $\theta$  – Skew coefficient: The skew coefficient defining the angle between the x and y pixel axes.
- $k$  – Distortions: The image distortion coefficients (radial and tangential distortions).

Let  $P$  be a point in 3D space having coordinates  $[X_p; Y_p; Z_p]$  in the camera reference frame. The normalized coordinates of this point is than  $[x_n; y_n] = [X_p/Z_p; Y_p/Z_p]$ .

Considering lens distortion, the new normalized coordinates are defined as follows:

$$\begin{bmatrix} x_D \\ y_D \end{bmatrix} = \left(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_5 r^6\right) \begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} + d_t, \quad (4)$$

where  $r^2 = x^2 + y^2$  and  $d_t$  is the tangential distortion vector:

$$d_t = \begin{bmatrix} 2k_3 xy + k_4 (r^2 + 2x^2) \\ 2k_4 xy + k_3 (r^2 + 2y^2) \end{bmatrix}. \quad (5)$$

Vector  $k = [k_1, k_2, k_3, k_4, k_5]$  contains both radial and tangential distortion coefficients. The tangential distortion is due to imperfect centering of the lens components and other manufacturing defects in a compound lens. This distortion model was first introduced by Brown in 1966 [5].

The final pixel coordinates of the projection of  $P$  on the image plane is:

$$\begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & \theta \cdot f_x & U_{ox} \\ 0 & f_y & U_{oy} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_D \\ y_D \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (6)$$

where  $f_x$  and  $f_y$  are the focal distance (a unique value in mm) expressed in units of horizontal and vertical pixels. Both are usually very similar and the ratio  $f_y / f_x$ , often called aspect ratio, is different from 1 if the pixel in the CCD array are not square. In addition, the coefficient  $\theta$  encodes the angle between the x and y sensor axes (pixels are non-rectangular), but we can customary to assume  $\theta = 0$ .

For non wide-angle cameras, it is often not necessary to count with the radial component of distortion model beyond the 4th order (i.e.  $k_5 = 0$ ). In distortion model used e.g. by Zhang [6] the last three distortion coefficients are set to zero. There is used 4th order symmetric radial distortion model with no tangential component.

##### Extrinsic parameters

- Rotations of the cameras.
- Translations of the cameras

The spatial configuration of the two cameras and the calibration planes is displayed in a form of 3D plot:

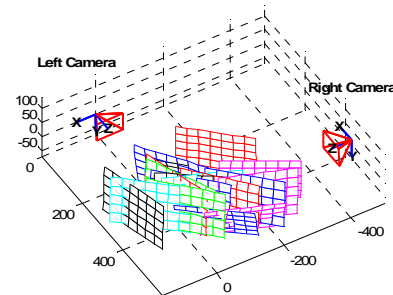


Fig. 5. Extrinsic parameters of two cam.

#### 5. Marker recognition algorithm

The used marker recognition algorithm consists of several steps. The first step is 2D cross correlation on the image using a pre-defined mask. Its output is a series of threshold points, which may be part of markers. The next step is to group these points and to calculate the centroids of the markers. This gives a series of coordinate pares of possible markers.

There are two elementary ways of doing the cross correlation: time-domain cross correlation and frequency domain cross correlation. The first one requires a suitable mask, which design is crucial in the effectiveness of the marker recognition algorithm. When the mask is correlated with an

image of a marker, the cross correlation value should generate a peak. The cross correlation is done on each pixel in the search area using the following equation:

$$R(h,k) = \sum_{y=0}^{y<l} \sum_{x=0}^{x<l} M(x,y)L(x+h,y+k), \quad (7)$$

where  $R(h,k)$  is the correlation value of the image point with coordinates  $(h,k)$  inside the search area,  $M$  is the mask,  $L$  is the area of the image which must be correlated with the mask and  $l$  is the size of the mask. When we assume that multiplication and summation operations take the same processor clock cycles, then the computation complexity of this method is  $2L^2M^2$  [7].

The second way of doing the cross correlation is the frequency domain cross correlation. A 2D FFT algorithm is first used to convert the search area to the frequency domain. This result is then multiplied by the 2D FFT of the mask. The 2D FFT of the mask is only done once, as it would not change. The product of the two FFTs is then converted back to the time-domain using a 2D IFFT algorithm. The computational complexity of the frequency domain cross correlation algorithm is  $N^2(20\log_2N+6)$ , where  $N$  is the size of FFT ( $N > L+M$ ) [7]. The advantage of the frequency domain method is that the number of calculations stays considerably the same for different sizes of search areas and mask sizes. The major drawback of this method is that it uses significantly more memory than the time domain method. Furthermore it is no as flexible as the time domain method.

When a cross correlation algorithm of a point has been calculated, it is necessary to see if that point is an overthresholded point. The  $N$  highest value overthreshold points are stored in a sorted list, which is steadily updated as a new correlation value is known. After the cross correlation process is finished, the overthresholded points must be processed. They are grouped into islands and each island is a possible marker. The algorithm considers points to belong to the same island if they touch each other. After an island of points has been isolated, centroid calculations must be made in that data to determine the position of the possible marker. The centroid of the island is calculated by calculating the centre of mass of the correlation values of the points. The following equations are used:

$$x_c = \frac{\sum_i x_i \sum_j R_{ij}}{W}, \quad y_c = \frac{\sum_j y_j \sum_i R_{ij}}{W}, \quad W = \sum_{ij} R_{ij}, \quad (8)$$

where  $W$  is the total weight of the island,  $(x_c, y_c)$  is the centroid coordinates of the island,  $R_{ij}$  is the correlation value of the thresholded point with coordinates  $(x_i, y_j)$ . The results of the centroid calculations of each island are saved for further processing. An island with a heavy weight has a

bigger chance of being a marker than an island with a light weight. After all the markers have been recognised and their coordinates are known, the markers should be classified. Classification depends on the used configuration of markers (depending on application) and is therefore not discussed here.

## 6. Experimental results

The visualization of the effect of distortions on the pixel image, and the radial component versus the tangential component of distortion is shown on the Fig.6. It shows the impact of the complete distortion model (radial and tangential) on each pixel of the image from the left camera. The result from the right camera is very similar. Each arrow represents the effective displacement of a pixel induced by the lens distortion. Observe that points at the corners of the image are displaced by as much as 60 pixels. The cross indicates the center of the image, and the circle indicates the location of the principal point.

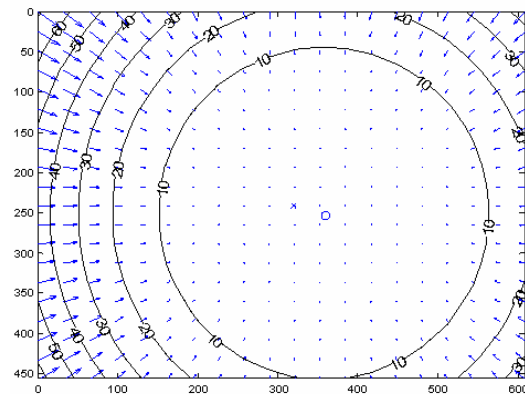


Fig. 6. Complete distortion model of the left camera.

Fig. 7 shows the impact of the tangential component of distortion. On this plot, the maximum induced displacement is 1.2 pixel (at the upper left corner of the image).

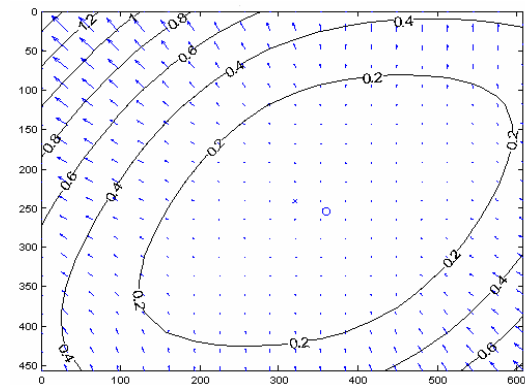


Fig. 7. Tangential component of distortion of the left camera.

Finally, Fig. 8 shows the impact of the radial component of distortion. This plot is very similar to the full distortion plot, showing the tangential component could very well be discarded in the complete distortion model.

For our experiments we have used two DMK 21F04 monochrome FireWire cameras with the following features: 640 x 480 pixel resolution, up to 30 images/s, 1/4" CCD progressive scan. The parameters of lenses: H 2616 FICS – 3 Computar C/CS-Mount Standard Lenses with 2.6 mm focal length, 1.6 – 11 iris range, 128° horizontal angle of view.

The calibration results for both (left and right) cameras are summarized in Table I.

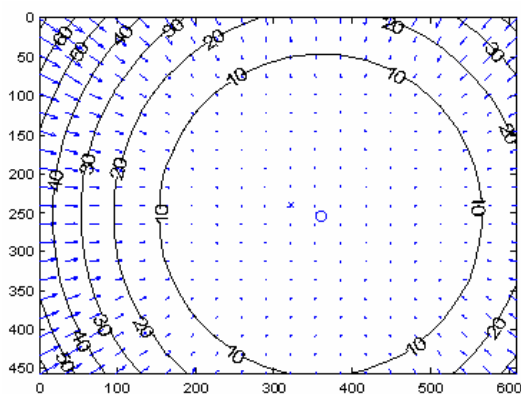


Fig. 8. Radial component of distortion of the left camera.

Table I. Left and right camera calibration parameters.

<b>Intrinsic parameters of left camera</b>	
Focal Length	2.6 mm
Principal point	[359.08 252.86 ]
Distortion coefficients	[-0.284 0.099 -0.001 -0.0006 0 ]
<b>Intrinsic parameters of right camera</b>	
Focal Length	2.6 mm
Principal point	[320.86 259.99 ]
Distortion coefficients	[-0.29 0.108 -0.0004 0.001 0 ]
<b>Extrinsic parameters (position of right camera with respect to left camera)</b>	
Rotation vector	[0.027 -1.585 -0.028 ]
Translation vector	[421.00 -6.26 512.75 ]

The marker recognition algorithm using frequency domain cross correlation was implemented in the Microsoft Visual C++ programming environment. The algorithm was tested on a series of images of 640 x 480 pixels, each of them contained five markers (printed points for experimental purposes on the paper). The centroids of computed islands were computed according to the equation (8). The final position of

markers was obtained by removing objects that touch the edge of an image and/or applying a classification algorithm based on the shape of individual markers as well as using a priori information about the placement of the markers.

## 7. Conclusions

The presented analysis and experimental results show how the camera system for object localization can affect the final resolution of the system. Several simplifications were used in our consideration, which should be emphasized on the end. Commercially available CCD cameras in contrast with the analysis above have generally different number of sensing elements in vertical and horizontal directions and their resolution will slightly differ. The final resolution of the system also depends on their position and the presented results are valid on the case when the cameras are not turned around their optical axes. Also there is a possibility to specify more precisely the investigated point position from the brightness of several nearest pixels on the image by some kind of approximation algorithms.

## Acknowledgement

This work has been supported by the grant of Czech Science Foundation, no. 102/03/D030 and the grant of the Ministry of Education, Youth and Sports, Czech Republic, no. MSM6840770012.

## References

- [1] T. R. Nelson, D. B. Downey, D. H. Pretorius, A. Fenster, *Three-Dimensional Ultrasound*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA., 1999.
- [2] M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*, PWS Publishing, 1999, pp. 448-486.
- [3] Z. Szabó, R. Hudec, *Camera System Resolution Analysis for Ultrasound Probe Localization*, MEDICON 2004, Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering, Ischia, Naples, Italy, 2004.
- [4] [www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/)
- [5] D.C. Brown, *Decentering Distortion of Lenses*, Photometric Engineering, pages 444-462, Vol. 32, No. 3, 1966.
- [6] [www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/papers/zhan99.pdf](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/papers/zhan99.pdf)
- [7] B. Genade, *Marker recognition algorithm*, [http://mysite.mweb.co.za/residents/cyb00746/tracker/Marker\\_recognition.htm](http://mysite.mweb.co.za/residents/cyb00746/tracker/Marker_recognition.htm)