

Česká společnost pro ultrazvuk
Univerzita Palackého v Olomouci

Vídeňská univerzita

Česká společnost biomedicínského inženýrství a lékařské
informatiky



PACIENT A ULTRAZVUK

PATIENT ULTRASOUND INTERACTION



ČESKÁ SPOLEČNOST PRO ULTRAZVUK

SBORNÍK ABSTRAKT

Olomouc, 13. června 2003

OBSAH

How safe is diagnostic ultrasound today?.....	2
Aspects and practical concepts for performing Quality Assurance of Ultrasound imaging equipment in clinical use.....	4
Ultrasound Accelerates pharmacologic thrombolysis: Mechanisms and effects of ultrasound action.....	8
Princip <i>ALARA</i> a bezpečnostní indexy.....	11
Biologické účinky ultrazvuku – současný stav znalostí.....	13
Metrologie a zdravotnictví.....	15
Image Quality in Sonography - a new method of accurate verification.....	17
Ultrazukový měřicí systém.....	19
Centrum pro kvalitu ve zdravotnictví (Státní zdravotní ústav, Praha) a záměry rezortního ministerstva v oblasti kvality ve zdravotnictví..	21
Interpretační rizika v ultrasonografii - jejich příčiny a důsledky....	25
Nepravé artefakty v dvourozměrné echokardiografii a mechanismus jejich vzniku.....	27
Possibility of tissue damage by high intensity focused shockwaves ..	28
Ultrazukové nálezy u endoftalmitid.....	30
Význam 3D endosonografie u benigních a maligních onemocnění anorekta.....	32
Peroperační ultrasonografie při technicky náročných laparoskopických operacích v retroperitoneu.....	33
Rejstřík autorů	36

HOW SAFE IS DIAGNOSTIC ULTRASOUND TODAY?*Rosenfeld Eike*

FH Merseburg, University of Applied Sciences
 FB Informatics and Applied Sciences
 E-mail: Eike.Rosenfeld@IN.FH-Merseburg.DE

Generally, diagnostic ultrasound is considered to be safe in the vast majority of clinical applications. However, the continuing technological development as well as the introduction of new diagnostic techniques require a permanent safety discussion as well as research efforts. The increase in the ultrasound output parameters of many modern diagnostic equipments being now often in the range of therapeutic levels and the introduction of ultrasound contrast agents in the diagnostic routine are typical examples of critical developments. The answer to the question "How safe is diagnostic ultrasound" is therefore of a more complex nature. One approach is the study of the biophysical mechanisms of ultrasound effects and their interpretation under *in vivo* conditions.

This approach has been taken most successfully in the field of thermal effects. The generation of heat due to ultrasound is well understood as long as the system under consideration is not too complicated. But even for systems as complex as human tissue *in vivo* the assessment of the temperature elevation is possible. Theoretical models and experiments at phantoms are the basis for the definition of the so-called Thermal Index (TI). It allows the estimation of the temperature increase under worst case conditions and in certain diagnostic situations (soft tissue, bone etc.) The display of TI on screen is standard in modern diagnostic devices (ODS regulations of the FDA).

The second important mechanism is cavitation, i.e. any bubble activity in a liquid caused by ultrasonic waves. A great number of publications has shown that bubble oscillations (resonance cavitation) and even more the collapse of the bubbles (inertial cavitation) may cause heavy damage to biological material. However, most of these experiments are carried out *in vitro*. Fortunately, under diagnostic exposure conditions in tissue or blood cavitation is a very rare event. One reason for it is the lack of nuclei absolutely necessary for the growth of a bubble. However, the use of gaseous contrast agents (GCA) for diagnostic purposes in recent times has changed the situation and increased the risk of the occurrence of cavitation since the bubbles and their fragments could be active as cavitation nuclei.

The synergistic effect of ultrasound and GCA is well documented in erythrocyte suspensions and blood. At low hematocrit the hemolysis increases significantly, even if the pulse regime equals diagnostic conditions. *In vivo* different kinds of bleeding in tissue are observed. It is remarkable that some effects may occur even hours after the destruction of the GCA, i.e. stabilized microcavities may survive and serve later as cavitation nuclei. All these effects depend on the sound frequency. The increase of the cavitation threshold is assumed to be proportional to the square root of the frequency. That is taken into account in the Mechanical Index (MI), the second safety parameter displayed on screen.

A third group of mechanisms, the so-called non-thermal, non-cavitational (NTNC) effects, summarize all appearances which do not belong to those described above. Among them sound radiation pressure and acoustic streaming are the most important ones. The former is a unidirectional time-independent pressure occurring if the sound wave passes regions of different energy densities or, in other words, at boundaries of different acoustic impedance. The magnitude is very small but in some cases *in vivo* effects has been found, e.g. free movable cells can be arranged in certain patterns and mechanical sensitive cells (e.g. hearing cells) can be excited.

As an example of the influence of acoustic streaming (quartz wind) my own experiments of the ultrasonic effect on isolated heart cells will be described. The dynamics of the cells are studied by means of a laser diffraction method. The sarcomeric structure of the cells represents an optical grating and the diffraction pattern oscillates in the higher orders when the cell is contracting. In this way functional properties of the cell can be studied in real time. One result is that the threshold of the electrical stimulation of the cells decreases when ultrasound is applied and it can be shown that the underlying mechanism is streaming.

Nevertheless, NTNC effects are considered much less critical compared to both of the groups described above. On the other hand this kind of mechanism may play an important part in the interpretation of therapeutic effects of ultrasound and, perhaps, may help to find new therapeutic techniques.

ASPECTS AND PRACTICAL CONCEPTS FOR PERFORMING QUALITY ASSURANCE OF ULTRASOUND IMAGING EQUIPMENT IN CLINICAL USE

Kollmann Christian.

Department of Biomedical Engineering & Physics, University of Vienna,
Wachringerguertel 18-20, A-1090 Vienna
E-mail: christian.kollmann@univie.ac.at

Introduction :

Up to the present a Quality Assurance (QA) in general and long-term constancy check of performance parameters from ultrasound (US) imaging equipment did not get the attention and significance that it should have or have other clinical imaging equipment, e.g. X-ray, CT, or gamma camera equipment.

The only reason are the missing legislative requirements, the missing offer of easy to handle test methods, and the none recognized necessity by the user for these checks. Meanwhile a variety of different test objects and phantoms, practical concepts, test methods are available; together with the European Medical Device Directive MDD 93/42/EEC and a general shift in jurisdiction there is an obligation for apparatus QA by the user and for proving a regular QA scheme.

Today many hospitals and clinics are having a Quality Management System and are trying to improve their health efficiency with the standard ISO-9000 model ("ISO-Certification"). Doing so, the model implies that US equipment are implemented accordingly, too, i.e. that not only the electrical safety but also the image quality and performance of the equipment has to be checked regularly and routinely.

Within the presentation several aspects of an adequate QA will be discussed. Finally a possible practical concept for all US imaging modes that is compatible with the ISO-9000 model will be shown and a clinical implementation and the results of a routine clinical trial presented.

Material & Methods :

The methods developed containing sophisticated tests checking the acoustical output by using hydrophones or more simple tests and therefore

suitable for the clinical use for checking the performance by using test objects or phantoms. About the later one the focus will put on.

In our department a concept has been developed which can handle these and specific QA requirements considering international and national guidelines for this topic. The concept is suitable for checking performance parameters of all US modes (B-, Doppler-, 3D-mode) used in routine. It can be adapted to a general Quality Management System, ISO-9000 scheme or other specific guidelines for health services.

For testing we are using commercially available B-mode test objects (e.g. ATS 539/520, ATS Laboratories, Bridgeport, USA; RMI 403 GS, Gammex RMI Middleton, USA), a Doppler test object (according to Standard IEC 61685) and 3D-test objects that are standardised and fulfill re-quirements of IEC documents (IEC 61685/1390/854).

A special test protocol enables the user to figure out the "Status Quo" of the checked US equipment reproducibly. The table below is showing performance parameters that can be checked for the different US modes. During the test a photo of each measured parameter is digitised via a frame grabber and documented together with the complete set of necessary system settings, measurement results and identification data in a data base. This data base is used for evaluation of the equipment's actual status and for test documentation. After the test a result's sheet is generated for the user containing the values of the actual test, the rating of it and a rating of previous checks, if available, to document long-term constancy of the parameter.

Performance-Parameter	Number of measured parameters		
	B-Mode	Doppler	3D
Status & Function : - Visual Inspection - Scanline correlation, -width, Aperture - field of view - Zero-velocity noise - Doppler sensitivity / channel separation		1 3 1 1 1 2	
Accuracy & Resolution - beam width & -thickness - resolution - calibration / position accuracy of Sample Volume - max. penetration depth / dead zone / overlay grey-/colour - flow velocity / -volume - distances / volume / angle accuracy	2 	6 3 4 4 2 2 3	2 2 5 2
Image performance : - shape & border (Fill-in) representation - contrast / uniformity - grey-level comparison Monitor/hardcopy			
Test time per probe ca. [min]	15 - 30	30 - 60	15

Results :

Small deteriorations of image quality can be detected reproducibly with this concept that are not documented within the maintenance service by the manufacturer. Checking the long-term constancy over the total life- or operation-time of the equipment is also possible.

Under suitable planning of the available resources these additional measures can be implemented without any large effort in personnel in a QA system of a clinic.

The results of an Austrian-wide clinical trial evaluating B-mode QA checks show that the clinical acceptance for regular tests exists or is asked for more and more. By using optimised test methods (simple procedures, short test times), several routine checks can be done by clinical personnel familiar with this kind of checks within the daily work easily.

References :

Kollmann, Chr.: *Ergebnisse einer Studie zur Qualitätskontrolle von diagnostischen Ultraschall-Geräten*. Ultraschall in Med. 16 (1995), 206 - 209

Kollmann, C., Bergmann, H.: *Qualitätskontrolle von medizinischen bildgebenden B-Mode-Ultraschall-Geräten*. Zeitschrift f. Med. Physik 6 (1996), 95 - 98

Teirlinck, Bezemer, Kollmann, Lubbers, Hoskins, Fish, Fredfeldt, Schaarschmidt : *Development of an example flow test object and comparison of five of these test objects, constructed in various laboratories*. Ultrasonics 36 (1998), 653 - 660

Kollmann Chr, Bergmann H, Trabold T, Zotz R : *Ein Testobjekt zur Qualitätssicherung von 3D-Ultraschallgeräten*. Z. Med. Phys. 11 (2001), 45-52

Zotz RJ, Trabold T, Bock A, Kollmann Chr : *In vitro measurement accuracy of three-dimensional Ultrasound*. Echocardiography 18/2 (2001), 149-156

<http://www.bmtp.akh-wien.ac.at/people/kollch1/home.html> resp.

<ftp://ftp.bmtp.akh-wien.ac.at/pub/ultrasound/bmodev3.zip>

ULTRASOUND ACCELERATES PHARMACOLOGIC THROMBOLYSIS: MECHANISMS AND EFFECTS OF ULTRASOUND ACTION

Devic-Kuhar Branka

Institut für Allgemeina Physik, Technische Universität Wien,
Wiedner Hauptstrasse 8-10/E134, A-1040 Wien
E-Mail: devic@iap.tuwien.ac.at

Thrombotic occlusion of the coronary artery results in myocardial infarction, one of the major causes of death in the western world. Also, acute peripheral occlusions leading to limb ischemia are a severe clinical problem requiring immediate thrombolytic therapy. The most powerful blood clot dissolver yet known is the fibrin-selective recombinant tissue plasminogen activator (rt-PA). However, penetration of rt-PA from the surrounding blood into the thrombus is a very slow process and a rate-limiting step in reestablishment of blood flow and maintenance of viability of the affected region. A blood clot is a very heterogeneous entity, composed of a cohesive fibrin network in which blood cells and plasma are entrapped. Although clots hinder the flow in blood vessels, due to their compact structure, they do not represent closed systems and they exchange molecules with their environment. The exchange of lysis reactants plays an important role in the process of plasminogen activator induced clot lysis, as it occurs during thrombolytic therapy. If there is no pressure drop across the clot or if it is negligible (i.e. nonoccluding thrombi, partially lysed occluding thrombi, large venous thrombi) the penetration of plasminogen activator from the surrounding liquid into the thrombus is based solely on diffusion. A narrow lysis front, not exceeding 5-8 μm in depth, moves slowly inwards and fibrin degradation proceeds layer by layer. Peeling off a thrombus is a very slow process, but it could be accelerated if taking place in an ultrasound field (sonothrombolysis).

In addition to enzymatic thrombolysis, the possibility of lysing blood clots by directly applying intravascular ultrasound has long been known. The thrombolytic effect of low frequency ultrasound (20 to 50 kHz) at high intensities (up to 20 W/cm²) is primarily based on mechanical disruption and disintegration of blood clots. In contrast, exposure to higher ultrasound frequencies (1 to 3 MHz) at lower intensities (up to 4 W/cm²) in conjunction with pharmacologic therapy is not associated with mechanical alterations of the clots, but with enhanced enzymatic activity of the

thrombolytic agents. Consequently, numerous studies have focussed recently on the investigation of non-invasive ultrasound as a safer and cheaper alternative to catheter based, invasive ultrasound, also requiring less technical and logistical factors for clinical implementation.

Our results in the field of external ultrasound thrombolysis *in vitro* over the last four years showed clearly the benefit of ultrasound application during pharmacological treatment and consequently did arouse great public interest. In our experiments, we used a sonication set up employing a silicone tubing closely resembling the acoustic properties of human blood vessels to study the effects of ultrasound on rt-PA induced blood clot lysis. We performed the experiments with ultrasound of therapeutic quality (2 MHz frequency and 1.2 W/cm² acoustic intensity, applied continuously or intermittently) which is broadly and safely used in physiotherapy, and therefore has a potential to be employed for sonothrombolysis *in vivo*, as well. We also compared the efficiency of ultrasound-mediated thrombus dissolution using standing and travelling acoustic waves, respectively. The quantitative analysis of sonothrombolysis included clot weight loss measurements and measurements of concentration of the fibrin degradation product Ddimer (FDP-DD) in the supernatant. The best results were achieved when travelling acoustic waves were applied intermittently with 1 Hz pulse repetition frequency and 50% duty cycle. Blood clots simultaneously treated with rt-PA and ultrasound lost more than 55% on weight compared to the clots treated with rt-PA only and the FDP-DD level in the former group increased seven-fold compared to the latter group.

The mechanisms by which ultrasound augments enzymatic thrombolysis seem to be complex and still remain largely unclear. Yet, several mechanisms such as acoustic radiation force, acoustic streaming, bubble associated phenomena and heating have been suggested to be responsible for this effect. However, probably the most pronounced mechanism of ultrasound action leading to the enforced transport of thrombolytic agent into the clot is acoustic radiation force accompanied by acoustic streaming and shear stress. Localization of fibrinolytic enzymes (rt-PA and plasminogen) during ultrasound treatment is therefore of great importance for elucidation of the effects of sonication on enzyme distribution.

To visualize the spatial distribution of fibrinolytic components within the clot during sonothrombolysis, we have established a reliable and versatile protocol for clot immobilization within a thermogel-matrix, which protects the clot surface from damaging due to manipulation and facilitates the further processing of the frozen sections. By using the immunohistochemical method of double staining, we were able to localize both rt-

PA and plasminogen within the same sections. We found that combined exposure of blood clots to rt-PA and ultrasound resulted in a significantly deeper penetration of rt-PA into the clot as compared to clots treated with either rt-PA or ultrasound alone. This significantly broader zone of lysis correlates well with significantly enhanced clot weight reduction and increased FDP-DD levels as compared to clots treated either with rt-PA or ultrasound alone. Based on these facts we conclude that ultrasound-induced changes in the spatial distribution of fibrinolytic enzymes in whole blood clots are responsible for the augmenting effects of ultrasound on enzymatic thrombolysis. Thus, our findings describe a new aspect of the fibrinolytic potential of high frequency ultrasound.

PRINCIP ALARA A BEZPEČNOSTNÍ INDEXY*Hrazdira Ivo*

Oddělení ultrazvukové diagnostiky Kliniky zobrazovacích metod LF MU
a FN u sv. Anny v Brně
E-mail: ivo.hrazdira@fnusa.cz

Všechny vyšetřovací metody, u nichž je diagnostické informace získávána pomocí fyzikální energie vysílané do organismu, jsou potenciálně rizikové. V případě ultrazvukové diagnostiky je celková energie vyslaná do vyšetřované části organismu dána akustickým výkonem zdroje a dobou aplikace.

Ve snaze minimalizovat možné riziko dané interakcemi ultrazvukového signálu s tkáněmi, je pro ultrazvukovou diagnostiku celosvětově doporučován princip opatrnosti, známý pod zkratkou ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Cílem tohoto principu je použití co nejnižšího akustického výkonu a co nejkratšího času potřebného k získání kvalitní obrazové informace. K jeho realizaci přispívají dva číselné indexy, zobrazené během aktivní fáze vyšetření na obrazovce ultrasonografu. Zobrazením indexů přechází větší část odpovědnost za bezrizikové vyšetření pacienta z výrobce na vyšetřujícího.

Indexy byly definovány FDA USA (předpis TRACK 3) na doporučení AIUM, a to na základě zjištění, že z hlediska možných biologických účinků, jsou dvěma základními rizikovými faktory ohřev a kavitace. Riziko ohřevu vyjadřuje tepelný index (TI). Mechanismus vzniku tepla je však závislý na druhu na charakteru zobrazované tkáně, a proto byly definovány 3 tepelné podindexy: TIS pro měkké tkáně, TIB pro mineralizující se tkáň v ohnisku sondy a TIC pro lebeční kost v blízkosti povrchu sondy. Pro většinu ultrazvukových vyšetření vystačíme v indexem TIS. Index TIB slouží pro porodnická vyšetření a TIC pro transkraniální vyšetření. Mechanický index (MI) je určen pro posouzení rizika mechanického poškození v důsledku kavitacních jevů.

Rozhodující veličinou pro oba indexy je akustický výkon sondy. Jejich hodnota je však ovlivňována řadou technických i biologických faktorů. Z technických faktorů to je druh sond, jejich konstrukce a způsob fokuse. Biologickými faktory jsou především druh tkáně, její struktura a charakter vaskularizace.

Správná interpretace obou bezpečnostních indexů je předpokladem k bezpečnému ultrazvukovému vyšetřování zvláště při zavádění nových zobrazovacích modalit, které jsou často spojeny s nutností zvýšení akustického výkonu přístroje.

Literatura:

Hrazdira, I.: Expoziční parametry a možná rizika moderních ultrazvukových diagnostických metod. Lékař a technika, 24, 1, 5-7, 1993.

Medical ultrasound safety. AIUM Publication, Laurel, MD, USA 1994

O'Brien W.D.: Evaluation of the unscanned soft-tissue thermal index. IEEE Trans., Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 46, 6, 1459-1476, 1999

BIOLOGICKÉ ÚČINKY ULTRAZVUKU – SOUČASNÝ STAV ZNALOSTÍ

Mornstein Vojtěch, Škorpíková Jiřina, Forýtková Lenka

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, Joštova 10, 662 43 Brno
E-mail: v.mornst@med.muni.cz

Mohutný rozvoj ultrazvukové diagnostiky, stejně jako terapeutické aplikace ultrazvuku, zejména ultrazvuku o vysoké intenzitě (metoda HIFU – *high intensity focused ultrasound*), neustále stimulují výzkum mechanismů biologického působení ultrazvuku. Je nutno brát ohled i na aplikace stomatologické, vzhledem k jejich značnému rozšíření. Mechanismy biologického působení se odvíjejí od fyzikálních interakcí ultrazvuku s prostředím, zejména od přeměn energie, k nimž může v prostředí docházet. Rozlišujeme mechanismy tepelné, kavitační a ostatní, tj. netepelné a nekavitační.

Zatímco tepelné účinky se v zásadě neliší od tepelných účinků např. elektromagnetického záření nebo elektrických proudů, účinky zprostředkované kavitací jsou vysoce specifické a do značné míry závislé i na povaze biologického prostředí (suspenze buněk, tkáň, systémová úroveň) a na jeho fyzikálně chemických vlastnostech (množství a druh rozpustěných plynů, přítomnost povrchově aktivních látek, viskozita aj.). Obecně pozorujeme destrukci buněčných struktur, zejména v buněčných suspenzích – např. hemolýzu erytrocytů. Stopy kavitace však lze při vyšších intenzitách ultrazvuku pozorovat i v histologických preparátech.

Účinky netepelné a nekavitační mají velmi široké spektrum (zvýšení propustnosti buněčných membrán pro různé látky a dokonce i pro genetický materiál, změny povrchového náboje buněk, imunologických vlastností, aktivity některých enzymů, tixotropie, změny některých nekovalentně vázaných struktur, např. cytoskeletu, inhibice a následná stimulace růstu, změny proliferační schopnosti aj.). Nelze vyloučit, že se v těchto případech jedná o nepřímé (zprostředkované) působení tepelné, které však je silně ovlivňováno mikromechanickým stresem vyvolávaným vysokofrekvenčními akustickými kmity budícího ultrazvukového pole, respektive rázovými vlnami generovanými vzdálenějšími kavitačními událostmi

Výsledky studií *in vitro*, zejména prováděných s buněčnými suspenzemi, nelze jednoznačně aplikovat na úroveň tkáňovou nebo systémovou – přinejmenším s ohledem na zcela odlišné akustické a obecně mechanické vlastnosti kapalných suspenzí a viskoelastických tkání.

Hlavním praktickým přínosem studia biologických účinků ultrazvuku je definování rizikových faktorů ultrazvukové diagnostiky, případně terapie, postupné objasňování působení ultrazvuku nižších intenzit při fyzioterapeutických ultrazvuku a optimalizace jeho chirurgických aplikací (HIFU).

METROLOGIE A ZDRAVOTNICTVÍ

Wiecek Radovan

Český metrologický institut, Brno, Okružní 31

E-mail: rwiecek@cmi.cz

Metrologie je vědní a technická disciplína, zabývající se všemi poznatky a činnostmi, týkajícími se měření, je základem jednotného a přesného měření ve všech oblastech vědy, hospodářství, státní správy, obrany, ochrany zdraví a životního prostředí.

Metrologii lze rozdělit do tří kategorií – fundamentální, legální a průmyslová metrologie.

Fundamentální metrologie se zabývá soustavou měřicích jednotek, realizací jejich etalonů, soustavou fyzikálních konstant i metodami měření.

Legální metrologie zabezpečuje jednotnost a správnost měření v regulované sféře podle platné právní úpravy.

Průmyslová metrologie zajišťuje jednotné a správné měření ve výrobě, zkušebnictví a podobně, čili metrologická kontrola měřidel, používaných v nejširší praxi.

Národní metrologický systém je vybudován a zabezpečován na základě právních předpisů upravujících práva a povinnosti subjektů působících v oblasti metrologie. V České republice je základem právní úpravy zákon o metrologii č. 505/1990 Sb. v platném znění, na který dále navazují prováděcí vyhlášky ministerstva průmyslu a obchodu a také nařízení vlády ČR.

Základním výkonným orgánem českého národního metrologického systému je Český metrologický institut (ČMI), který zabezpečuje jednotnost a přesnost měřidel a měření ve všech oborech vědecké, technické a

hospodářské činnosti. ČMI je státní příspěvková organizace zřízená MPO, které bylo svěřeno provádění určitých činností státní správy v metrologii. Mezi základní činnosti ČMI patří uchovávání státních etalonů, ověřování a kalibrace měřidel, certifikace referenčních materiálů i poskytování dalších odborných služeb v oblasti metrologie.

Vzhledem k nenahraditelným hodnotám lidského zdraví je naprosto evidentní nutnost metrologické kontroly prostředků zdravotnické techniky s měřicí funkcí.

IMAGE QUALITY IN SONOGRAPHY - A NEW METHOD OF ACCURATE VERIFICATION

Doležal Ladislav, Hálek Jan

Palacky University, Faculty of Medicine, Institute of Medical Biophysics,
Hněvotínská 3, Olomouc, CZ 775 15;
E-mail: ladol@tunw.upol.cz

Urgently needed is a simple, objective and sufficiently accurate method for verifying the quality of the image produced. One of the criteria essential for determining the accuracy of sonographs is their lateral resolution (LR).

Lateral resolution is dependent on both the construction of the probe, the method used for focussing and the processing of the signal pathway from probe to output as image, so it includes the whole image chain.

Our method is based on point reflector imaging. A point reflector (diam.: 0.44 mm) mounted on a fine wire (diam. : 0.1 mm) is moved using a computer-controlled system in all three axes inside a tank filled with degassed water. The scanning probe is connected to the measuring bath through a membrane from outside. Once the reflector is positioned within the beam axis, the process of target moving and image acquisition is performed automatically in a volume of scanned area specified beforehand. All echo images together with spatial information are digitized and stored in a PC via the US system's standardized video output and a frame grabber. The Lateral Resolution (LR) parameter is calculated from the stored bitmap picture that is used to evaluate the point reflector image amplitude profile. In this way we obtained LR characteristic in whole 2D plane of the scanned area.

The both data acquisition and evaluation software as well as the reflector positioning control are based on the universal developing system LabVIEW® from National Instruments. This system contains an Application Programming Interface (API) capability, which permits control and data transfer between image processing unit IMAQ® and motion control unit MOTION®.

The program created was tested on real measured data sets of more than 60 measurements of different equipments and transducers in various measuring conditions to optimize the software and evaluate measurement accuracy during last year. Sample of the resulting 3D graphs of LR characteristic

measured over the whole scanning area will be performed together with evaluating data in our lecture.

The LR characteristic measured over the whole scanned area yields new and accurate information about LR distribution uniformity in this area. The most important are the LR distribution function and its variations. Such an information is very important for partial picture disturbance caused by malfunction of limited part of transducer detection and it is not achievable by any other measuring method currently used.

The accurate measurement of whole scanning area is still time-consuming. The measuring method is acceptable and useful when accuracy and objective results are outweighing this fact.

References:

Kollmann, Ch.: Ergebnisse einer Studie zur Qualitätskontrolle von diagnostischen Ultraschall-Geräten. Ultraschall in der Medizin 16 (1995) pp.: 206-209

IEC Report, Publication 854, Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse echo diagnostic equipment. CEI 1986. pp.: 33-37

Lopez, H. at all: Standard methods for measuring performance of pulse-echo ultrasound imaging equipment. Part II: Digital Methods. American Institute of Ultrasound in Medicine Technical Standards Committee (1995)

ULTRAZVUKOVÝ MĚŘICÍ SYSTÉM

Rozman Jiří, Václavík Vlastimil, Jaroš Josef

Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT, Brno, Purkyňova 118

E-mail: rozman@feec.vutbr.cz

Reprodukovatelnost ultrazvukových aplikací, zvláště pak kvalita zobrazení v diagnostice, jsou závislé na řadě technických parametrů zobrazovacích systémů. Mezi základní parametry mimo jiné řadíme pracovní frekvenci, rozlišovací schopnost hloubkovou i stranovou, citlivost, charakteristiku TGC, tvar vyzářovaného svazku a velikost generované intenzity ultrazvuku. Zásadní význam však mají vlastnosti ultrazvukových sond.

Pro testování základních parametrů ultrazvukových sond zobrazovacích systémů, včetně hodnocení generované intenzity ultrazvuku, byl na ústavu biomedicínského inženýrství navržen unikátní ultrazvukový měřicí systém. Systém byl realizován v rámci řešení grantového projektu GAČR č.102/00/0936 a je tvořen :

- ultrazvukovou měřicí vanou se soufadicovým systémem nastavení polohy hydrofonu,
- hydrofonem,
- elektronickými obvody řízení polohy hydrofonu,
- elektronickými obvody měření akustického tlaku,
- řídicím počítačem.

Ultrazvukový měřicí systém slouží k mapování ultrazvukových polí generovaných sondami nebo terapeutickými hlavicemi pracujícími v pulsním nebo kontinuálním režimu na frekvencích $1 \div 20$ MHz. Prostor měřicí vany o rozměrech $400 \times 400 \times 600$ mm je vyplněn standardním roztokem 17 % C_2H_5OH v destilované vodě. Polohovací systém je tvořen lineárními vedeními s kuličkovými šrouby Wiesel ovládanými stejnosměrnými motorky Maxon. Nastavení polohy hydrofonu je řízeno počítačem. Ke snímání akustického tlaku generovaného měřenými sondami je využíván jehlový hydrofon MH 28-5 fy Force Institute s citlivostí 45 nV/Pa. Ke zpracování analogového signálu z hydrofonu je využívána měřicí karta CompuScope 225 fy Gage. Naměřená data jsou ukládána a prezentována ve formě ultrazvukových map na monitoru Sonic PF 815, případně tištěna ve formátu až A3 na HP DeskJet 1220 C. Práce s naměřenými daty ve 2D i 3D zobrazení využívá prostředí Matlab.

Očekáváme, že v budoucnu bude ultrazvukový měřicí systém využíván zvláště při testování generované intenzity ultrazvuku všech typů zobrazovacích systémů, dopplerovských měřičů rychlosti i terapeutických zařízení. Ve spolupráci s Českým metrologickým institutem se uvažuje o akreditaci tohoto pracoviště.

CENTRUM PRO KVALITU VE ZDRAVOTNICTVÍ (STÁTNÍ ZDRAVOTNÍ ÚSTAV, PRAHA) A ZÁMĚRY REZORTNÍHO MINISTERSTVA V OBLASTI KVALITY VE ZDRAVOTNICTVÍ

Bourek Aleš, Forýtková Lenka, Vlček D.

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně,
Joštova 10, 662 43 Brno
E-mail: bourek@med.muni.cz

Motto: bez kvalitních nástrojů a bez zodpovědného přístupu lidí nelze očekávat zlepšení kvality a bezpečnosti zdravotní péče ani zvýšení výkonnosti zdravotního systému.

CeKZ (Centrum pro kvalitu ve zdravotnictví) vzniklo 25. září 2001 (rozhodnutí porady vedení MZ ČR).

- Metodická a informační základna programů sledování kvality a efektivity zdravotní péče s návazností na akreditaci zdravotnických zařízení. Programy budou řešeny projektovými týmy.

- Legislativní podklad - zavádění Národní politiky podpory jakosti (usnesení vlády ČR 458/2000, 10. květen 2000), naplnění Střednědobé koncepce resortní politiky MZ ČR v letech 2000 – 2003, Národní program přípravy ČR na členství v EU.

- Financování: státní rozpočet, příspěvky EU, granty, zdravotní pojišťovny, sponzoři aj.

FUNKČNÍ SOUČÁSTI

Data-sklad (sběr a ukládání dokumentů a dat, autorizovaný přístup všem zapojeným do práce centra pomocí WWW)
HTA (kritické vyhodnocování zdravotnických technologií) – ekonomika, rizika, profesní kritéria, etika

Standardy efektivní léčebné péče, standardizace procesů ve zdravotnických zařízeních

Akreditace a certifikace (dobrovolný model, vzájemná pomoc, modelové využití zahrani. zkušenosti) Laboratoře (modifikovaný model)

Kvalita (zavádění a seznamování s modely kvality /EFQM – balanced scorecard/, řízení / management jakosti, ISO, Common assessment framework)

Záměry a strategie / Výzkum a vývoj – tvorba a aplikace nových nástrojů, informatika, analýza, modelování, scénáře

Spolupráce (členství v EFQM, ESQH, ISTAHC, INAHTA, projekty rámcových programů EU)

Kvalita: Pojem doznal mnoha definic, uvedeme pouze nejvýznamnější

- Použitelnost (užitečná hodnota) výrobku či služby (Juran)

- Souhrn vlastností a charakteristik produktu či služby založené na schopnosti uspokojit deklarované nebo zjevné potřeby (ISO)

- Schopnost odpovídat požadavkům (Crosby)

- Ne-kvalita je odchylka od souboru hodnot nebo vlastností kterými byl definován daný produkt nebo služba (Taguchi)

- Kvalita produktu nebo služby je jeho schopnost uspokojit potřeby a očekávání klientů (v případě zdravotnictví pacientů)

Jedná se o neurčitou veličinu a sama o sobě nemůže být přesně změřena. Měření mohou být jen její elementy. Proto se provádí dekompozice kvality na elementy, které se označují pojmem standard. Každý standard reflektuje element kvality poskytované péče.

Sledování kvality poskytované péče je především záležitostí lékařů samotných a jejich profesních a odborných organizací. Jedná se o kontinuální proces, který je součástí každodenní praxe, je orientovaný na pacienta a směřuje ke zlepšení všech aspektů poskytované péče.

Způsoby prosazení koncepce kvality v praxi:

EFQM model excellence je nedogmatický rámec vycházející z poznatku, že je mnoho možných způsobů jak dosáhnout udržitelné dokonalosti. Přesto existují základní kameny na kterých je model EFQM založen. Následuje jejich výčet aniž by jejich řazení značilo jejich význam pro výsledek procesu.

Orientace na výsledky – Dokonalost závisí na vyváženosti a uspokojení potřeb relevantních osob (zaměstnanců, zákazníků, dodavatelů, lokální komunity i těch, kteří mají finanční podíl v dané společnosti).

Zaměření na zákazníka – zákazník (pacient/klient) je koncovým hodnotitelem kvality produktu nebo služby. Udržení či navýšení podílu na trhu se nejlépe realizuje jasným vyhodnocením potřeb současných a potenciálních zákazníků.

Vedení a cilevědomost (pochopení a udržení záměrů a cílů) – Chování vedoucích pracovníků (vedení) organizace vede k čitelnosti a jednotě při pochopení smyslu a záměrů organizace. Je podkladem pro vznik prostředí ve kterém prosperuje a vyniká jak organizace sama, tak její zaměstnanci.

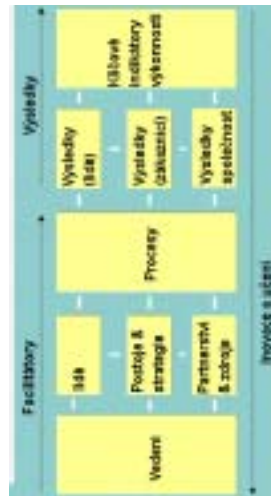
Řízení na podkladě procesů a faktů – Organizace se chová efektivněji a podávají vyšší výkon pokud jsou pochopeny a řízeny vztahy mezi všemi provázanými aktivitami dané organizace. Rozhodnutí o všech probíhajících a plánovaných zlepšeních jsou činěna na základě spolehlivých informací a postřehů všech kompetentních zainteresovaných osob (zákazníci, partneři, zaměstnanci, vedení, širší komunita – např. obec nebo město).

Profesní rozvoj a zapojení lidí – Potenciál lidí dané organizace se nejlépe uplatní pomocí sdílení stejných hodnot, kultu vzájemné důvěry a zmocnění (empowerment – delegování pravomocí i odpovědnosti rozhodovat o možnostech jak zlepšit procesy v místě, kde zaměstnanec vykonává svoji funkci. Pokud se časem ukáže rozhodnutí jako chybné, není to důvodem k sankcím ale analýza situace je použita i pro ostatní obdobná místa v organizaci). Takový přístup podporuje zapojení všech zaměstnanců do chodu organizace a jejího zlepšování.

Kontinuální proces učení, inovace a zlepšování – Výkonnost organizace je maximalizovaná pokud je založena na sdílení znalostí a dovedností v rámci kultury kontinuálního procesu učení, inovace a zlepšování.

Rozvoj partnerských vztahů – Organizace pracuje efektivněji pokud má vybudovány vzájemně výhodné partnerské vztahy založené na důvěře, sdílení znalostí a dovedností a vzájemné provázanosti.

Zodpovědnost směrem k veřejnosti – Dlouhodobé zájmy organizace a jejich zaměstnanců jsou nejlépe uspokojovány přijetím etického přístupu a pokračováním toho, co obecně od společnosti očekává okolní společnost daného regionu či státu.



Schematické znázornění komponent modelu excelence EFQM

INTERPRETAČNÍ RIZIKA V ULTRASONOGRAFII - JEJICH PŘÍČINY A DŮSLEDKY

Kotulánová Eva, Hrazdila Ivo

Oddělení ultrazvukové diagnostiky Kliniky zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně
E-mail: eva.kotulanova@fnusa.cz

Mimo možného, i když málo pravděpodobného poškození přímým účinkem, je pacient vyšetřovaný ultrazvukem vystaven riziku chybné interpretace obrazů nebo neodborného způsobu vyšetření.

Hlavní zdroje interpretačních rizik jsou tyto:

- obrazové artefakty
- nedostatečné vědomosti a zručnost vyšetřujícího
- špatné zobrazovací parametry ultrazvukového přístroje

Obrazové artefakty jsou poměrně dobře prostudovány a ultrasonografistům jsou většinou známy. Jejich hlavní příčinou jsou fyzikální pochody při interakci ultrazvukového signálu s vyšetřovanými tkáněmi, jako jsou opakované odrazy nebo odrazy a lomy na zaoblených plochách a rozhraních tkání s různou rychlostí šíření ultrazvuku. Konstrukce v současnosti používaných multielementových širokopásmových sond a digitální zpracování obrazu vznik artefaktů výrazně snižuje.

Chybné interpretace v důsledku nedostatečných znalostí topografické anatomie, neznalosti obsluhy přístroje a malé manuální zručnosti při vlastním vyšetření se vyskytují převážně u začátečníků. Mělo by se jim předcházet pravidelným doškolováním lékařů a novelizací předpisů pro udělování funkčních licencí pro jednotlivé oblasti ultrazvukové diagnostiky.

Nejméně často zmiňovaným zdrojem interpretačních rizik je nestejná kvalita zobrazení různými typy ultrazvukových diagnostických přístrojů a především špatné zobrazovací schopnosti přístrojů starších. Není výjimkou, že především v soukromých ordinacích, jsou v provozu přístroje staré i 15 let a správná interpretace nekvalitních obrazů, pořízených těmito přístroji, může být i pro zkušeného ultrasonografistu problematická. Vzhledem k tomu, že v ČR není dosud zavedena pravidelná kontrola technického stavu ultrazvukových diagnostických přístrojů ani kvality zobrazení, jsou

vyšetření na technicky zastaralých přístrojích nejčastějším zdrojem falešně negativních nálezů, které mohou mít pro vyšetřovaného vážné důsledky.

Literatura:

Hrazdila, I.: Artefakty ultrazvukového zobrazení a jejich fyzikální podstata. Scripta medica 69, Suppl. 1, 1996, 16-20

Steiner, E.: Ultraschallbildartefakte. Radiologe, 1993, 33, 1-10

Zdero, R., Fenton, P.V., Bryant, J.T.: A digital image analysis method for diagnostic ultrasound calibration. Ultrasonics 2002, 39, 10, 695-702.

NEPRÁVÉ ARTEFAKTY V DVOUROZMĚRNÉ ECHOKARDIOGRAFII A MECHANIZMUS JEJICH VZNIKU.

Feuereisl Rudolf

Kardiologie na Bulovce spol s r.o., Na Truhlářce 62, 180 85 Praha 8,
E-mail: RFeuereisl@seznam.cz

Artefakty jsou v dvourozměrné echokardiografii častým a diagnosticky velmi závažným jevem.

Může se jednat o tzv. "pravé", převážně technické artefakty, tj. zobrazení neexistujících útvarů a struktur, např. v důsledku nastavení vysokého zisku a tím vzniklého malého odstupe signálu od šumu, zobrazením laterálními laloky sondy nebo mechanizmem několikanásobných odrazů.

Může jít též o tzv. "nepravé" artefakty, vznikající na podkladě reálné existujících útvarů a struktur nebo jejich fragmentů. Samostatnou skupinu tvoří cizí tělesa a jejich artefakty. Nepravými útvary, vytvořenými nejčastěji nesprávnou technikou vyšetření nebo nesprávnou interpretací abnormálního a někdy i normálního nálezu, se zabývá přednáška, založená na prezentaci obrazové dokumentace. Jsou uvedeny příklady a je podán výklad mechanismu vzniku takových útvarů na aortální i mitrální chlopni a v srdečních dutinách.

Předpokladem pro korektní stanovení diagnózy je správná interpretace uvedených nálezů. To je zvláště důležité u diagnostiky akutní infekční endokarditidy, zejména u imunodeficitních pacientů, kde echokardiografie spoluurozhoduje o okamžitém zahájení razantní léčby. Falešně pozitivní diagnóza je zde stejně nebezpečná jako falešně negativní. Je proto důležité, aby všechny ne zcela jednoznačné nálezy byly posouzeny echokardiologem s dostatečnými zkušenostmi.

POSSIBILITY OF TISSUE DAMAGE BY HIGH INTENSITY FOCUSED SHOCKWAVES

Šunka P., ⁺Beneš J., ⁺Poučková P., Babický V., Člupek M.

Institute of Plasma Physics, Prague, Czech Republic

⁺Institute of Biophysics, Charles University Prague, Czech Republic
E-mail: benesji@cesnet.cz

A novel method for generation of focused shock waves has been developed. A cylindrical pressure wave created by a high voltage multi-channel discharge in water with an increased electrical conductivity (5 – 20 mS/cm) is focused by a metallic parabolic reflector. The discharge is formed on a composite anode consisting of a cylindrical stainless steel electrode (60 mm in diameter, 100 mm long) covered by a thin (0.2-0.3 mm thick) porous (opened porosity 3-5%) ceramic layer. In such arrangement at the applied voltage of 30 kV, the electric field on the metallic anode reaches almost the value of 1MV/cm and a large number of short discharge channels distributed homogeneously on the anode surface are initiated. Each discharge channel creates a semi-spherical pressure wave, and by superposition of all of the waves a cylindrical pressure wave propagating from the anode is formed. The cylindrical pressure wave is focused by a metallic parabolic reflector (cathode) and near the focus it is transformed into a strong shock wave. Dimensions of the focal volume are of $\Phi 8 \times 30$ mm. Such arrangement enables us to produce either a single shock wave that overcomes the cavitations threshold near the focal point, or two successive shock waves where the first one produces an acoustic non-homogeneity on which the second – main shock wave dissipates.

We demonstrated that the focused shock waves destroy human red blood cells (erythrocytes) and white blood cells (lymphocytes) very efficiently. A simple method to assess the mechanical effects of the focused shock waves is to study the interaction with fresh potatoes that have a high water content. It is known that mechanical damage to a potato results in a color change of the damaged volume. We exposed a 6 cm thick slab of a fresh potato to the shock waves. The slab was placed to the focal region and exposed to 10 shocks at 30 kV. The potato was then cut along the wave axis and after several hours the damaged region became dark. The experiment demonstrated that only the focal region (inside the potato) has been damaged and no damage was seen between the potato surface and the focal region. Exposition of rabbit liver in vivo and response of the animal on it

will be studied with the aim to find out optimal parameters of the shock waves to achieve well localized damage of the tissues.

Acknowledgement

This work was supported by the Academy of Sciences of the Czech Republic under the contract No. S204004.

ULTRAZVUKOVÉ NÁLEZY U ENDOFTALMITID.

Marešová Klára, Bábková Barbora, Poláchová Jana

Oční klinika, Fakultní nemocnice v Olomouci, I. P. Pavlova 6, Olomouc

E-mail: maresovk@fnol.cz

Jedním z nejzávažnějších nitroočních zánětů je endoftalmitida. Jedná se o zánět všech tří částí žívnatky a prognóza quo ad visum je vždy nejistá. Nejčastější etiologii je zavlečení infekce do oka při nitrooční operaci nebo mohou zánět vyvolat zbytky čočkových hmot po operaci katarakty. S endoftalmitidou se můžeme setkat i po očním úraze a vzácně při těžké systémové infekci.

Ultrazvukové vyšetření je důležité zvláště tam, kde je zánětem snížena transparentnost předního segmentu a do sklivcové dutiny tak nevidíme. Můžeme také prokázat eventuelní zbytky čočkových hmot, sledovat lokalizaci zánětu a možnou progresi.

Ultrazvukové známky endoftalmitidy jsou : zákaly ve sklivci a jejich progresie v čase, tvorba membrán ve sklivci a jejich adherence k zadnímu pólu oka, ztlustění chorioidey,

V retrospektivní studii jsme sledovali výsledky ultrazvukového vyšetření sedmnácti pacientů, kteří byli na Oční klinice FN v Olomouci hospitalizováni s diagnózou endoftalmitidy v období od ledna 1999 do listopadu 2002.

Příčinou endoftalmitidy byl ve 13 ti případech (66%) pooperační stav, ve 2 případech (17%) úraz, ve 2 případech (17%) byla jiná příčina.

Pacienty jsme rozdělili do dvou skupin a to do skupiny s výslednou centrální zrakovou ostroť 6/36 a lepší a do skupiny s centrální zrakovou ostroť 6/60 a horší. Při ultrazvukovém vyšetření jsme se zaměřili na tvorbu membrán ve sklivci, výskyt ablace zadní plochy sklivce, ztlustění chorioidey , výskyt ablace chorioidey a odchlípení sítnice a hledali jsme prognosticky nepříznivé znaky při ultrazvukovém vyšetření u endoftalmitidy.

Ve skupině s horší centrální zrakovou ostroť mělo 50% pacientů nekompletní ablaci zadní plochy sklivce a 67% pacientů mělo ztlustění chorioidey . Ve skupině s lepší centrální zrakovou ostroť mělo 36% pacientů nekompletní ablaci zadní plochy sklivce a 45% pacientů mělo ztlustění chorioidey. Tvorba membrán ve sklivci byla častější ve skupině s lepší centrální zrakovou ostroť - 67% .

Nález nekompletní nebo nepřítomné ablace zadní plochy sklivce a ztlustění chorioidey by mohly být prognosticky nepříznivé ultrazvukové znaky u endoftalmitidy.

V přednášce jsou použity ultrazvukové nálezy pacientů ošetřených na naší klinice.

VÝZNAM 3D ENDOSONOGRRAFIE U BENIGNÍCH A MALIGNÍCH ONEMOCNĚNÍ ANOREKTA

Zbořil Pavel, Starý L., Vysloužil K., Klementa I., Duda M.

II: chirurgická klinika, Fakultní nemocnice v Olomouci, I. P. Pavlova 6,
Olomouc
E-mail: zborilp@FNOL.CZ

Endosonografie anorekta patří mezi efektivní nástroj umožňující přesné a spolehlivé vyšetření anorekta. Specifita a senzitivita endosonografie je srovnatelná s CT a MRI. S použitím rotační sondy pracující na frekvenci 10MHz je dosaženo rozlišení obrazu 0.1mm. Další zlepšení ve smyslu zvýšení přesnosti morfologického ohodnocení snímané oblasti přináší 3D rekonstrukce obrazu. Na II. chirurgické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci toto vyšetření provádíme od roku 2000. Celkem jsem provedli 212 endosonografií anorekta.

Tato metoda je přínosná zejména u těchto diagnóz: benigní a maligní tumory anorekta, periproktální píštěle, abscesy a defekty svěračů.

**PEROPERAČNÍ ULTRASONOGRAFIE PŘI TECHNICKY
NÁROČNÝCH LAPAROSKOPICKÝCH OPERACÍCH
V RETROPERITONEU**

Belej Kamil, Študent V., Fiala R., Hrabec M.

Urologická klinika, Fakultní nemocnice v Olomouci, I. P. Pavlova 6,
Olomouc

E-mail: kamil.belej@fnol.cz

Cíl:

Ověření možnosti použití peroperační ultrasonografie při urologických laparoskopických operacích v retroperitoneu.

Metodika:

Laparoskopická ultrazvuková sonda s pracovní frekvencí 7,5 MHz byla peroperačně použita při 22 laparoskopických operacích retroperitoneálních orgánů. Indikací laparoskopie bylo 8x nádorové postižení nadledviny, 12x onemocnění ledviny a 2x konkrement v horní části močovodu.

Výsledky:

Peroperační ultrazvukové vyšetření nevyžadovalo zavedení samostatného pracovního kanálu, nezpůsobilo žádné peroperační komplikace a zkrátilo průměrný čas operací. Sonda umožnila zobrazení v B-mode a jeho kombinaci s CFM, což zlepšilo orientaci o cévách. Další postup ulehčilo i současné zobrazení laparoskopického a sonografického obrazu (PIP – picture-in-picture). Průměrné krevní ztráty u ablačních operací (odstranění orgánů nebo resekce) byly menší než při běžných laparoskopických operacích pro stejné diagnózy. U operací nadledvin umožnila sonografie rychlejší orientaci o uložení orgánu a vztahu okolních cév k nadledvině. Při odstranění ledviny (radikální nebo prosté odstranění) sonografie urychlila a zpřehlednila preparaci cév a jejich přerušení u anomálního uspořádání. Sonografie při ureterolitotomii urychlila hledání konkrementu a zmenšila celkový rozsah preparace.

Závěry:

S rozšiřováním indikací laparoskopii přibývají technicky náročné operace, u kterých často chybí pohmatový vjem běžný u otevřených výkonů. Na

základě našich prvních zkušeností lze konstatovat, že peroperační sonografie významně zpřehlednila náročnější operace a dále upevnila pozici miniinvazivních postupů v urologii bez zvýšení výskytu komplikací.

REJSTŘÍK AUTORŮ

Babický V.,28	Kotulánová Eva,25
Bábková Barbora,30	Marešová Klára,30
Belej Kamil,33	Mornstein Vojtěch,13
Beneš J.,28	Poláchová Jana,30
Bourek Aleš,21	Poučková P.,28
Devčic-Kuhar Branka,8	Rosenfeld Eike,2
Doležal Ladislav,17	Rozman Jiří,19
Duda M.,32	Starý L.,32
Feuereisl Rudolf,27	Škorpíková Jiřina,13
Fiala R.,33	Študent V.,33
Forýtková Lenka,13,21	Šunka P.,28
Hálek Jan,17	Václavík Vlastimil,19
Hrabec M.,33	Vlk D.,21
Hrazdírka Ivo,11,25	Vysloužil K.,32
Jaroš Josef,19	Wiecek Radovan,15
Klementa I.,32	Zbořil Pavel,32
Kollmann Christian,4	

Upozornění:

Sborník neprošel jazykovou ani obsahovou korekturou.