

# FANTOM PRO DIAGNOSTICKÝ ULTRAZVUK A DOPPLEROVSKÉ VYŠETŘENÍ

Jana Vránová<sup>1</sup>, Roman Matějka<sup>2</sup>, Jana Štěpanovská<sup>2</sup>, Lucie Kolomazníková<sup>2</sup>,

Jozef Rosina<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Medical Biophysics and Medical Informatics, 3<sup>rd</sup> Faculty of Medicine,  
Charles University, Prague, Czech Republic

<sup>2</sup>Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University in Prague, Kladno, Czech Republic

## Souhrn

*V článku jsou popsány fyzikální mechanismy vzniku ultrazvukového vlnění, jeho šíření a odraz na rozhraní tkání. Jsou popsány diagnostické metody založené na Dopplerově jevu. Pro výuku studentů byly vytvořeny dva fantomy z materiálu s akustickými vlastnostmi podobnými vlastnostem tkání člověka. První fantom obsahuje echogenní a cystické struktury různých tvarů a rozměrů, z různých materiálů. Ve druhém fantomu je umístěn rozvětvený systém trubic, kterými protéká kapalina simulující průtok krve v těle pacienta. Studenti si na těchto fantomech osvojují základní dovednosti s ultrazvukovým přístrojem, jako je práce v různých módech zobrazení, rozpoznání struktur tkání, měření ploch a vzdáleností v zobrazených řezech, měření rychlosti a objemového průtoku pomocí Dopplerova jevu.*

## Klíčová slova

*ultrazvuk, ultrasonografie, dopplerův jev, fantom, želatina, n-propanol, grafit*

## Abstract

*In the article the main physical principals of creation, propagation and reflection of ultrasonic waves were described. The diagnostic methods based on Doppler's effect were explained. The two phantoms for education were created. The first phantom contained echogenic and cystic structures of various shapes and sizes, from materials with different acoustic properties. In the second phantom the branched system of tubes that carry fluid simulating blood flow in the body was placed. Students in these phantoms acquire basic skills with an ultrasonic diagnostic device, such as working in various display modes, identifying tissue structures, measuring areas and distances displayed in sections, measuring the speed and volume flow using the Doppler effect.*

## Úvod

Ultrasonografie je v současnosti velice rozšířená, dostupná, relativně levná a nezatěžující diagnostická zobrazovací metoda. Proto v diagnostickém vyšetřovacím algoritmu často patří k metodám první volby.

Ultrazvukové diagnostické zobrazovací metody, určené ke studiu morfologie sledovaných tkání, jsou založeny na detekci rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích. Metody, založené na Dopplerově principu, slouží k detekci pohybu tkání a k měření rychlosti toku krve.

## Fyzikální základy

Ultrazvuk je mechanické kmitání hmotného prostředí o frekvenci vyšší než 20 kHz. V lékařské diagnostice se používají frekvence v megahertzové (MHz) oblasti. Ultrazvukové kmity se šíří v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou podélného vlnění, v kostech se šíří též formou příčného vlnění<sup>1</sup>.

V diagnostice používaný ultrazvuk vzniká v ultrazvukové sondě piezoelektrickým jevem v piezoelektrických krystalech (měničích). To znamená, že pokud na piezoelektrický krystal sondy přivedeme

vysokofrekvenční elektrický proud, elektrické impulzy rozkmitají částice krystalu, ty kmitají okolo svých rovnovážných poloh a přenášejí kmitovou energii prostřednictvím pružné vazby na další částice krystalu a tím se konstantní rychlostí přenáší do prostoru mechanické vibrace, vznikne ultrazvukové vlnění. Frekvence ultrazvuku závisí na frekvenci přivedeného elektrického proudu.

Z akustického hlediska jsou živé tkáně charakterizovány několika parametry: rychlostí šíření ultrazvukových vln, akustickou impedancí a útlumem.

Rychlost šíření  $c$  ultrazvukové vlny v homogenním prostředí vzrůstá přímo úměrně s hustotou tohoto prostředí. Ve vzduchu se šíří stejnou rychlostí jako zvuk ( $330 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), v kapalinách a v tkáních s vysokým obsahem vody, např. v měkkých tkáních kolem  $1\,540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , v pevných látkách, např. v kostech až  $4\,000 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Rychlost šíření ultrazvuku v různých tkáních je v širokém rozsahu nezávislá na kmitočtu  $f$  ultrazvukového vlnění (při zanedbání akustické disperze). Naopak je závislá na fyzikálních vlastnostech prostředí, na elasticitě  $K$  a na hustotě  $\rho$ , podle vztahu:

$$c = \sqrt{K/\rho}, \quad (1)$$

kde  $K$  [Pa] je modul objemové pružnosti v tahu a  $\rho$  [ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ] je hustota prostředí. Rychlost šíření je závislá také na teplotě prostředí<sup>2</sup>.

Rychlost šíření narůstá v pořadí – plíce, krev, měkké tkáně (orgány), sval a kost.

V místě dotyku dvou prostředí s rozdílnými parametry šíření ultrazvukového signálu se vytváří tzv. akustické rozhraní. Na něm se ultrazvukové vlny, pokud dopadají kolmo, částečně odrážejí a částečně šíří ve svém původním směru dál, pokud dopadají šikmo pod určitým úhlem, tak se částečně odrážejí a částečně lámou. Energie ultrazvuku, odražená na akustickém rozhraní dvou odlišných tkání, je funkcí (závisí na) rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní, to znamená, že množství odražené energie je tím větší, čím větší je rozdíl akustických impedancí prostředí tvořících rozhraní.

Akustická impedance  $Z$  popisuje interakci mezi vlněním a prostředím. Je zřejmé, že závisí na rychlosti šíření  $c$  a hustotě prostředí  $\rho$ . Impedanci obecně rozumíme druh odporu, který klade prostředí ultrazvukovému vlnění. Jak z níže uvedeného vztahu vyplývá, pevné látky s vysokou hustotou a rychlostí šíření mají velkou impedanci, neboť jejich molekuly jsou těsně vedle sebe, tudíž jsou špatně stlačitelné<sup>3</sup>. U plynů je tomu naopak.

$$Z = \rho \cdot c \quad (2)$$

Ultrazvukové vlny jsou tkáněmi také absorbovány, platí, že absorpce je tím vyšší, čím je vyšší frekvence ultrazvukových vln a tento jev hraje důležitou roli při volbě zobrazovací frekvence v závislosti na hloubce sledované tkáně. Platí, že při rostoucí frekvenci ultrazvuku roste jeho absorpce

a tím klesá jeho pronikavost, ale je lepší jeho rozlišovací schopnost.

Odraz nastává při dopadu ultrazvukové vlny na makroskopické rozhraní dvou prostředí. Jsou-li impedance těchto dvou prostředí ( $Z_1$  a  $Z_2$ ) stejné, nedochází k žádnému odrazu vyslaných ultrazvukových vln. Pokud jsou ale různé, dojde při průchodu akustické vlny k částečnému odrazu, přičemž platí, že úhel odrazu je roven úhlu dopadu. Největší odraz nastává pro vysoké rozdíly mezi akustickými impedancemi prostředí a pro malý úhel dopadu.

Diagnostická informace se získá zachycením, následným zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů, odražených od rozhraní různých tkání.

Zachycené ultrazvukové signály obvykle obsahují více elementárních signálů – složek, které mají různé vlastnosti. Signály jsou na počátku řetězce zpracování získány digitalizací, tj. analogově-číslíkovým převodem. Takto získaný signál představuje z matematického hlediska posloupnost. Přechod od analogových signálů k těmto posloupnostem se provádí operacemi nazvanými vzorkování v čase a kvantování v amplitudě.

Důležitým mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení, označovaného jako zobrazení B (z anglického slova Brightness - jas: zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce). V současné době se využívá zejména zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (128–256 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu. Při dynamickém zobrazení je v jedné sondě řada měničů, které pracují v součinnosti a jejichž echa jsou vyhodnocována tak, že výsledný obraz vidíme jako obraz pořízený v reálném čase. Dynamické B zobrazení poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur vyšetřované oblasti.

Dopplerův jev využíváme pro sledování pohybujících se struktur. Pro akustiku jej lze popsat takto: Předpokládejme, že se zdroj akustického vlnění o stálé frekvenci pohybuje relativně vůči pozorovateli. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění k pozorovateli, vnímá pozorovatel vyšší frekvenci, vzdaluje-li se zdroj, vnímá frekvenci nižší. Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se struktura, na které se akustické vlnění odráží<sup>4</sup>. A právě tento princip využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve.

Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erytrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erytrocyty spíše jako bodové zdroje rozptylu, které dávají

vznik kruhovým vlnoplochám, šířícím se všemi směry. Tyto vlny mezi sebou interferují a dochází k jejich časové i prostorové sumaci. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odrazí zpět ke zdroji. Při tom platí, že amplituda odražené vlny je úměrná druhé mocnině celkového počtu erytrocytů. Frekvence odražené vlny se však v důsledku pohybu erytrocytů liší od frekvence vyslaného ultrazvuku. Rozdíl mezi frekvencí vyslané ultrazvukové vlny a vlny přijaté po odrazu od pohybující se krve (dopplerovský posuv) je úměrný její rychlosti a kosinu úhlu, který svírá směr dopplerovského signálu se směrem toku krve (dopplerovský úhel).

## Projekt FRVŠ

Ze všeho výše uvedeného je zřejmé, že ultrazvukové zobrazovací metody se stanou nedílnou součástí práce většiny klinických lékařů, ale s ultrazvukovými přístroji se setkají i mnozí techničtí zaměstnanci, pracující v nemocnicích jako biomedicínišší technici nebo inženýři. Proto je důležité této problematice věnovat odpovídající pozornost již při výuce specialistů obou zaměření, protože pochopení principu šíření mechanických akustických vln nehomogenním prostředím je důležité nejenom z pohledu fyziologického, ale také z pohledu technického (souvislost změny frekvence ultrazvukového vlnění s hloubkou průniku do tkáně a s kvalitou zobrazení, zpracování dat, konstrukce ultrazvukového přístroje, sondy apod.) a klinického (patologické změny orgánů vedou ke změně akustických vlastností tkání, tím ke změně echogenicity tkání a tím i ke změně obrazu). Možnost ověření diagnostické kvality a schopnosti ultrasonografie, měření velikosti objektů známých tvarů a rozměrů, uložených ve známé hloubce, měření známých rychlostí kapaliny, možnost změny této rychlosti, možnost změnit kontinuální proudění kapaliny na pulzní tok, detekce rychlosti, kdy dochází k turbulencím, významně obohacují praktickou výuku a vedou k snazšímu pochopení a zapamatování si potřebných fyzikálních principů.

Vytvořený fantom pro diagnostický ultrazvuk názorně demonstruje šíření ultrazvuku v prostředích s různými akustickými vlastnostmi, které vykazují různou echogenicitu a slouží tak k vytvoření ultrasonografického obrazu. Znalostí přesné polohy a přesných rozměrů objektů umístěných ve fantomu si studenti navíc ověří i přesnost sonografického zobrazení. Možnost změny rychlosti průtoku kapaliny fantomem a možnost měření tohoto průtoku pod různými úhly umožní snadný vhled do problematiky dopplerovského měření. Přínosem je také zapojení alternativních metod do výuky, neboť podobné vyšetření by bylo možné demonstrovat

pouze vyšetřením na studentech a změny průtoku by nebylo možné demonstrovat vůbec.

Na základě výše uvedených skutečností byl podán a následně získán projekt Fondu rozvoje vysokých škol (FRVŠ) 471/2012, který podpořil meziuniverzitní spolupráci a aktivně zapojil vybrané studenty z 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze, čímž nejenom podpořil jejich tvůrčí úsilí, ale rovněž přispěl k mezioborové spolupráci mladých studentů a vytvořil podmínky pro jejich další participaci ve výuce.

Cílem projektu FRVŠ bylo vytvoření 2 fantomů z materiálu s akustickými vlastnostmi podobnými vlastnostem tkání člověka. První fantom v sobě obsahuje echogenní a cystické struktury různých tvarů a rozměrů, z různých materiálů. Ve druhém fantomu byl umístěn rozvětvený systém trubic, kterými protéká kapalina simulující průtok krve v těle pacienta.

Pro výuku studentů se využívají diagnostické fantomy, které simulují tkáň lidského těla a jeho vlastnosti důležité pro ultrazvukové zobrazení a slouží k vysvětlení základních principů šíření ultrazvukových vln v nehomogenním prostředí. Studenti si na těchto fantomech osvojují základní dovednosti s ultrazvukovým přístrojem, jako je práce v různých módech zobrazení, rozpoznání struktur tkání, měření ploch a vzdáleností v zobrazených řezech, měření rychlosti a objemového průtoku pomocí Dopplerova jevu, zavádění bioptických jehel pod ultrazvukem a další praktické dovednosti.

## Charakterizace UZ materiálu pro použití ve fantomech

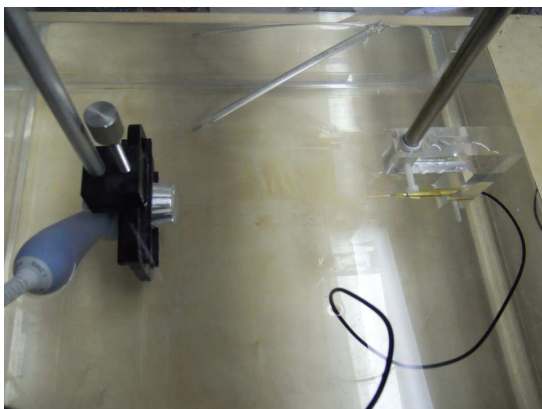
Vlastnosti materiálu musí mít podobné akustické vlastnosti tkání, které fantom představuje. Těmito vlastnostmi jsou rychlost šíření ultrazvukových vln prostředím, akustická impedance tkáně a její útlum<sup>5-8</sup>. Jako hlavní složku ultrazvukového fantomu jsme zvolili průmyslovou želatinu, která plní funkci média pro ultrazvukové vlnění mezi povrchem fantomu a sledovanými strukturami. Samotná želatina nedosahuje stejných akustických vlastností jako skutečná tkáň a je potřeba ji pomocí příměsí modifikovat. Jako modifikace byl zvolen N-propanol, který mění podle koncentrace rychlost šíření zvukových vln a dále grafit, jehož koncentrací lze dosáhnout změny charakteristického útlumu.

K detekci ultrazvukových vln se využívají hydrofony. Jsou to speciální elektroakustické měniče, které se využívají k absolutnímu měření akustického tlaku ultrazvukových vln<sup>9</sup>. Používají se k detekci v kapalném nebo pevném prostředí. Pro naše účely jsme použili hydrofon jehlový. Je to

širokopásmové zařízení s měničem o průměru jehly 1 mm, která se zavádí do měřeného materiálu, na jejíž špičce je umístěn piezoelektrický měnič. Důsledkem nepřímého piezoelektrického jevu je generován elektrický signál. Ten je následně zesílen a dále zpracován. Měření probíhalo v experimentální sestavě, která obsahovala UZ vysílač a přijímač (hydrofon). Mezi ně byl vložen vzorek umělé tkáně. Celá tato sestava byla ve vodní lázni o definované teplotě. Detail experimentální sestavy je zachycen na obrázku 1.

Pro charakterizaci materiálů na výrobu fantomu byly vytvořeny vzorky želatiny s různými poměry složek, čímž se dosáhlo různých akustických vlastností pro každou želatinu. Na vzorcích byly naměřeny útlumy vlnění a rychlosti vlnění procházejícího materiálem podle rozdílu času vysílaného a přijímaného signálu.

Další požadovanou vlastností vyrobeného fantomu je odolnost proti okolním vlivům a dlouhá trvanlivost. Toho lze docílit skladováním na stinných, suchých místech v kontejneru bez přístupu vzduchu. Při výrobě je třeba vyvarovat se drobných i větších bublin ve strukturách fantomu. Ty se na ultrazvukovém zobrazení zobrazují černě a znehodnocují tak výsledný efekt.

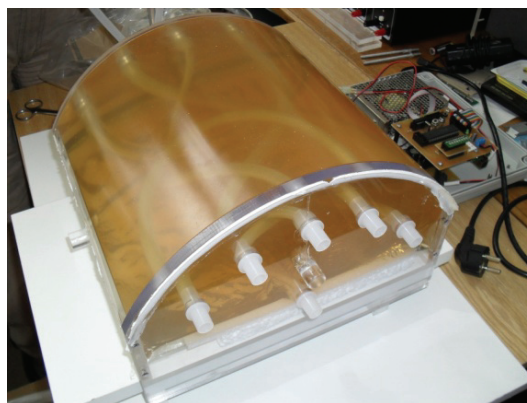
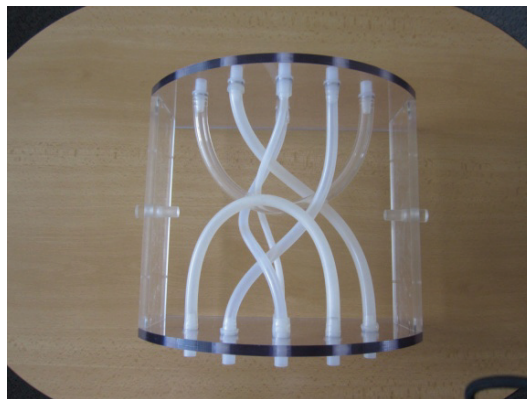


Obr. 1: Experimentální uspořádání vysílače a detektoru pro charakterizaci materiálů.

## Mechanická konstrukce fantomu

Fantom pro diagnostický ultrazvuk, simulující fyziologické struktury těla různých tkání s různými akustickými vlastnostmi a pro dopplerovské vyšetření, byl vytvořen z plexiskla, které tvořilo samotné tělo fantomů. Jako základní tvar byl zvolen půlválec, který co nejvěrohodněji napodobuje abdominální oblast lidského těla. Pro dopplerovské vyšetření bylo navíc na každé čelní straně fantomu vytvořeno 6 otvorů o průměru 13 mm na průchodky pro silikonové hadice. Do této platformy byla umístěna soustava elastických silikonových hadic o různých průměrech a hloubce rozvětvení (od 7 do

13 mm), která simuluje krevní řečiště. Celý fluidický systém byl navržen tak, aby byly dobře vidět jednotlivé tloušťky hadic, a dala se jednoduše zjistit hloubka jejich uložení. Rozvětvení hadic zobrazuje obrázek 2.



Obr. 2: Nahore: uložení a rozvětvení hadic ve fantomu pro dopplerovské vyšetření. Dole: zalití hadic želatinou.

Látkou simulující ve fluidickém systému krev, byla zvolena karbonová suspenze (aktivní uhlí rozdrcené na frakci 5–50  $\mu\text{m}$ ). Karbonové mikročástice simulují ve fantomu erythrocyty, od kterých se při ultrazvukovém vyšetření odrážejí vlny ultrazvuku, bez nichž by nebylo možné korektně detekovat průtok pomocí Dopplerovského UZ. Tato suspenze je nasávána ze zásobníku umístěného vedle fantomu a je poháněna pomocí motorového čerpadla SEPA MPA 45A12H. Toto čerpadlo bylo zvoleno, jelikož poskytuje dostatečný průtokový objem a zároveň je možné jednoduše tento objem měnit, případně i simulovat jednoduché dynamické změny jako je například pulzní vlna.

Pro fantom simulující různé tkáně jsme použili skutečnou lidskou hrudní kost (os sternum). Dále jsme vytvořili různé tvary, které jsme vylili různými směsmi želatiny, N-propanolu a grafitu, tak abychom dosáhli různé akustické vlastnosti, simulující různé orgány. Vylévání forem různých orgánů a postupné zalévání fantomu vidíme na obrázku 3.



Obr. 3: Nahoře: zalití hrudní kosti. Dole: zalití vytvořených orgánů.

## Processorové řízení

Hlavní řídicí část modelu tvoří elektronický obvod s 8bitovým mikroprocesorem PIC 18F4620. Pro tento mikroprocesor byl navržen speciální firmware v programovacím jazyce C / C++, který se stará o řízení celého systému, sběr dat a komunikaci s počítačem. K obvodu byly připojeny periferie pro řízení čerpadla a úpravu signálu ze senzoru.

## Ovládací software

Celý systém je řízen pomocí speciálně navrženého ovládacího softwaru, který umožňuje jednak monitorovat parametry modelu, tak také nastavovat průběhy simulací, průtokových křivek a pulzní vlny. Tento software byl vytvořen pomocí grafického programovacího jazyka LabVIEW.

Uživatel má možnost manuálního zadání průtoku v čase nebo načtení dat ze souboru (Excel), kde mohou být data ze záznamu reálné pulzní vlny. V průběhu simulace má uživatel možnost zesílením výkonu čerpadla měnit rychlost průtoku, dále měnit průtok laminární na turbulentní a také měnit kontinuální proudění na pulzní.

## Závěr

Díky podpoře FRVŠ se podařilo realizovat záměr vytvořit fantomy, vhodné k prohloubení teoretických znalostí a praktických dovedností týkajících se ultrazvukových diagnostických metod. Praktické zkušenosti s použitím vytvořených fantomů na FBMI ČVUT a na 3. LF UK jasně ukazují, že studenti obou fakult díky realizaci grantu daleko lépe chápou principy fungování ultrazvukových přístrojů, mechanismus vzniku ultrazvukového vlnění a současně při praktických cvičeních mají možnost sledovat na vytvořených fantomech s akustickými vlastnostmi podobnými vlastnostem tkání člověka vznik ultrazvukového obrazu.

## Poděkování

Práce byla podpořena projektem FRVŠ č. 471 /2012.

## Literatura

- [1] Hrazdira I.: *Úvod do ultrasonografie, Klinika zobrazovacích metod*. LF MU, Brno 2008, online [cit. 7. 11. 2012] zdroj: [http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod\\_do\\_ultrasonografie1.pdf](http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf).
- [2] Čech, E. a kol.: *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Avicenum, Praha 1982.
- [3] Navrátil, L., Rosina, J. a kol.: *Medicinská biofyzika*. Grada Publishing, Praha 2005.
- [4] Musil, D. a kol.: *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin*. Grada Publishing, Praha 2007.
- [5] Burlew, M., Madsen, E., Zagzebski, J. *A new Ultrasound Tissue Equivalent Material*, *Radiology* Feb 1980, 134, pp. 517-520.
- [6] Kharine, A., Manohar, S., Seeton, R., Kolkman, R.G.M., Bolt, R.A., Steenberg, W., de Mul, F.F.M. *Poly(vinyl alcohol) gels for use as tissue phantoms in photoacoustic mammography*, *Physics in Medicine and Biology*, 2003, 48 (3), pp. 357-370.
- [7] Schuwert, P., E. *Characteristics of tissue equivalent gels intended for passive test procedures of ultrasonic scanner performance*. Nov 1982, *Ultrasonics*, pp. 275-278.
- [8] Surry, K., J., M., Austin, H., J., B., Fenster, A. *Institute of Physics Publishing: PVA Phantoms in ultrasound*. Canada 2004.
- [9] Ophir, J., Lin, T.: *A Calibration-Free Method for Measurement of Sound Speed in Biological Tissue Samples*. *IEE Trans. Ultrason. Freq. Contrl.*, 1988, 35 (5), pp. 573-577.

Ing. Jana Vránová, CSc.  
 Ústav lékařské biofyziky a lékařské informatiky  
 3. lékařská fakulta, Univerzita Karlova v Praze  
 Ruská 87, CZ-100 00 Praha 10

E-mail: [jana.vranova@lf3.cuni.cz](mailto:jana.vranova@lf3.cuni.cz)  
 tel: +420 267 102 303