

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Ing. Martin Čížek

**ANALÝZA NELINEÁRNÍCH JEVŮ
V ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTICE**

**ANALYSIS OF NONLINEAR EFFECTS
IN ULTRASOUND DIAGNOSTICS**

OBOR BIOMEDICÍNSKÁ ELEKTRONIKA A BIOKYBERNETIKA

ZKRÁCENÁ VERZE PHD THESIS

Školitel: doc. Ing. Jiří Rozman, Csc.

Oponenti:

Datum obhajoby:

KLÍČOVÁ SLOVA

ultrazvuková diagnostika, nelineární jevy, simulace, bezpečnost

KEYWORDS

Ultrasound Diagnostics, Nonlinear Effects, Simulation, Safety

Práce je k dispozici na Vědeckém oddělení děkanátu FEKT VUT v Brně.

© 2009 Martin Čížek

ISBN 80-214-doplň redakce

ISSN (1213-4198)

OBSAH

1	ÚVOD	5
2	SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY	6
2.1	BIOFYZIKÁLNÍ PŮSOBENÍ ULTRAZVUKU	6
2.1.1	<i>Mechanické účinky ultrazvuku</i>	6
2.1.2	<i>Tepelné účinky ultrazvuku</i>	7
2.1.3	<i>Bezpečnost pro pacienta a doporučené limity dávek</i>	7
3	CÍLE DISERTACE	8
4	FYZIKÁLNÍ ASPEKTY ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU	9
4.1	MATEMATICKÝ POPIS ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ	9
4.2	MODELOVÁNÍ NELINEÁRNÍHO ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU	11
4.2.1	<i>Používané modelové rovnice</i>	12
4.2.2	<i>Fyzikální aspekty nelineárního šíření ultrazvuku</i>	13
4.2.3	<i>Použití kontrastních látek</i>	13
4.2.4	<i>Přirozené nelineární šíření ultrazvuku ve tkáních</i>	13
4.3	VYUŽITÍ NELINEÁRNÍCH JEVŮ V ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTICE	15
4.4	DŮSLEDKY NELINEÁRNÍHO ŠÍŘENÍ	16
5	ALGORITMY PRO SIMULACI NELINEÁRNÍHO ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU	16
5.1	METODA ÚHLOVÉHO SPEKTRA	17
5.2	SIMULACE GENEROVÁNÍ VYŠŠÍCH HARMONICKÝCH SLOŽEK	17
5.3	IMPLEMENTACE SIMULAČNÍCH ALGORITMŮ	19
5.4	VÝSLEDNÝ NUMERICKÝ MODEL	21
6	EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ VÝSLEDKŮ	22
6.1	ULTRAZVUKOVÝ MĚŘICÍ SYSTÉM	22
6.2	MODERNIZACE ULTRAZVUKOVÉHO MĚŘICÍHO SYSTÉMU	23
6.2.1	<i>Software pro ovládání 3D pozičního systému hydrofonu a digitálního osciloskopu</i>	24
6.2.2	<i>Software pro vyhodnocení měření</i>	24
6.2.3	<i>Shrnutí výsledků modernizace systému ultrazvukové měřicí vany</i>	25
6.3	MĚŘENÍ PROSTOROVÉHO ROZLOŽENÍ ULTRAZVUKOVÉHO POLE DIAGNOSTICKÝCH SOND	26
6.4	PŘEHLED MĚŘENÝCH VELIČIN	26
6.5	POSTUP MĚŘENÍ	28
6.6	VÝSLEDKY MĚŘENÍ	29
6.6.1	<i>Rozložení amplitudy akustického tlaku v blízkosti čela sondy</i>	30
6.6.2	<i>Vliv vzdálenosti ohniska a vstupní amplitudy akustického tlaku na nelineární jevy při šíření uzv ve vodě</i>	31
6.7	POROVNÁNÍ VE VODĚ ZMĚŘENÝCH ROZLOŽENÍ UZV POLE SE SIMULACEMI	32
6.7.1	<i>Výchozí podmínky a parametry simulací</i>	33
6.7.2	<i>Experimentální ověření výpočtu rozložení uzv pole a simulace nelinearit</i>	33
6.8	SIMULACE ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU VE VRSTVENÉM MODELU BIOLOGICKÝCH TKÁNÍ	34
7	ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A ZÁVĚR	38
	LITERATURA	41
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	43
	CURRICULUM VITAE	44

1 ÚVOD

V poslední dekádě většina významných světových výrobců ultrazvukových diagnostických systémů implementovala ve svých přístrojích funkci tzv. harmonického zobrazení, často označovanou zkratkou THI – tissue harmonic imaging. Její princip spočívá v příjmu vyšších harmonických složek signálu majících původ v nelineární povaze šíření ultrazvuku v biologických tkáních při vyšších aplikovaných intenzitách. Tato relativně nová metoda, poprvé popsána v 80. letech minulého století, s sebou přináší jednak výhody v podobě většího kontrastu a rozlišovací schopnosti pořizovaných tomogramů, ale také možná rizika spojená s nutností použití vyšších intenzit vysílaného ultrazvuku.

Výpočetní složitost matematického aparátu pro práci s nelinearitami a akceptovatelné výsledky poskytované lineárními modely vedly dlouhou dobu k využívání zjednodušených principů lineární akustiky při modelování ultrazvukových (uzv) polí. Na předpokladech lineárního šíření je založena i donedávna používaná diagnostická ultrazvuková technika a metodika pro určování limitních hodnot ozvučení biologických tkání. Předpoklady lineární ultraakustiky již ale přestávají být platnými pro většinu v současnosti používaných frekvencí a intenzit. Diskutabilními se stávají především tyto předpoklady:

- Vysílaný kmitočet je jediným kmitočtem vyskytujícím se v médiu.
- Zvýšení amplitudy zdroje ultrazvukového vlnění v daném poměru vede ke zvýšení amplitudy v médiu v tom samém poměru.

Důvodem, proč jsou výše uvedené předpoklady mylné, je nelineární zkreslení při šíření ultrazvukového vlnění.

S nárůstem využívání uzv diagnostických metod by mělo docházet k pravidelnému ověřování, zda aplikované ultrazvukové vlnění, přes rostoucí výstupní výkony diagnostických uzv přístrojů a přes zvyšující se dávky ozvučení, nepředstavuje pro člověka zdravotní riziko a také zda zobrazované informace odpovídají skutečnosti. Předběžné výsledky pozorování vedly v r. 1976 Světovou federaci pro ultrazvuk v lékařství a biologii (World Federation of Ultrasound in Medicine and Biology) a další národní organizace k vydání doporučení [3]. Pro délku vyšetření a použitou intenzitu ultrazvuku platí princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable) – doba vyšetření by neměla být delší a hodnota intenzity větší, než je nezbytně nutné k získání požadované diagnostické informace. Toto doporučení se týká zejména aplikací v prenatální lékařské péči. Z hlediska biologického účinku totiž představuje uzv vyšetření nejrizikovější fázi embryonálního a fetálního vývojového stadia.

Tématem disertační práce je studium nelineárních jevů při šíření ultrazvuku v biologických tkáních. Práce je zaměřena na oblast aplikace diagnostických ultrazvukových přístrojů a možné účinky na biologické tkáně spojené se zvýšenými výstupními výkony uzv přístrojů pracujících v režimu harmonického zobrazení.

Zkoumány jsou interakce uzv pole s tkáněmi především v oblasti tepelného a mechanického působení. Cílem disertační práce je vytvoření počítačového modelu šíření ultrazvuku ve tkáňových strukturách vyšetřovaných diagnostickými ultrazvukovými přístroji, který zohledňuje nelineární jevy. Simulace rozložení ultrazvukového pole provedené numerickým modelem jsou v závěrečné fázi práce experimentálně ověřeny. Na základě výsledků experimentů a simulací ve vrstveném tkáňovém modelu je zhodnocena míra použitelnosti modelů zanedbávajících nelineární jevy při šíření ultrazvuku. Zároveň je vyhodnocena i spolehlivost v současnosti používané metodiky pro predikci mechanického indexu při ultrazvukových vyšetřeních.

2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

Při současném trendu využívání vyšších harmonických složek uzv signálu a s tím spojeného neustálého zvyšování špičkových akustických výkonů diagnostických ultrazvukových přístrojů, nabývá na významu znalost rizik spojených s možnými tepelnými a mechanickými účinky diagnostického ultrazvuku.

2.1 Biofyzikální působení ultrazvuku

Při průchodu ultrazvukového vlnění biologickou tkání dochází k jejich vzájemnému ovlivnění. Výslednou interakci lze rozdělit na aktivní a pasivní. Aktivní interakce představuje vznik změn ve tkáni označovaných jako biologické účinky ultrazvuku. Naproti tomu pasivní interakce v důsledku nízkých použitých hodnot intenzity ultrazvuku vyvolá pouze změny parametrů vlnění, např. snížení energie ultrazvukové vlny. Z hlediska vzniku možného rizika je důležité soustředit se na aktivní interakce, které se projevují primárními nebo sekundárními účinky. *Primární účinky* jsou dány mechanickým působením, *sekundární účinky* jsou způsobeny jinými druhy transformované mechanické energie, tzn. tepelnou nebo chemickou energií. Nejdůležitějšími sledovanými ději při šíření ultrazvuku jsou kavitace, akustické proudění a ohřev. Ty se mohou stát reálným rizikem při aplikaci ultrazvuku na živou tkáň, [35].

2.1.1 Mechanické účinky ultrazvuku

Mechanické účinky patří mezi primární účinky ultrazvuku. Ve tkáni vzniká mikromasáž, která se nejvýrazněji projeví na funkci permeabilních membrán, jejichž propustnost se zvýší. Dochází tak ke zrychlení difúzních procesů mezi buňkami a tím i mezi tkáněmi. Tento jev se ještě zvýrazní současným lokálním ohřevem a uvolněním histaminu, čímž se zvýší prokrvení tkáně a látková výměna, [35]. Při vyšších hodnotách intenzit ultrazvuku dochází k nevratným změnám ve tkáních. Buněčné membrány jsou poškozeny, buňky odumírají.

Jako indikátor možného vzniku kavitace při diagnostických aplikacích slouží veličina zvaná **mechanický index (MI)**. Jedná se o poměr záporné amplitudy akustického tlaku [MPa] a druhé odmocniny použité pracovní frekvence [MHz].

2.1.2 Tepelné účinky ultrazvuku

Tepelné účinky ultrazvuku řadíme mezi tzv. sekundární účinky ultrazvuku, neboť se jedná o absorpci primární mechanické energie akustických vln a její přeměnu na energii tepelnou. Ohřev tkáně v důsledku vnitřního tření kmitajících částic je dalším z nežádoucích efektů ultrazvukové diagnostiky. Absorpce ultrazvuku ve tkáních je závislá na frekvenci, kinetické viskozitě a termoregulačním systému kůže, který konvencí zabezpečuje převod tepla do ostatních tkání, [36].

Pro hodnocení tepelných účinků byla stanovena veličina teplotní index (TI), [3]. Udává relativní zvýšení akustického výkonu potřebného k vyvolání vzrůstu teploty ozvučované tkáně o 1 °C. Mechanismus oteplení tkáně při aplikaci uzv závisí na druhu a charakteru tkáně, proto jsou definovány tři typy teplotních indexů:

Teplotní index měkkých tkání (TIS) je stanoven pro případy, kdy ultrazvuk prochází v podstatě homogenní měkkou tkání, např. plodem během prvního trimestru těhotenství nebo abdominální oblastí.

Teplotní index kostních tkání (TIB) je definován pro vyšetření, při kterých je ozvučována mineralizující tkáň – kost v ohnisku sondy, např. během druhého trimestru s využitím impulsního dopplerovského systému.

Teplotní index lebeční kosti (TIC) se týká vyšetření kostí, které jsou velmi blízko povrchu sondy, např. při transkraniálním vyšetření.

Stupeň rizika může být snížen buď redukcí teplotního indexu TI řízením výstupních parametrů diagnostického systému nebo zkrácením doby, po kterou působí uzv měnič na jednom místě.

2.1.3 Bezpečnost pro pacienta a doporučené limity dávek

Pro délku vyšetření a použitou intenzitu ultrazvuku platí princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable) – doba vyšetření by neměla být delší a hodnota intenzity větší, než je nezbytně nutné k získání požadované diagnostické informace. Při intenzitách nižších než $1 \text{ kW}\cdot\text{m}^{-2}$ a expozičních časech 1 – 500 s nebyly u tkání zjištěny signifikantní změny. Dávka má být nižší než $10^5 \text{ J}\cdot\text{m}^{-2}$. Maximální povolená intenzita při běžných diagnostických vyšetřeních je $720 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$. Používaná intenzita v ultrazvukové terapii nemá překročit $30 \text{ kW}\cdot\text{m}^{-2}$ při maximální expoziční době 15 min.

Pro diagnostické přístroje byly stanoveny doporučené *limity mechanického indexu*, [34]:

MI > 0,3 – za těchto podmínek existuje možnost minoritního poškození plic a trávicího ústrojí novorozence. Pokud je ozvučení nezbytné, je nutné redukovat expozici na co nejnížší možnou míru.

MI > 0,7 – za těchto podmínek existuje riziko vzniku kavitace, pokud byla použita ultrazvuková kontrastní látka. Vznik kavitace bez přítomnosti kontrastní látky je pouze teoretický. Riziko se zvyšuje s rostoucí hodnotou MI nad tento práh.

MI > 1,9 – všeobecné riziko.

3 CÍLE DISERTACE

Modelová studie nelineárních jevů v ultrazvukové diagnostice je zaměřena na vývoj a experimentální ověření nových počítačových algoritmů pro numerické modelování ultrazvukového pole včetně nelineárních jevů při šíření uzv v biologické struktuře. Hlavní vědecké a praktické cíle práce lze shrnout do následujících bodů korespondujících s dílčími fázemi řešení:

1. Vypracování teoretické analýzy nelineárních jevů a jejich podílu na biofyzikálních účincích ultrazvuku (tepelných a mechanických) při diagnostických aplikacích.
2. Vytvoření univerzálního vícevrstvého modelu biologické tkáně vyšetřované uzv diagnostickým přístrojem. Model bude zohledňovat nelineární jevy při šíření uzv.
3. Experimentální ověření funkčnosti modelu při měřeních prováděných v ultrazvukové měřicí vaně. Nedílnou součástí experimentální části práce bude modernizace technického a softwarového vybavení unikátního ultrazvukového měřicího systému – ultrazvukové měřicí vany, která jej rozšíří o možnost měřit a analyzovat nelineární jevy při šíření ultrazvuku.
4. Aplikace výsledků
 - Posouzení věrohodnosti predikce mechanického indexu (MI) a oteplení tkáně při diagnostických aplikacích uzv v případě, kdy ve výpočtech jsou a kdy naopak nejsou nelineární jevy uvažovány.
 - Využití výsledků simulací zohledňujících nelineární jevy k posouzení spolehlivosti indikace hodnoty MI uzv diagnostickými přístroji při vyšetřeních. V současnosti jsou tyto hodnoty stanovovány výrobci přístrojů na základě korigovaných výsledků měření ve vodě. Cílem srovnání bude zjistit do jaké míry tato měření korespondují se situací ve vyšetřované biologické tkáni.

4 FYZIKÁLNÍ ASPEKTY ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU

Kapitola popisuje přechod od lineárního matematického modelu šíření ultrazvuku k modelu nelineárnímu. Následuje část věnovaná nejčastěji používaným nelineárním modelovým rovnicím, které jsou zjednodušením obecné nelineární vlnové rovnice pro účely numerických simulací. Závěrečná část kapitoly pojednává o fyzikálních aspektech nelinearity při šíření uzv a možnostech jejich využití v uzv diagnostice. Zároveň jsou zmíněny problémy, které mohou být způsobeny aplikací lineárních teoretických předpokladů na nelineární systém, za který může být biologická tkáň považována.

4.1 Matematický popis šíření ultrazvukového vlnění

Ultrazvukové vlnění je mechanické vlnění, které lze popsat několika základními rovnicemi. Pro popis uzv pole je dostačující znát rozložení rychlosti kmitání částic, rozložení elementárních tlaků, které kmitající částice v objemu vytváří, nebo rozložení intenzity uzv v prostoru.

Ultrazvukové vlnění je diagnostickými přístroji buzeno pomocí řady piezoelektrických měničů. Povrch každého měniče se vlivem přivedeného napětí rozkmitá a mechanické kmity se následně šíří do okolního prostředí. V důsledku kmitání se výchylka povrchu měniče v čase mění. Závislost vychýlení povrchu měniče odpovídá přibližně průběhu napětí přivedeného na kontakty měniče. Každý bod povrchu měniče se podle Huyghensova principu stává elementárním zdrojem vlnění. Výsledné působení měniče jako celku je dáno interakcí mechanických vln vybuzených elementárními zdroji vlnění.

Obecně lze říci, že vybuzení ultrazvukové vlny v prostředí je spojeno se změnou jeho tlaku, hustoty, rychlosti částic a teploty. Pro popis uzv pole zavedeme veličiny: akustický tlak p , akustickou rychlost v , hustotu prostředí ρ a vztahy:

$$p = p_0 + p', \rho = \rho_0 + \rho', \vec{v} = \vec{v}_0 + \vec{v}', \quad (1)$$

kde $p' \ll p_0$, $\rho' \ll \rho_0$. Prvním vztahem mezi akustickým tlakem p a hustotou prostředí ρ je adiabatická rovnice, označovaná jako stavová, [35]:

$$p = f(\rho). \quad (2)$$

Vzhledem k tomu, že změny akustického tlaku jsou malé a vnitřní tření zanedbáváme, potom užitím rozvoje do Taylorovy řady zapisujeme

$$p'(\rho) = \frac{\partial p}{\partial \rho} \rho' + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right) (\rho')^2 + \dots = c^2 \rho' + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right) (\rho')^2 + \dots \quad (3)$$

kde zavedenou konstantu $c^2 = \frac{\partial p}{\partial \rho}$ označujeme jako rychlost šíření ultrazvuku.

Zanedbáním vyšších stupňů rozvoje a integrací (3) získáme *linearizovanou stavovou rovnici*, [35]:

$$p = c^2 \rho + konst. \quad (4)$$

Derivací (12) podle času vyloučíme integrační konstantu

$$\frac{\partial p}{\partial t} = c^2 \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (5)$$

Aplikací 2. Newtonova zákona na pohyb nekonečně malého „zmrazeného“ objemu ideální kapaliny lze odvodit druhý vztah mezi p , ρ a v – Eulerovu rovnici, [35]:

$$-grad(p) = \rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}, \quad (6)$$

kde \vec{v} je vektor rychlosti kmitání částic, jehož časová derivace představuje vektor zrychlení kmitání částic média. Rovnice (6) platí za podmínky nulového proudění kapaliny, [35].

Poslední rovnicí potřebnou pro plné určení tří základních veličin uzv pole p , ρ a v je rovnice kontinuity. Tato rovnice vychází ze zákona zachování hmotnosti za předpokladu, že v kapalině neexistují nespojitosti a nevytvářejí se dutiny podobně jako při kavitaci. Část kapaliny vtékající působením uzv kmitů do uvažovaného elementárního objemu vyvolá odpovídající zvětšení hustoty kapaliny v tomto objemu. Pro neustálé proudění stlačitelné kapaliny lze psát, [35]:

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot v_z)}{\partial z} = \frac{\partial p}{\partial t} + div(\rho \cdot \vec{v}) = 0 \quad (7)$$

Při malých amplitudách, kdy kmitání částic média představuje pouze malé změny hustoty $\rho = \rho_0 + \rho_1$ a rychlosti $v = v_0 + v_1$, kdy neuvažujeme stacionární proudění $v_0 = 0$, lze z rovnice (7) odvodit:

$$div \vec{v} = -\frac{1}{\rho_0} \frac{\partial \rho}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0 c^2} \frac{\partial p}{\partial t} \quad (8)$$

Uplatněním div na Eulerovu rovnici (6) a derivace času na rovnici kontinuity (8), získáváme *lineární vlnovou rovnici* pro trojrozměrný případ v pravouhlých souřadnicích

$$div grad p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (9)$$

Vlnová rovnice je matematickou formulací skutečnosti, že množství kapaliny vtékající do elementárního objemu vyvolá v něm odpovídající změny hustoty. Vliv hustoty vyloučíme stavovou rovnicí a vliv rychlosti částic Eulerovou rovnicí.

Pro energetický popis uzv pole se používá prostorové rozložení výkonové veličiny kterou nazýváme intenzita ultrazvuku a definujeme ji jako součin okamžité hodnoty rychlosti částic a tlaku, který částice v daném bodě prostoru vytvářejí, [35]:

$$I_{OKAMZITA} = p \cdot v, \quad (10)$$

nebo střední hodnoty

$$I_{STREDNI} = \frac{1}{T} \int_0^T p \cdot v dt \quad (11)$$

Nelineární stavová a vlnová rovnice

Běžně uváděná lineární závislost akustického tlaku p na přírůstku hustoty ρ (6) je pouze aproximace platná pro malé amplitudy. Přesnější vztah vyjadřující závislost akustického tlaku na hustotě - *nelineární stavovou rovnici* získáme, zahrneme-li do výpočtů i členy vyšších řádů z rozvoje (3), [12] :

$$p = c_0^2 \rho + \frac{1}{2} \frac{c_0^2}{\rho_0} \left(\frac{B}{A} \right) \rho^2 \quad (12)$$

kde p je akustický tlak, c_0 je rychlost šíření ultrazvuku, ρ_0 je hustota média nenarušená akustickou vlnou a B/A je parametr nelinearity média. Známe-li nelineární stavovou rovnici, můžeme odvodit *nelineární vlnovou rovnici*, [28]:

$$\frac{\partial p}{\partial t^2} - c_0^2 \Delta p = \frac{\partial}{\partial t} \left[(\nabla p)^2 + \frac{B/A}{2c_0^2} \left(\frac{\partial p}{\partial t} \right)^2 \right]. \quad (13)$$

4.2 Modelování nelineárního šíření ultrazvuku

Významným impulzem k rozvoji bádání na poli nelineární ultraakustiky se stal pokrok v oblasti výkonné výpočetní techniky, který pozorujeme v posledním desetiletí. Tato skutečnost souvisí s tím, že k popisu nelineárních akustických vln se používají nelineární parciální diferenciální rovnice, pro které z větší části nejsou známa přesná analytická řešení.

Při popisu, resp. modelování, ultrazvukových polí se vychází ze základních rovnic mechaniky kontinua. Omezíme-li se dále jen na tekutiny, pak mezi tyto rovnice patří Navierova-Stokesova pohybová rovnice, rovnice kontinuity, rovnice přenosu tepla a stavová rovnice. Všechny tyto rovnice představují nelineární parciální diferenciální rovnice. Obecné analytické řešení pro tuto soustavu rovnic není známo, takže je nutné hledat její řešení numericky. Při použití numerických metod většinou narážíme na problémy související se stabilitou řešení a s jejich časovou náročností. Jednou z možností, jak situaci zjednodušit, je uvážení, zda je nutné použít všechny členy daných rovnic. Na základě přibližných řešení, numerických a fyzikálních experimentů je možné dojít k závěru, že v převážné řadě případů vystačíme jen se členy druhého řádu. Díky této skutečnosti je možné zjednodušit výchozí rovnice a dospět k jedné modelové rovnici, která obsahuje členy maximálně druhého řádu. Situaci si můžeme dále zjednodušit tím, že budeme akustické pole považovat za pole potenciálové (nevírové). Tento předpoklad je oprávněný pro řadu praktických případů, [4].

4.2.1 Používané modelové rovnice

Přímé řešení nelineární vlnové rovnice (13) pravděpodobně není možné. Do praxe bylo z tohoto důvodu zavedeno mnoho aproximací řešitelných numerickými metodami výpočtů.

Burgersova rovnice

Burgersova rovnice je pravděpodobně nejznámější nelineární vlnová rovnice, která zohledňuje kombinované vlivy nelinearity a útlumu. Jednorozměrná Burgersova rovnice pro postupné rovinné vlny je definována jako, [12]:

$$\frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\beta}{c_0^2} v \frac{\partial v}{\partial \tau} = \frac{b}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 v}{\partial \tau^2}, \quad (14)$$

kde v je akustická rychlost, $\tau = t - z/c_0$ je tzv. *retardovaný čas*, čímž je zajištěno, že souřadný systém se pohybuje spolu se zvukovou vlnou. Zde β značí koeficient nelinearity a b je koeficient difúze (disipace).

$$b = \xi + \frac{4}{3}\eta + \kappa \left(\frac{1}{c_V} - \frac{1}{c_p} \right) \quad (15)$$

kde c_V a c_p jsou měrná tepla při konstantním objemu a tlaku, κ je součinitel tepelné vodivosti. Je známo, že při popisu vlnění Burgersovou rovnicí je útlum závislý na druhé mocnině kmitočtu, [4].

Chochlovova-Zabolotské-Kuzněčovova (K-Z-K) rovnice

Kromě útlumu a nelinearity zahrnutých v Burgersově rovnici, K-Z-K rovnice navíc zohledňuje i jevy difrakční a disipační, z toho plyne i její větší komplikovanost. Její tvar je [8]:

$$\frac{\partial^2}{\partial z \partial \tau} - \frac{c_0}{2} \nabla_{\perp}^2 \hat{p} - \frac{\delta}{2c_0^3} \frac{\partial^3 \hat{p}}{\partial \tau^3} = \frac{\beta}{\rho_0 c_0^3} \hat{p} \frac{\partial \hat{p}}{\partial \tau}, \quad (16)$$

kde $\tau = t - z/c_0$ je retardovaný čas (touto souřadnicí se zajistí takový referenční rámec, že pozorovatel uvažované vlny se pohybuje spolu s ní rychlostí c_0) a $\nabla_{\perp}^2 = \partial^2 / \partial x^2 + \partial^2 / \partial y^2$ je Laplaceův operátor pro složky kolmé na směr šíření z , \hat{p} je akustický tlak jako funkce retardovaného času τ . Parametrem nelinearity je β . Jeho hodnota vychází z toho, že ve stavové rovnici mezi tlakem a hustotou existuje nelineární vztah a dále odráží vliv konvekce v Navierově-Stokesově pohybové rovnici, [4], [8].

Westerveltova rovnice

Westerveltova rovnice zohledňuje pouze nelinearity ve směru šíření vln. Je aplikovatelná v případech, kdy dominují kumulativní nelineární jevy nad jevy lokálními. Nelze ji tedy použít například pro simulaci stojatého vlnění či vlnění ve

vlnovodech, kde se silně uplatňují nelinearity lokálního charakteru. Její vyjádření je následující, [16], [8]:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} = 0, \quad (17)$$

kde p je akustický tlak, ρ_0 je hustota média nenarušená akustickou vlnou a c_0 je rychlost šíření ultrazvuku v lineárním přiblížení, $\beta = 1 + B/2A$ je koeficient nelinearity a B/A je parametr nelinearity tekutiny.

První dva členy v rovnici popisují lineární bezztrátové šíření vlny při malých amplitudách. Třetí člen vyjadřuje ztráty v důsledku tepelné vodivosti a viskozity tekutiny. Měkké tkáně se obvykle modelují jako termoviskózní tekutiny, neboť z globálního pohledu mají blízké vlastnosti. Čtvrtý člen popisuje nelineární zkreslení vlny, [16].

4.2.2 Fyzikální aspekty nelineárního šíření ultrazvuku

Zejména při vyšších intenzitách uzv může být jeho šíření v biologické tkáni považováno za nelineární proces. Míra výskytu nelineárních jevů je do značné míry závislá i na vlastnostech média. Nelinearity mohou být dle původu rozděleny do dvou skupin – nelinearity způsobené zavedením speciálních kontrastních látek do tkáně při diagnostickém výkonu, nebo nelinearity mající původ v přirozeném nelineárním zkreslení způsobeném vlastnostmi tkáně.

4.2.3 Použití kontrastních látek

Kontrastní látky jsou mikrobubliny vstříkované do krve při ultrazvukových vyšetřeních. Napomáhají například snadnějšímu rozlišení cév na tomogramu. Z důvodu rozdílné akustické impedance jednak dochází k odrazu signálu podobně jako třeba od kosti. Pro účely harmonického zobrazení je však hlavně důležitá skutečnost, že bubliny kmitají s dvojnásobnou frekvencí než je frekvence vysílaného uzv signálu. Stávají se tedy zdroji vyšších harmonických složek v přijímaném signálu. Přijímáme-li tedy signál o dvojnásobném kmitočtu než je kmitočet vysílaný, je možno místa vyplněná kontrastní látkou snadno lokalizovat.

4.2.4 Přirozené nelineární šíření ultrazvuku ve tkáních

Výskyt vyšších harmonických složek v přijímaném uzv signálu nemusí mít nutně původ pouze v přítomnosti kontrastních látek. Vysílaná čistá sinusová ultrazvuková vlna je zkreslena a změněna vlastnostmi tkáně, kterou prochází. Pokud je tkáň stlačena, rychlost šíření ultrazvuku ve stlačené oblasti lokálně vzroste a naopak. Ultrazvuková vlna ve tkáni je vlnou tlakovou, v různých částech vlny je tak rychlost šíření různá a dojde tím k nelineárnímu zkreslení čisté sinusové vlny. Zkreslení je závislé na konkrétním typu média. Nelineární zkreslení způsobené šířením v tukové tkáni je např. markantnější než zkreslení způsobené svalovou hmotou, ledvinami či játry, [12].

Nelineární jevy při šíření ultrazvuku mají kumulativní charakter, zkreslení vlny je závislé na vzdálenosti, kterou ve tkáni urazila. V blízkém poli se žádné vyšší harmonické složky prakticky negenerují. Po chvíli jejich podíl v signálu začne narůstat. Potom přichází oblast, kdy se poměr amplitud harmonických složek nemění. Nakonec vyšší harmonické složky díky útlumu vymizí a zůstává pouze utlumený signál o základní frekvenci.

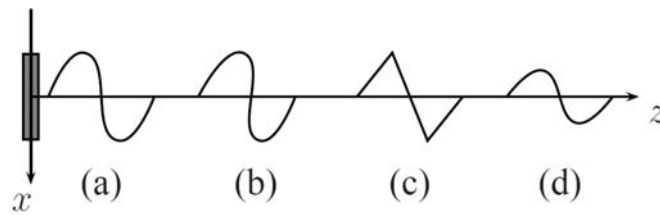
Jak již bylo zmíněno, rychlost šíření ultrazvuku není konstantní. Při vyšších amplitudách akustické rychlosti lze rychlost šíření v v bodě x vyjádřit vztahem, [12]:

$$v(x) = c_0 + \left(1 + \frac{1}{2} \frac{B}{A}\right) u(x), \quad (18)$$

kde $u(x)$ je akustická rychlost v daném místě. To znamená, že rychlost šíření není závislá jen na materiálové konstantě c_0 , ale prostřednictvím nelineárního parametru B/A i na místní akustické rychlosti. Zkreslení signálu je kumulativní a je znázorněno na obr. 1. Můžeme pozorovat několik význačných fází zkreslení. Nejprve má vlna čistý sinusový tvar. S rostoucí vzdáleností uraženou vlněním při šíření médiem vzrůstá harmonické zkreslení signálu. V určitém okamžiku dochází k vytvoření rázové vlny, což je v ultrazvukové diagnostice nežádoucí jev, který může způsobit poškození tkáně. S dalším šířením jsou vyšší harmonické silně tlumeny a zůstává opět signál odpovídající svým tvarem původnímu sinusovému, samozřejmě ale s utlumenou amplitudou.

Z hlediska vzniku nelineárního zkreslení a tedy i generování vyšších harmonických složek lze pole ultrazvukového měniče rozdělit na 5 dílčích částí:

1. *Blízké pole*: Nedochozí ke vzniku žádných dalších harmonických složek, signál ještě neurazil dostatečnou vzdálenost.
2. *Blíží konci středního pole*: S rostoucí vzdáleností, kterou signál urazil, vzrůstá i podíl harmonických složek.
3. *Střední pole*: Podíl harmonických složek se nemění, proces jejich vzniku je kompenzován zvýšeným útlumem vyšších frekvencí.
4. *Vzdálený konec středního pole*: Podíl harmonických složek se snižuje. Útlum převažuje nad generováním vyšších harmonických.
5. *Vzdálené pole*: Je měřitelný opět pouze signál o základním kmitočtu. Vyšší harmonické jsou utlumeny a k jejich dalšímu generování nedochází, neboť základní složka signálu již nemá dostatečnou energii.



Obr. 1 Postupné zkreslování šířící se ultrazvukové vlny: (a) vysílaná sinusová vlna, (b) mírně zkreslená, (c) silně zkreslená vyššími harmonickými, (d) utlumená základní složka signálu po vymizení vyšších harmonických vlivem jejich zvýšeného útlumu. [12]

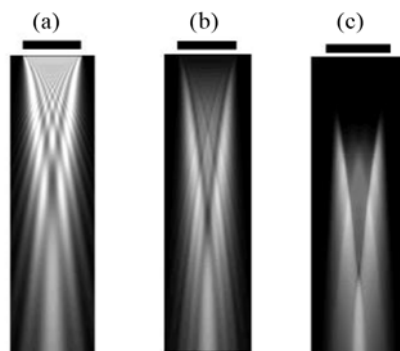
4.3 Využití nelineárních jevů v ultrazvukové diagnostice

Nelineárního šíření uzv může být využito pro zvyšování kvality tomogramů pořizovaných diagnostickými zobrazovacími metodami. Ultrazvukový svazek vysílaný sondou má pro 2. harmonickou složku vznikající při nelineárním šíření menší průřez, [21]. Principiálně je možné při zpracování přijímaného signálu tuto 2. harmonickou složku oddělit od základního vysílaného kmitočtu a využít ji ke tvorbě obrazu.

Moderní komerčně dostupné diagnostické ultrazvukové systémy jsou vybaveny širokopásmovými uzv měniči a umožňují využívat vyšších harmonické složky pro pořizování tomogramů. Typicky se například používá širokopásmový měnič vysílající na frekvenci 2 MHz, a obraz je rekonstruován ze signálů přijímaných na 4 MHz. Celá řada pacientů byla před zavedením harmonických zobrazovacích metod do praxe téměř nedignostikovatelná, [22].

Harmonické zobrazení s sebou přináší především tyto základní výhody:

- 1 Menší šířku hlavního laloku vyzařovacího diagramu uzv měniče pro vyšší harmonické složky, viz obr. 2.
- 2 Nižší úroveň vedlejších laloků vyzařovacího diagramu.
- 3 Sekundární uzv impulsy vzniklé odrazem v povrchových vrstvách vyšetřované biologické tkáně nemají dostatečnou úroveň pro vznik vyšších harmonických složek. Při harmonickém zobrazení je tedy jejich negativní vliv na kvalitu obrazu prakticky vyloučen, [21].



Obr. 2 Vyzařovací diagramy čtvercového měniče o straně 20 mm pro (a) základní kmitočet 2,5 MHz, (b) druhou a (c) třetí harmonickou složku. Diagonální rovina. [21].

4.4 Důsledky nelineárního šíření

Nelineární šíření uzv však přináší v klinickém využití ultrazvuku i celou řadu problémů. U vyšších harmonických složek signálu dochází vlivem závislosti na kmitočtu k jejich většímu útlumu. Dochází k větším energetickým ztrátám vysílaného uzv než jaké obvykle stanovují lineární modely šíření. Zvýšený útlum může vést k saturaci a zvýšenému ohřevu tkáně.

Generování vyšších harmonických složek, jejichž frekvence může být několikanásobně vyšší než frekvence základní složky signálu, komplikuje kalibraci ultrazvukových diagnostických systémů. Při kalibračních měřeních ve vodě je nutné aby byl hydrofon a přijímací systém tyto složky schopny korektně zpracovat, [10].

Nelineární jevy mohou přinášet komplikace i při predikci ukazatelů možných zdravotních rizik ozvučení – zejména mechanického indexu a oteplení. Laboratorní měření sond systémů jsou prováděna v deionizované vodě nebo ve standardním 19% roztoku ethanolu, které však mají oproti biologickým tkáním řádově nižší útlum uzv. Dochází tak k většímu rozvoji vyšších harmonických složek signálu při jeho šíření. Z důvodu nízkého útlumu je zaveden postup lineární korekce výsledků měření získaných ve vodním prostředí na hodnoty odpovídající prostředí v biologické tkáni, který je popsán ve standardech AIUM/NEMA 1992. Spočívá v započtení dodatečného útlumu 0,3 dB/cm/MHz. Spoléháme-li na takto získané hodnoty při vyšetření tkáňových struktur, ve kterých se výrazněji uplatňují nelinearity, může dojít k podhodnocení tlakového pole, mechanického indexu či tepelných účinků uzv ve tkáni, [10], [21].

5 ALGORITMY PRO SIMULACI NELINEÁRNÍHO ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU

Numerické metody vhodné k simulaci šíření uzv médii dělíme na metody pracující v časové oblasti a metody pracující v kmitočtové oblasti.

Ukázkou první zmíněné kategorie metod může být např. simulace šíření uzv prostředím v čase pomocí metody konečných diferencí či konečných prvků s využitím některé z modelových vlnových rovnic. Výsledkem je pak např. rozložení průběhu akustického tlaku v prostoru a čase, tzn. pro každý bod média je vypočten časový průběh amplitudy uzv. Výhodou tohoto přístupu je značná univerzálnost modelu, nevýhodou pak značné nároky na paměť počítače a výpočetní čas (doby výpočtu v řádu hodin).

Metody spadající do druhé kategorie řeší ustálený stav popsáný řešením vlnové rovnice v kmitočtové oblasti. Výstupem takového modelu je pak rozložení komplexní amplitudy akustického tlaku v prostoru, např. vyzařovací diagram měniče. Výhodou oproti metodám pracujícím v časové oblasti je jejich menší náročnost na výpočetní čas (běžná doba výpočtu v řádu minut až desítek minut). Nevýhodou je jejich menší obecnost.

5.1 Metoda úhlového spektra

Metoda úhlového spektra je jednou ze simulačních metod pracujících v kmitočtové oblasti. Byla původně vyvinuta k modelování šíření vln z rovinného řezu o známém rozložení pole do jiné rovnoběžné roviny v určité vzdálenosti. K realistické simulaci šíření akustických vln je do modelu nutno zahrnout jevy jako útlum, difrakci, refrakci, fázové zkreslení a nelineární jevy.

Termín úhlové spektrum sám o sobě vyjadřuje fyzikální interpretaci metody. Základní idea spočívá v práci s Fourierovou transformací známého rovinného řezu akustického pole. Složky spektra představují dílčí rovinné vlny putující v různých směrech. Výsledné akustické pole je tvořeno součtem příspěvků jednotlivých komponent.

Vstupem algoritmu je počáteční rozložení akustické rychlosti nebo akustického tlaku v daném rovinném řezu akustickým polem (např. v rovině měniče). Výstupem je pak akustická rychlost nebo akustický tlak v jiné rovnoběžné rovině v dané vzdálenosti. Praktická implementace je značně efektivní a v současné době se jedná o metodu používanou nejen k simulaci akustických polí, ale i k řešení problémů z oboru vlnové optiky.

Matematický popis metody úhlového spektra jde nad rámec textu zkrácené verze disertační práce. Zájemce odkazují na kompletní verzi práce a zdroje [20], [12].

5.2 Simulace generování vyšších harmonických složek

K odvození rovnice popisující proces generování vyšších harmonických složek v důsledku nelineárních jevů při šíření uzv uvažujme situaci, kdy se rovinná vlna šíří prostorem ve směru osy z . Změnu akustické rychlosti lze aproximovat zkrácenou mocninou řadou ve tvaru, [12]:

$$U(z + \Delta z, t) = U(z, t) + \frac{\partial U}{\partial z} \Delta z. \quad (19)$$

Za předpokladu, že je velikost kroku Δz zvolena dostatečně malá, je možné zanedbat členy rozvoje vyšších řádů. K vyjádření diferenciální změny akustické rychlosti ve směru osy z lze použít upravenou verzi Burgersovy rovnice, [12]:

$$\frac{\partial U}{\partial z} = \frac{\beta \omega_0}{c_0^2} U \frac{\partial U}{\partial \tau} + \Gamma \frac{\partial^2 U}{\partial \tau^2} \quad (20)$$

kde c_0 je rychlost šíření ultrazvuku v prostředí nenarušeném akustickou vlnou, β parametr nelinearity a ω_0 úhlová frekvence. $\Gamma = \beta U_0 \omega_0 / c_0^2 \alpha$ je konstanta související s termoviskózními ztrátami v médiu a $\tau = \omega_0 t - kz$, kde k je vlnové číslo. Kontinuální vlnu lze vyjádřit Fourierovou řadou

$$U = \sum_{n=-\infty}^{\infty} u_n e^{jn(\omega_0 t - kz + \phi)} \quad (21)$$

kde ϕ je počáteční fázový posun, u_n je reálná amplituda n -té harmonické složky. Poněkud kompaktněji lze předchozí výraz vyjádřit jako

$$U = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{1}{2} U_n e^{jn\tau} \quad (22)$$

kde $U_n = u_n e^{jn\phi}$ je polovinou komplexní amplitudy. Nyní můžeme dosazením vztahu (22) do Burgersovy rovnice (20) najít vyjádření pro diferenciální změnu amplitudy n -té harmonické složky. Po úpravě dostáváme

$$\frac{\partial U_n}{\partial z} = j \frac{\beta \omega_0}{4c_0^2} \sum_{m=-\infty}^{\infty} (n-m) U_{n-m} U_m - \frac{U_0}{\alpha} n^2 U_n. \quad (23)$$

Druhý člen rozvoje reprezentuje viskózní ztráty, které jsou úměrné druhé mocnině frekvence. Vzhledem k tomu, že výpočet útlumu vlnění je již zahrnut v lineární části simulace, jak bude popsáno dále, v dalších úpravách s ním již nebudeme počítat.

Pro dosažení vyšší výpočetní rychlosti a snadnější programovou implementaci simulačního algoritmu, můžeme sumu (23) upravit do tvaru, [12]:

$$\frac{\partial U_n}{\partial z} = j \frac{\beta \omega_0}{4c_0^2} \left(\sum_{k=1}^{n-1} k U_k U_{n-k} + \sum_{k=n}^{\infty} n U_k U_{k-n}^* \right). \quad (24)$$

Další úpravou nutnou před konečnou implementací simulačního algoritmu je omezení nekonečného počtu harmonických složek uvažovaných ve vztahu (24) na konečný počet N . Ten je pak jedním z parametrů simulace ovlivňujících na jedné straně její přesnost a výpočetní náročnost na straně druhé. Generování vyšších harmonických složek v důsledku nelineárního šíření uzv je postupný proces. Interakce mezi jednotlivými harmonickými složkami je popsána řešením Burgersovy rovnice v kmitočtové oblasti.

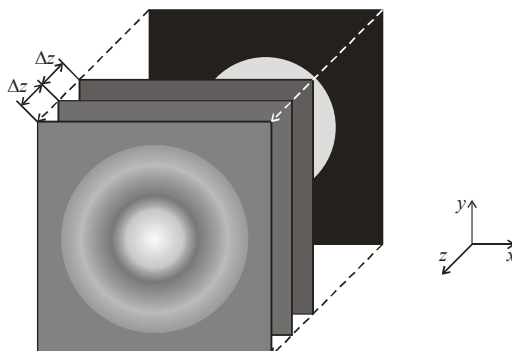
K simulaci vzniku vyšších harmonických složek při šíření vlny prostředím je možno použít následující vztah získaný úpravou (19). Korigujeme jím amplitudy 1 až N -té harmonické složky akustické rychlosti vypočtené lineárním modelem šíření ultrazvuku mezi 2 paralelními rovinami vzdálenými od sebe Δz .

$$u_n(z + \Delta z, i) = u_n'(z + \Delta z, i) + j \frac{\beta f \Delta z}{2c^2} \left(\sum_{k=1}^{n-1} k u_k' u_{n-k}' + \sum_{k=n}^N n u_k' u_{n-k}'^* \right), \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (25)$$

Vstupními proměnnými vztahu (25) jsou komplexní amplitudy jednotlivých harmonických složek akustické rychlosti u_n' získané lineární simulací šíření uzv (např. pomocí metody úhlového spektra), kde index n značí řád harmonické složky. Výsledkem jsou pak komplexní amplitudy harmonických složek u_n změněné v důsledku nelineárních jevů při šíření ultrazvuku. Podmínkou funkčnosti popsané konečné aproximace je, aby byl krok Δz dostatečně malý.

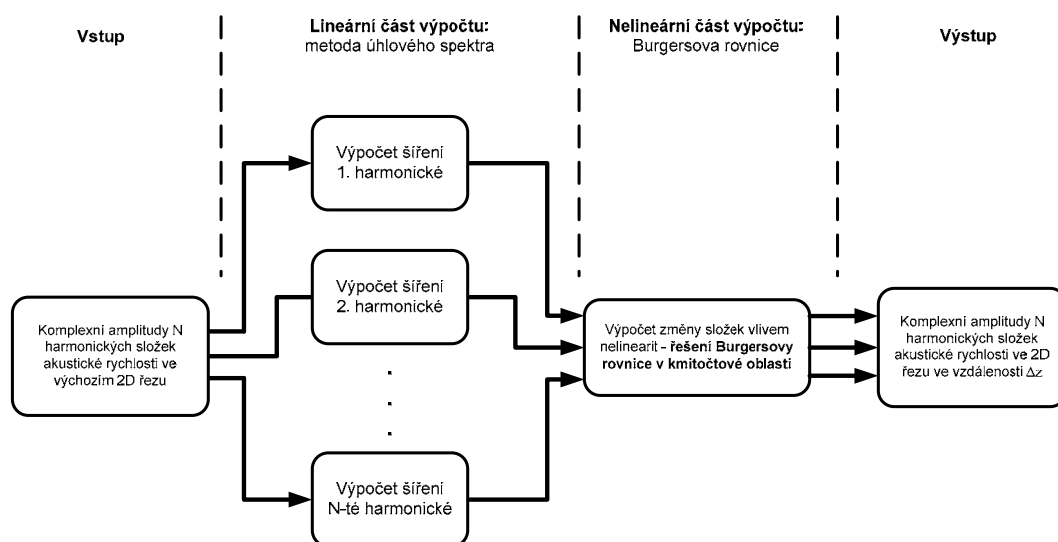
5.3 Implementace simulačních algoritmů

Realizovaný výpočet rozložení uzv pole zohledňující nelineární jevy je založen na metodě úhlového spektra a na řešení Burgersovy rovnice v kmitočtové oblasti. Výpočet akustického pole probíhá postupně v ekvidistantních rovinných řezech se vzdáleností Δz , kolmých na osu z tak jak je ilustrováno na obr. 3. Hlavní směr šíření uzv se předpokládá ve směru osy z .



Obr. 3 Rozdělení výpočtu prostorového rozložení ultrazvukového pole na výpočet dílčích rovnoběžných rovinnými řezy.

Výpočet každého rovinného řezu má 2 dílčí kroky, jak je znázorněno na obr. 4. Nejprve je metodou úhlového spektra vypočítána, zatím ještě lineární projekce 2D pole komplexních amplitud všech uvažovaných harmonických složek akustické rychlosti z posledního známého řezu do řezu nově počítaného. Následně jsou dosazením do řešení Burgersovy rovnice v kmitočtové oblasti (25) vypočítané hodnoty korigovány tak, aby v nich byl zahrnut i vliv nelineárních jevů.

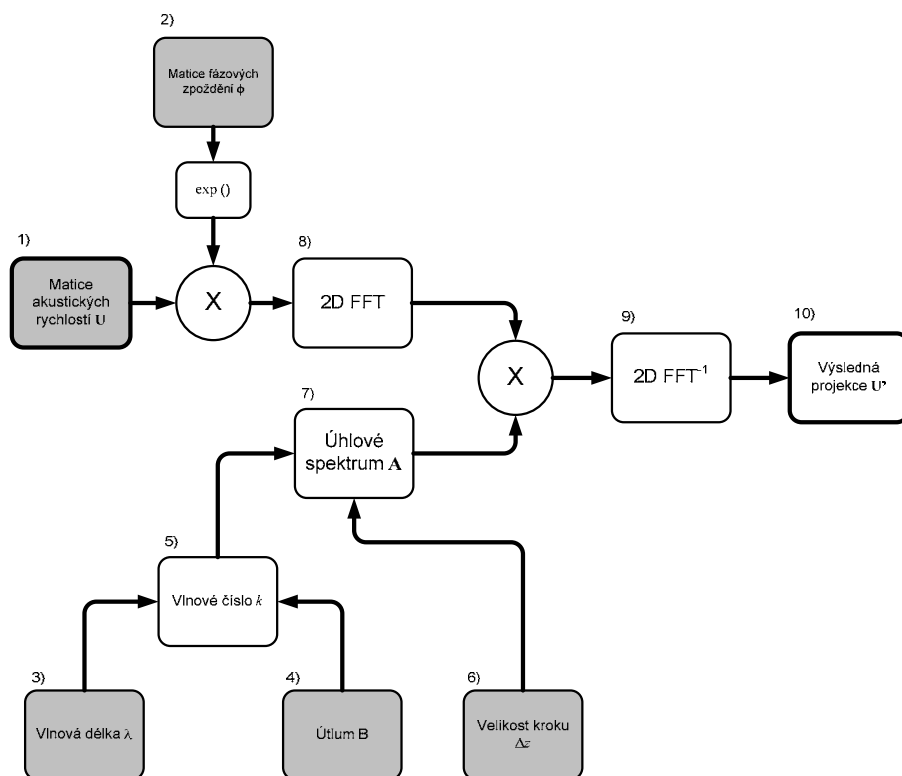


Obr. 4 Průběh výpočtu rozložení uzv pole v rovinném řezu

Na obr. 5 je graficky znázorněn postup výpočtu projekce mezi dvěma rovnoběžnými rovinnými řezy uzv pole metodou úhlového spektra. Projekce je počítána zvlášť pro každou uvažovanou harmonickou složku uzv. Výpočet se

skládá z následujících 10 kroků, přičemž pořadí kroků odpovídá číslování v diagramu na obr. 5:

1. Vstupem algoritmu je 2D matice \mathbf{U} obsahující komplexní amplitudy akustické rychlosti v jednotlivých uzlech výchozího rovinného řezu.
2. V případě potřeby je dalším vstupem 2D matice fázových zpoždění $e^{j\phi}$ v jednotlivých bodech řezu. Zavedením vhodné matice fázových zpoždění lze simulovat fokusaci měniče do různých bodů prostoru před ním.
3. Pro výpočet vlnového čísla je nutné znát vlnovou délku λ_n harmonické složky, jejíž šíření právě simulujeme. Vlnová délka je závislá na frekvenci složky f_n a rychlosti šíření uzv c_0 v daném místě média.
4. Zároveň je nutné znát koeficient útlumu dané harmonické složky α_n , který je závislý na její frekvenci f_n .
5. Z vlnové délky λ_n a koeficientu útlumu B_n je vypočítáno komplexní vlnové číslo k_n .
6. Pro výpočet matice úhlového spektra \mathbf{A} je nakonec ještě nutno zadat velikost kroku Δz , tedy vzdálenost nově počítaného rovinného řezu pole od řezu výchozího.
7. Z komplexního vlnového čísla k_n a velikosti kroku Δz je vypočítána 2D matice úhlového spektra \mathbf{A} .
8. Matice akustických rychlostí \mathbf{U} v případě potřeby násobená příslušnými fázovými zpožděními je algoritmem dvourozměrné rychlé Fourierovy transformace (2D FFT) převedena do kmitočtové oblasti na matici \mathbf{U}_F . Ta je poté prvek po prvku vynásobena s maticí úhlového spektra \mathbf{A} .
9. Skalární součin matic \mathbf{U}_F a \mathbf{A} je transformován inverzní 2D FFT zpět do prostorové oblasti.
10. Výsledkem je projekce rozložení akustické rychlosti harmonické složky z výchozí roviny do roviny rovnoběžné ve vzdálenosti Δz .



Obr. 5 Blokové schéma výpočtu projekce mezi 2 sousedními rovinnými řezy uzv pole metodou úhlového spektra.

5.4 Výsledný numerický model

V programovém prostředí Matlab byl implementován numerický model šíření ultrazvuku zohledňující nelineární jevy. Program umožňuje výpočet prostorového rozložení zadaného počtu harmonických složek akustického tlaku uzv, mechanického indexu a intenzity ultrazvuku v modelu biologické tkáně tvořeného homogenními vrstvami o definovaných fyzikálních parametrech. Model pro výpočet prostorového rozložení uzv pole využívá metodu úhlového spektra. Z rozložení prostorově špičkové časově průměrné intenzity I_{SPTA} model dále provádí výpočet lokálního nárůstu teploty média vlivem absorpce uzv.

Vstupní parametry modelu:

- *Fyzikální parametry dílčích homogenních vrstev prostředí:* rychlost šíření uzv c_0 , hustota ρ , koeficient útlumu α , parametr nelinearity B/A , tepelná vodivost k , tloušťka vrstvy.
- *Parametry vysílaného uzv:* základní pracovní kmitočet f_0 , průběh impulsu, opakovací frekvence impulsů f_r , fokusace, rozložení počáteční amplitudy akustického tlaku všech uvažovaných harmonických složek signálu nad povrchem sondy.
- *Parametry simulace:* rozteč uzlových bodů ve všech 3 rozměrech dx , dy , dz ; vzorkovací frekvence uzv impulsu f_s , počet uvažovaných harmonických složek při výpočtu nelineárních jevů N_h .

Výstupní data výpočtu:

- Prostorové rozložení amplitud akustického tlaku všech uvažovaných harmonických složek, harmonického zkreslení signálu vlivem nelineárních jevů, mechanického indexu, intenzity uzv I_{SPTA} .
- Z rozložení intenzity uzv I_{SPTA} a termodynamických vlastností média je vypočítán lokální nárůst teploty ΔT vlivem absorpce uzv pro limitní případ bez perfuze.

6 EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ VÝSLEDKŮ

Cílem experimentální části práce je měřením ověřit správnost simulací nelineárního šíření ultrazvuku ve vodě. Data získaná měřením rozložení amplitudy akustického tlaku v těsné blízkosti povrchu ultrazvukové sondy zároveň poslouží ke zpřesnění simulace a uzpůsobení numerického modelu konkrétní sondě.

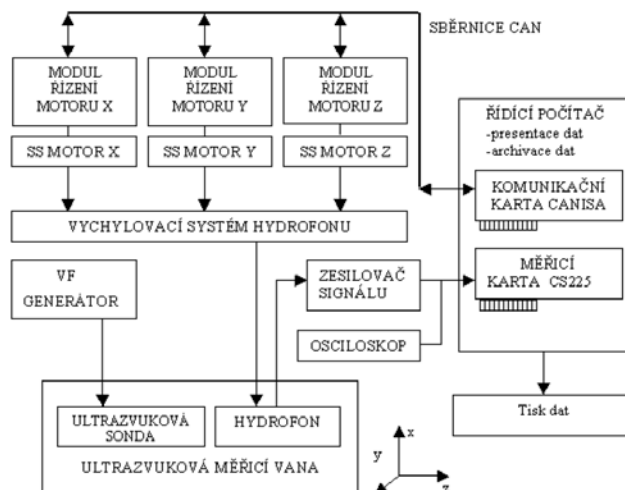
Experimentální část práce lze rozdělit na 3 základní fáze:

- a) Modernizace hardwaru unikátního ultrazvukového měřicího systému – ultrazvukové měřicí vany
- b) Tvorba softwaru pro automatické měření prostorového rozložení ultrazvukového pole a softwaru pro zpracování a vizualizaci dat.
- c) Porovnání výsledků simulací s naměřenými daty.

Po ověření funkčnosti numerického modelu ve vodním médiu bude možné předpokládat jeho funkčnost i v jiných prostředích. Na základě dalších simulací provedených s modelem, jehož funkčnost byla experimentálně ověřena, lze pak rozebrat dílčí aspekty nelineárních jevů v uzv diagnostice pro různé varianty kombinací vrstev médií, kterými se ultrazvuk šíří.

6.1 Ultrazvukový měřicí systém

Ultrazvukový měřicí systém realizovaný v rámci projektu GAČR 102/00/0936 slouží k mapování uzv polí generovaných sondami nebo terapeutickými hlavicemi, které pracují v impulsním nebo kontinuálním režimu ve frekvenčním rozsahu 1 – 20 MHz. Jednotlivé funkční bloky systému tvoří: ultrazvuková měřicí vana, hydrofon s předzesilovačem signálu, systém pro nastavení polohy hydrofonu, centrální řídicí a měřicí jednotka, digitální osciloskop, programové prostředky pro prezentaci výsledků a archivaci dat. Blokové schéma je uvedeno na obr. 6.



Obr. 6 *Blokové schéma řešení ultrazvukového měřicího systému [34]*

Vlastní měření probíhá ve vodním prostředí ultrazvukové vany. Ke snímání akustického tlaku, generovaného uzv sondou, je použit hydrofon MH28-5. Sonda generující uzv pole má v průběhu měření neměnnou polohu. Naopak hydrofon je připevněn k polohovacímu systému, který umožňuje jeho pohyb ve třech na sebe kolmých směrech. V průběhu měření dochází k trojrozměrnému skenování prostoru měřicí vany. Akustický signál z hydrofonu je po zesílení vzorkován měřicí kartou, umístěnou v řídicím počítači a může být také zobrazen na digitálním osciloskopu Tektronix TDS 1002. Ovládání pozičního systému s hydrofonem zajišťuje řídicí počítač. Komunikace vychylovacího systému hydrofonu s řídicím počítačem probíhá prostřednictvím sběrnice CAN, [34].

6.2 Modernizace ultrazvukového měřicího systému

Dosavadní činnost ultrazvukového měřicího systému byla závislá na počítači vybaveném kartou s rozhraním sběrnice CAN a kartou CS225 pro digitalizaci signálu z hydrofonu. Jelikož jsou obě zmíněné karty dnes již nepoužívaného standardu ISA, není možné ultrazvukový systém modernizovat pouze instalací výkonnějšího počítače schopného provozovat moderní software, neboť v současnosti běžně dostupné počítače již sběrnici ISA neobsahují. Komunikační karta CAN/ISA byla nahrazena převodníkem CAN/Ethernet. Digitalizační karta CS225 byla nahrazena miniaturním osciloskopem s rozhraním USB o obdobných parametrech.

Komunikační rozhraní CAN/Ethernet

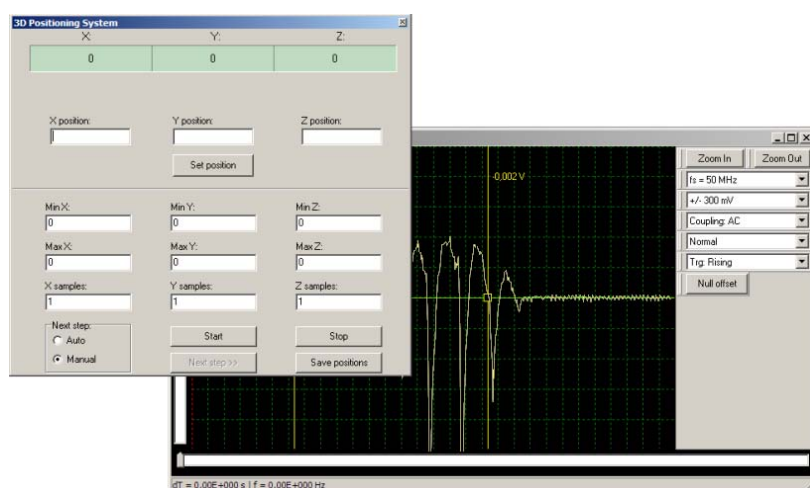
Komunikační rozhraní CAN/Ethernet je samostatné inteligentní zařízení plně nahrazující původní rozšiřující ISA kartu počítače. Poziční systém hydrofonu je tak možno ovládat prostřednictvím protokolu TCP/IP z libovolného počítače připojeného k síti.

Digitální osciloskop USBScope 50

Digitalizační karta CS225 byla nahrazena USB osciloskopem USBScope50 od firmy Elan Digital Systems. Osciloskop je dodáván včetně programových knihoven (SDK) umožňujících tvorbu vlastních uživatelských aplikací. Lze jej tak začlenit do automatických měřicích systémů vlastní konstrukce.

6.2.1 Software pro ovládání 3D pozičního systému hydrofonu a digitálního osciloskopu

Nový software pro automatické ovládání 3D pozičního systému hydrofonu a vzorkování signálů pomocí USB osciloskopu byl vytvořen ve vývojovém prostředí Borland C++ Builder 6.0. Program umožňuje automaticky měřit průběhy akustického tlaku ve vybraných bodech oblasti média o tvaru kvádra. Digitalizované průběhy jsou ukládány v binární formě do výstupního souboru k dalšímu zpracování.



Obr. 7 Ukázka prostředí programu pro automatické ovládání pozičního systému hydrofonu.

Program zajišťuje především následující funkce:

- Automatické nastavování pozice hydrofonu v ultrazvukové vaně.
- Automaticky nastavuje spouštěcí úroveň synchronizace a napětový rozsah osciloskopu.
- Uživatelské rozhraní obsahuje doplňkové funkce jako např. časovou lupu (zoom), kombinované časové a napětové kursory pro rozměrování průběhů.

6.2.2 Software pro vyhodnocení měření

Software pro vyhodnocení měření jako vstupní data používá výstupní binární datový soubor vytvořený programem pro ovládání pozičního systému a osciloskopu.

Při měření vyšších harmonických složek uzv impulsů hraje důležitou roli poměr signál/šum a využitelný dynamický rozsah měřicího systému. Kumulací N průběhů lze dosáhnout až \sqrt{N} násobného zvýšení maximálního teoretického dynamického

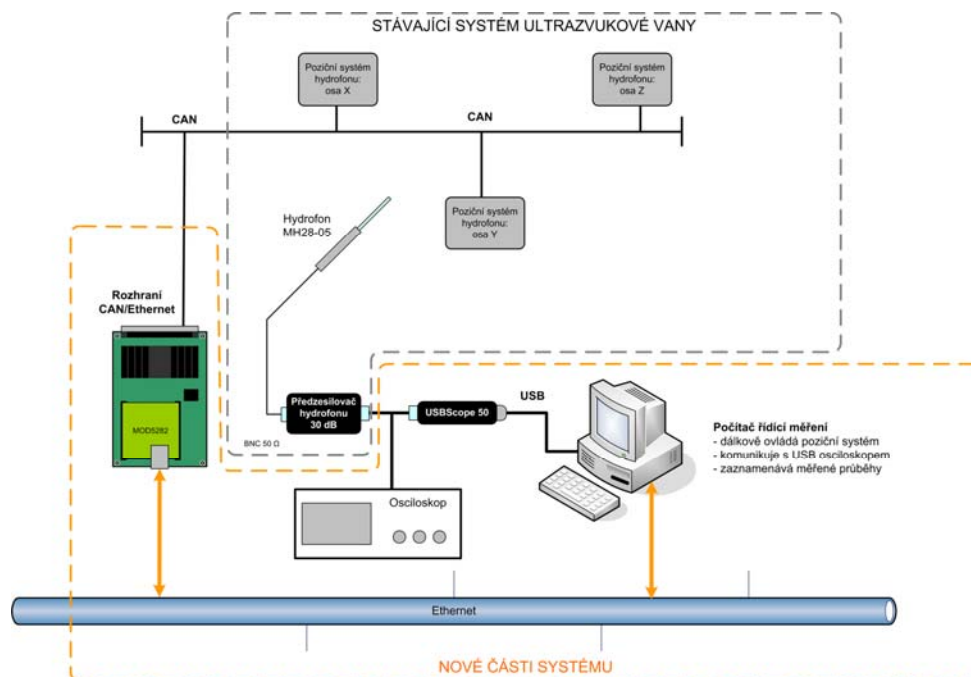
rozsahu měřicího systému [1]. Uživatel má možnost si zvolit, kolik bude v každém měřicím bodě kumulováno zachycených průběhů impulsů.

Citlivost použitého hydrofonu MH-28 není v celém měřeném kmitočtovém pásmu konstantní, ale zvlněná v rozsahu cca 4 dB. Zejména při vyhodnocování spekter průběhů akustického tlaku by pak její aproximace jedinou hodnotou pro všechny frekvence znamenala vážnou chybu. Převod napěťového průběhu na průběh akustického tlaku se z toho důvodu provádí v kmitočtové oblasti. Vypočtené spektrum napěťového průběhu je nejdříve poděleno kmitočtovou závislostí citlivosti hydrofonu, následně je pak zpětnou diskretní Fourierovou transformací získán časový průběh měřeného akustického tlaku.

6.2.3 Shrnutí výsledků modernizace systému ultrazvukové měřicí vany

Na obr. 8 je uvedeno blokové schéma výsledného modernizovaného systému ultrazvukové měřicí vany. Komunikace se sběrnicí CAN pozičního systému mikrofonu je zprostředkována rozhraním CAN/Ethernet. Vzorke signálu z hydrofonu jsou digitalizovány osciloskopem s rozhraním USB. Nedílnou součástí modernizace bylo i vytvoření nového obslužného softwaru provádějícího automatická měření s využitím nově instalovaných prvků hardwaru. Hlavní výhody oproti předcházejícímu stavu jsou:

- Nezávislost na konkrétním počítači. Žádná část hardwaru měřicí vany není tvořena kartou počítače. Vše je připojeno rohranými USB a Ethernet.
- Externí USB osciloskop je galvanicky oddělen od obvodů nadřazeného PC.
- Nový software poskytuje vyšší uživatelský komfort.



Obr. 8 Blokové schéma modernizovaného systému ultrazvukové měřicí vany.

6.3 Měření prostorového rozložení ultrazvukového pole diagnostických sond

Technické vybavení popsané v předchozím textu slouží k automatickému měření prostorového rozložení průběhů akustického tlaku vybuzeného ultrazvukovým měničem ve vodě v ultrazvukové vaně. Měření v ultrazvukové vaně je prováděno zejména z těchto důvodů:

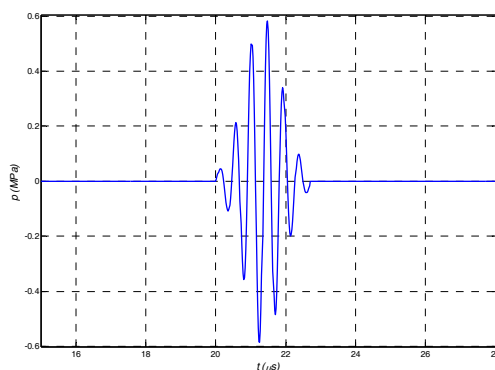
- Naměřená data poskytnou ucelenou představu o rozložení uzv pole v médiu ozvučeném testovanými sondami ultrazvukového zobrazovacího systému.
- Naměřené rozložení amplitudy akustického tlaku v bezprostřední blízkosti povrchu uzv sondy a digitalizovaný průběh vysílaného uzv impulsu poslouží jako vstupní data ověřovaného numerického modelu.
- Porovnáním reálně změřeného rozložení amplitud 1. – 3. harmonické složky, harmonického zkreslení a intenzity uzv s průběhy získanými simulací lze ověřit funkčnost navrženého numerického modelu nelineárního šíření ultrazvuku.

6.4 Přehled měřených veličin

K popisu provedených měření nejprve zavedme několik veličin popisujících prostorové rozložení uzv pole vybuzeného sondou diagnostického systému, nelineární charakter šíření uzv a intenzitu.

Průběh impulsů vysílaných uzv diagnostickými systémy

Impulsy vysílané moderními uzv diagnostickými systémy mají zpravidla podobu harmonického signálu o kmitočtu odpovídajícím pracovní frekvenci uzv sondy (řádově jednotky až desítky MHz), který je amplitudově modulován gaussovskými impulsy o době trvání odpovídající několika periodám nosné, obr. 9. Opakovací frekvence impulsů je v řádu jednotek kHz (závisí na nastavení hloubky sledování).



Obr. 9 Průběh vysílaného uzv impulsu s gaussovskou obálkou.

Analyzujeme-li takovýto měřený signál, má jeho spektrum spojitý charakter. Budeme-li v dalším textu v souvislosti s vyhodnocováním nelineárních jevů při šíření uzv hovořit o 1. až N-té harmonické složce, bude tím myšlena 1. až N-tá harmonická složka periodického nosného signálu, na který je se 100% hloubkou modulace amplitudově namodulována obálka impulsu. Při zpracování měření byly

vyhodnocovány složky spektra do trojnásobku základní frekvence signálu, neboť jen tyto jsou v odborné literatuře považovány za signifikantní z hlediska studia nelineárního šíření uzv v biologických tkáních, [10], [20].

Harmonické zkreslení signálu THD

Harmonické zkreslení signálu popisuje podíl energie impulsu soustředěné ve vyšších harmonických složkách na celkové energii impulsu. Zanedbáme-li harmonické složky 4. a vyššího řádu, lze harmonické zkreslení vyjádřit vztahem

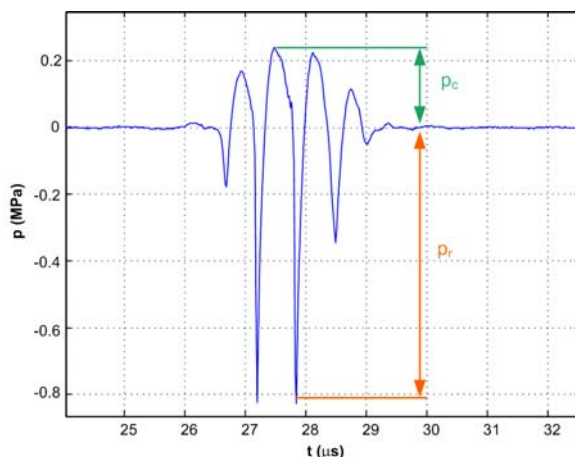
$$THD = \frac{p_2^2 + p_3^2}{p_1^2 + p_2^2 + p_3^2} \cdot 100 \quad [\%] \quad (26)$$

kde p_1 , p_2 a p_3 jsou amplitudy prvních 3 harmonických složek průběhu akustického tlaku. Harmonické zkreslení rostoucí se vzdáleností od zdroje uzv je indikátorem nelineárních jevů při šíření ultrazvuku, [6].

Harmonické zkreslení může být také navíc důvodem zvýšeného ohřevu měkkých tkání oproti lineárním predikcím předpokládajícím absorpci signálu pouze o základním kmitočtu. Mechanická energie uzv impulsů je vlivem nelinearit z části rozprostřena do vyšších kmitočtů, na kterých je prostředím snadněji absorbována a měněna v teplo, neboť dominující útlum ultrazvuku vlivem absorpce roste přibližně s druhou mocninou frekvence, [16], [30].

Maximální kladná a záporná amplituda akustického tlaku p_c , p_r

Poměr mezi maximální kladnou a zápornou amplitudou akustického tlaku v uzv impulsu je jedním ze základních ukazatelů vyjadřujících míru nelinearit při šíření ultrazvuku. Za předpokladu, že původní vysílaný impuls není zkreslený, značí několikanásobně větší záporná amplituda p_r oproti kladné amplitudě p_c silné zkreslení signálu vlivem nelineárních jevů při šíření, [6].



Obr. 10 Impuls zkreslený v důsledku nelineárních jevů při šíření uzv. Ukázka stanovení maximální kladné amplitudy p_c a maximální záporné amplitudy p_r .

Mechanický index MI

Mechanický index je číselně roven podílu maximální záporné amplitudy uzv v impulsu p_r udávané v MPa a druhé odmocniny základní pracovní frekvence ultrazvuku f_0 v MHz.

$$MI = \frac{p_r}{\sqrt{f_0}} [-; \text{MPa}, \text{MHz}] \quad (27)$$

Hodnota MI slouží jako indikátor rizika vzniku kavitace při diagnostických výkonech.

Intenzita uzv prostorově špičková, časově průměrná I_{SPTA}

Intenzita I_{SPTA} má zásadní význam pro hodnocení bezpečnosti uzv aplikací v diagnostice. Velikost intenzity uzv generovaného diagnostickým systémem je závislá na opakovací frekvenci generovaných impulsů určující maximální hloubku sledování. Řádově se jedná o jednotky kHz. Ve vzdálené oblasti uzv pole generovaného sondou je I_{SPTA} definována jako:

$$I_{SPTA}(r) = \frac{1}{\rho c T} \int_0^T p^2(r, t) dt \quad (28)$$

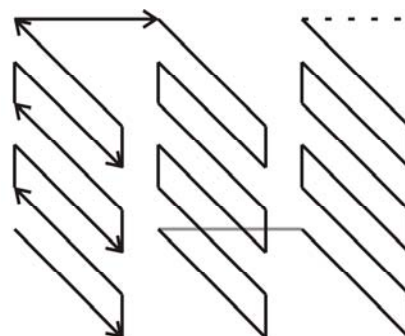
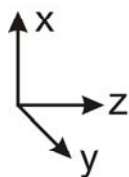
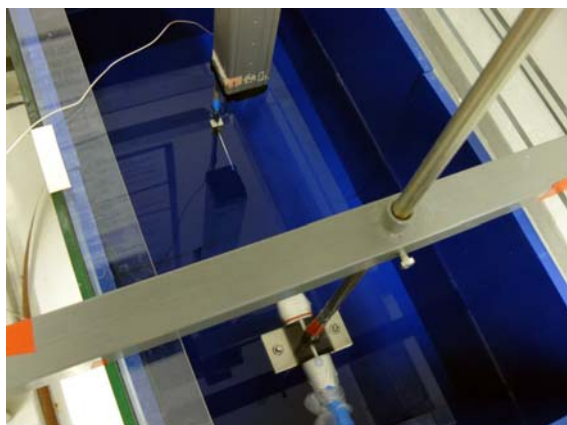
kde ρ je hustota média, c je rychlost šíření uzv, T je opakovací perioda impulsů a $p(r, t)$ je časová závislost akustického tlaku v bodě r .

Korekce měření prováděných ve vodě na standardní měkkou tkáň (derating)

Jelikož má voda pro ultrazvuk oproti měkkým tkáním několikanásobně nižší útlum, definují standardy AIUM/NEMA 1992 postup lineární korekce výsledků měření prováděných ve vodě tak, aby více odpovídaly skutečným hodnotám ve tkáni při diagnostickém výkonu. Korekce spočívá v započtení dodatečného útlumu 0,3 dB/cm MHz ke všem ve vodě naměřeným hodnotám akustického tlaku nebo intenzity uzv. To znamená, že v závislosti na vzdálenosti měřicího bodu od čela sondy jsou změřené hodnoty sníženy. Takto korigované hodnoty jsou pak označovány indexem „3“, např. $p_{r.3}$, $MI_{.3}$ atd. [10], [20].

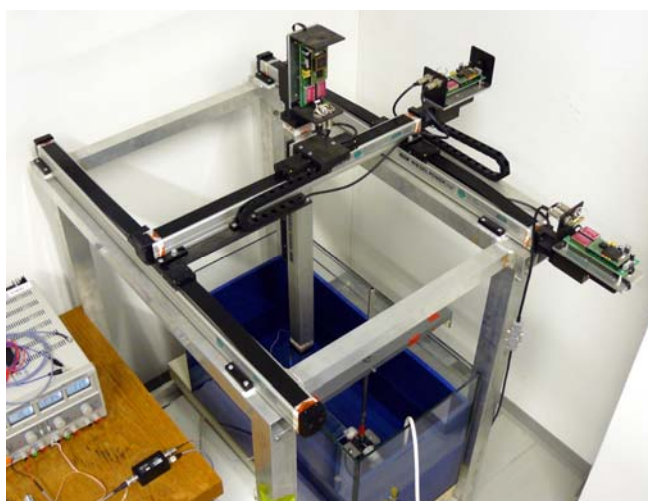
6.5 Postup měření

Měření uzv pole vybuzeného sondami zobrazovacích systémů bylo prováděno v nádrže naplněné deionizovanou vodou při teplotě 23 °C. Stěny nádrže jsou pokryty vrstvou speciálního absorpčního materiálu, který zamezuje tvorbě nežádoucích odrazů uzv. Měřená sonda zobrazovacího systému je pevně umístěna pod vodní hladinou pomocí držáku. Měřicí hydrofon je připevněn k ramenu 3D polohovacího systému ultrazvukové vany a může se pod vodní hladinou pohybovat volně ve všech třech směrech.



Obr. 11 Vlevo: Ultrazvuková sonda a hydrofon v ultrazvukové měřicí vaně. Vpravo: Trajektorie opisovaná hydrofonem při 3D měření rozložení uzv pole ve vodě.

Nastavování pozic hydrofonu pomocí přesných lineárních polohovacích pohonů je vzhledem k nízké rychlosti posuvu časově nejnáročnější částí celého měření. Pro zvýšení efektivity polohování byl zvolen posun hydrofonu mezi jednotlivými měřicími body v prostoru po trajektorii v podobě meandru, obr. 11, [34]. V případech, kdy není vyžadováno 3D skenování uzv pole, má trajektorie podobu 2D meandru nebo přímky.



Obr. 12 3D poziční systém hydrofonu s lineárními polohovacími pohony.

Proměřované ultrazvukové zobrazovací systémy

Při měření bylo analyzováno převážně uzv pole vybuzené ve vodě sektorovými sondami **FPA 3,5 MHz** a **FPA 2,5 MHz** systému **VINGMED Sound** vyráběného firmou General Electric, který podporuje režim přirozeného harmonického zobrazení (THI). Všechny sondy byly proměřovány v režimu B-zobrazení.

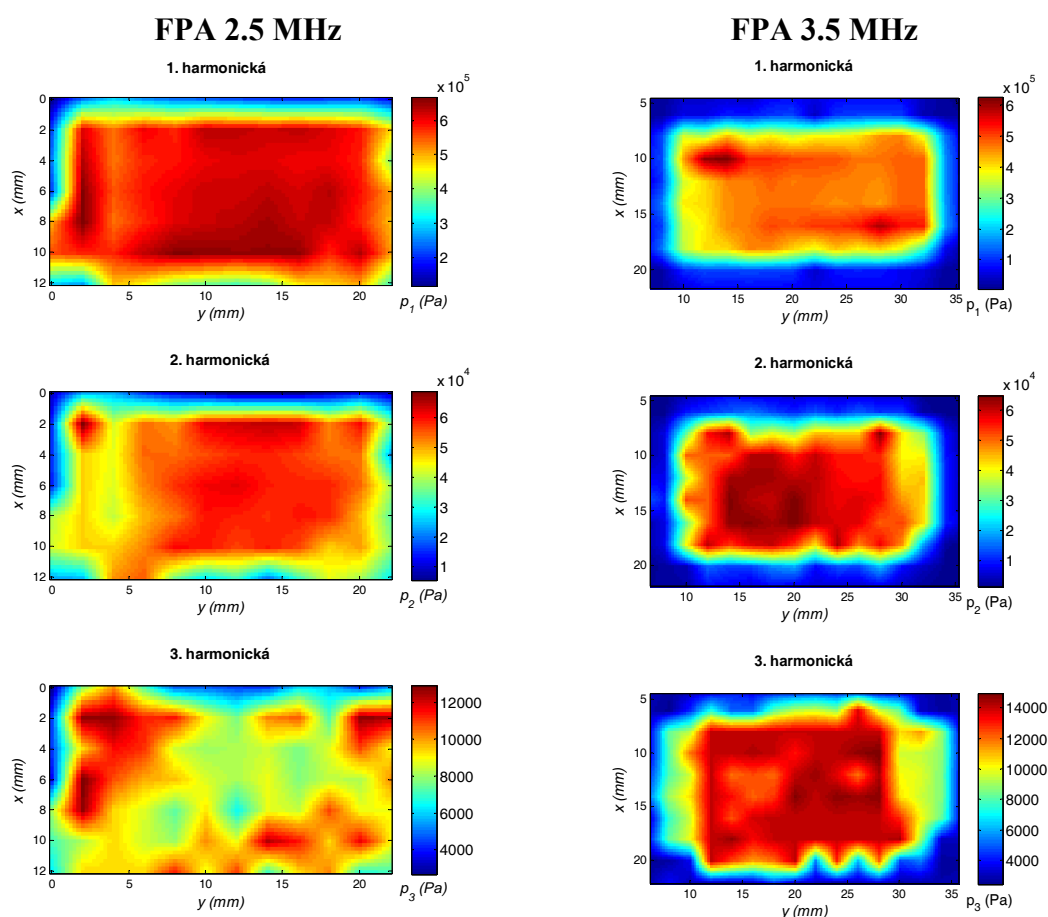
6.6 Výsledky měření

Výsledky měření prostorového rozložení uzv pole sond v ultrazvukové měřicí vaně posloužily jako srovnávací data k ověření funkčnosti navrženého softwaru pro výpočet pole a simulaci nelineárních jevů při šíření uzv.

Softwarový model byl následně zpřesněn s využitím reálně změřených vstupních dat: prostorového rozložení amplitudy akustického tlaku v těsné blízkosti povrchu sondy a průběhů vysílaných uzv impulsů.

6.6.1 Rozložení amplitudy akustického tlaku v blízkosti čela sondy

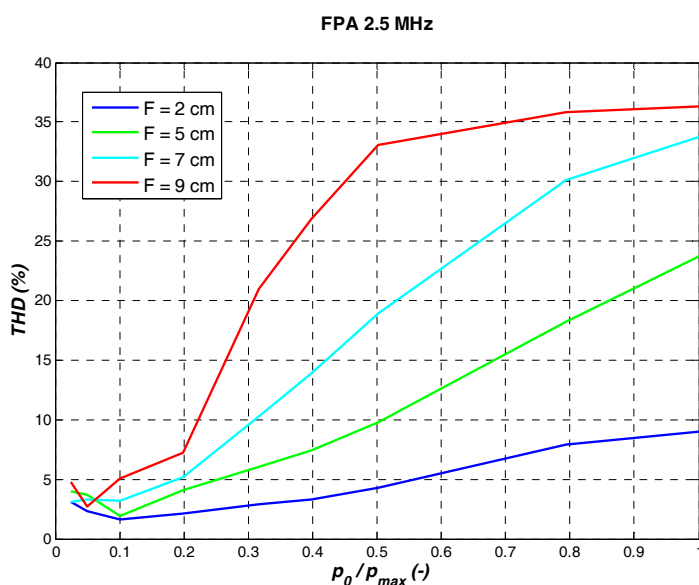
V rovině ve vzdálenosti 2 mm od povrchu sondy FPA 2.5 MHz a FPA 3.5 MHz bylo změřeno 2D rozložení amplitudy akustického tlaku vysílaných impulsů při maximálním výstupním výkonu uzv zobrazovacího systému. Měření bylo provedeno ve čtvercové síti s rozestupem bodů 2 mm. Pro účely vizualizace byla naměřená data lineárně interpolována. Grafická vizualizace měření je uvedena na obr. 13. Ze získaného rozložení amplitud lze stanovit rozměry apertury pro výpočet prostorového rozložení uzv pole sondy metodou úhlového spektra. V simulacích prováděných v následujících kapitolách 6.7 a 6.8 jsou jako vstupní rozložení akustického tlaku v rovině apertury použity přímo tyto skutečně změřené amplitudy.



Obr. 13 Rozložení amplitud akustického tlaku v rovině v těsné blízkosti čela sektorových sond FPA 2,5 MHz a FPA 3,5 MHz při maximálním výstupním výkonu uzv systému.

6.6.2 Vliv vzdálenosti ohniska a vstupní amplitudy akustického tlaku na nelineární jevy při šíření uzv ve vodě

Jak již bylo zmíněno v teoretickém úvodu práce, nelineární jevy při šíření ultrazvuku médiiem jsou jednak závislé na amplitudě akustického tlaku a zároveň mají kumulativní charakter. To znamená, že nelineární zkreslení uzv vlnění narůstá s amplitudou a zároveň se vzdáleností od zdroje. Výsledky měření na obr. 14 demonstrují tento jev ve vodním prostředí. Ohnisko dynamicky fokusovaných sektorových sond FPA zobrazovacího systému VINGMED bylo postupně umístováno do 4 různých vzdáleností. Hydrofonem byl pak měřen průběh impulsů v takto nastaveném ohnisku pro různé úrovně amplitudy vysílaného akustického tlaku uzv. Jako ukazatel míry nelinearit při šíření slouží harmonické zkreslení signálu.

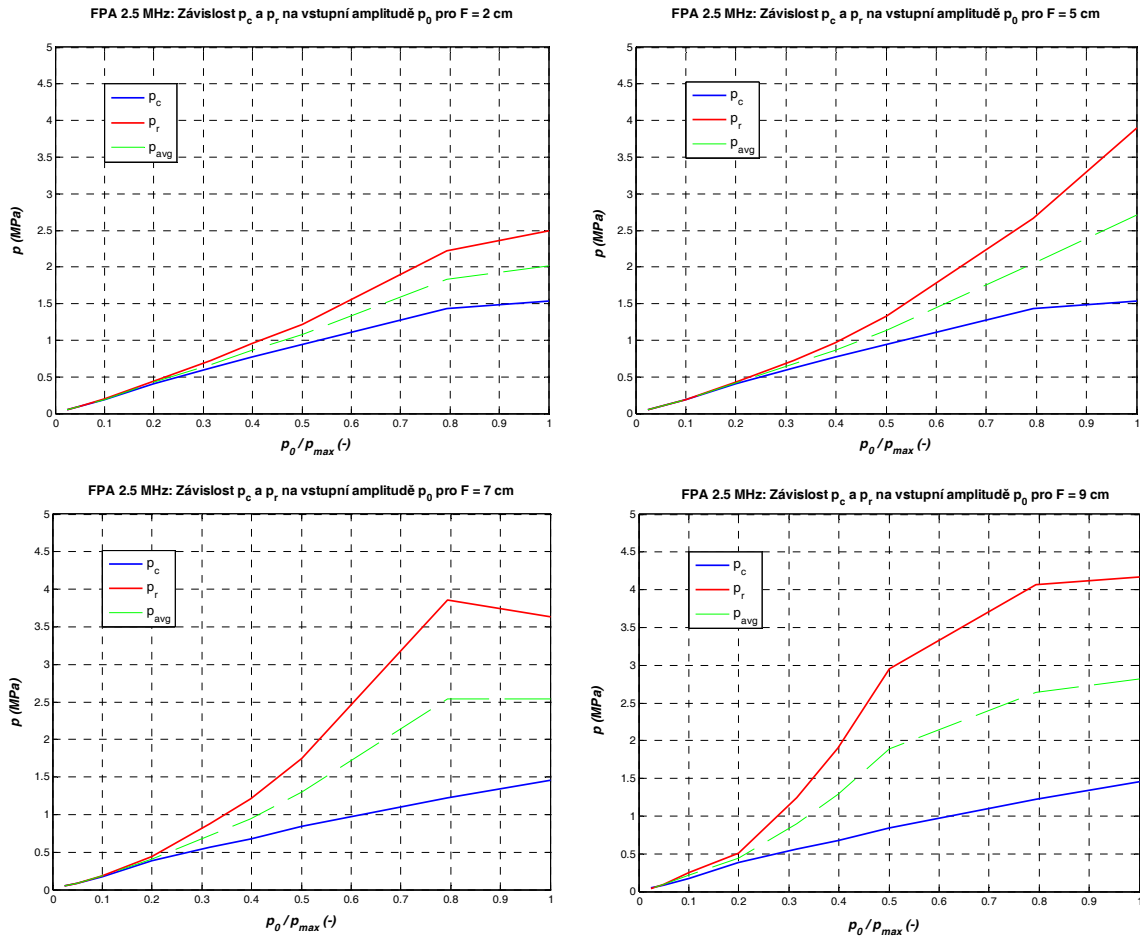


Obr. 14 Sonda FPA 2.5 MHz: Závislost harmonického zkreslení impulsu v ohnisku na vstupní amplitudě akustického tlaku normované vůči maximální nastavitelné hodnotě $p_{max} = 580$ kPa. Pracovní frekvence $f_0 = 1,5$ MHz. Parametrem je vzdálenost ohniska od čela sondy.

Provedené měření potvrzuje teoretické předpoklady. Zároveň je patrné, že při maximálních vysílaných amplitudách a vzdálenosti ohniska 10 cm od čela sondy mohou vlivem nelinearit tvořit vyšší harmonické složky až 40 % z celkové energie uzv impulsu ve fokusační oblasti.

Dalším vyhodnocovaným ukazatelem nelinearit bylo asymetrické zkreslení obálky impulsu dané rozdílnými hodnotami kladné a záporné amplitudy akustického tlaku. Grafy na obr. 15 vyjadřují změřenou závislost kladné (p_c), záporné (p_r) a průměrné (p_{avg}) amplitudy akustického tlaku impulsu ve fokusační oblasti na amplitudě vysílaného nezkresleného impulsu pro 4 různé vzdálenosti ohniska od čela sondy.

Nelineární závislost záporné amplitudy impulsu ve fokusační oblasti na amplitudě vysílaného impulsu je důležitým důsledkem nelinearit při šíření uzv. Dokazuje, že i při amplitudách impulsů používaných v uzv diagnostice jsou pro stanovení mechanického indexu lineární modely šíření ultrazvuku nepostačující. Markantnost jevu opět roste nejen s amplitudou akustického tlaku, ale také se vzdáleností ohniska od čela sondy.



Obr. 15 Sonda FPA 2.5 MHz: Závislost maximální kladné (p_c) a záporné (p_r) amplitudy impulsu v ohnisku na vstupní amplitudě akustického tlaku normované vůči hodnotě $p_{max} = 580$ kPa. Vzdálenost ohniska $F = 2, 5, 7, 9$ cm.

6.7 Porovnání ve vodě změřených rozložení uzv pole se simulacemi

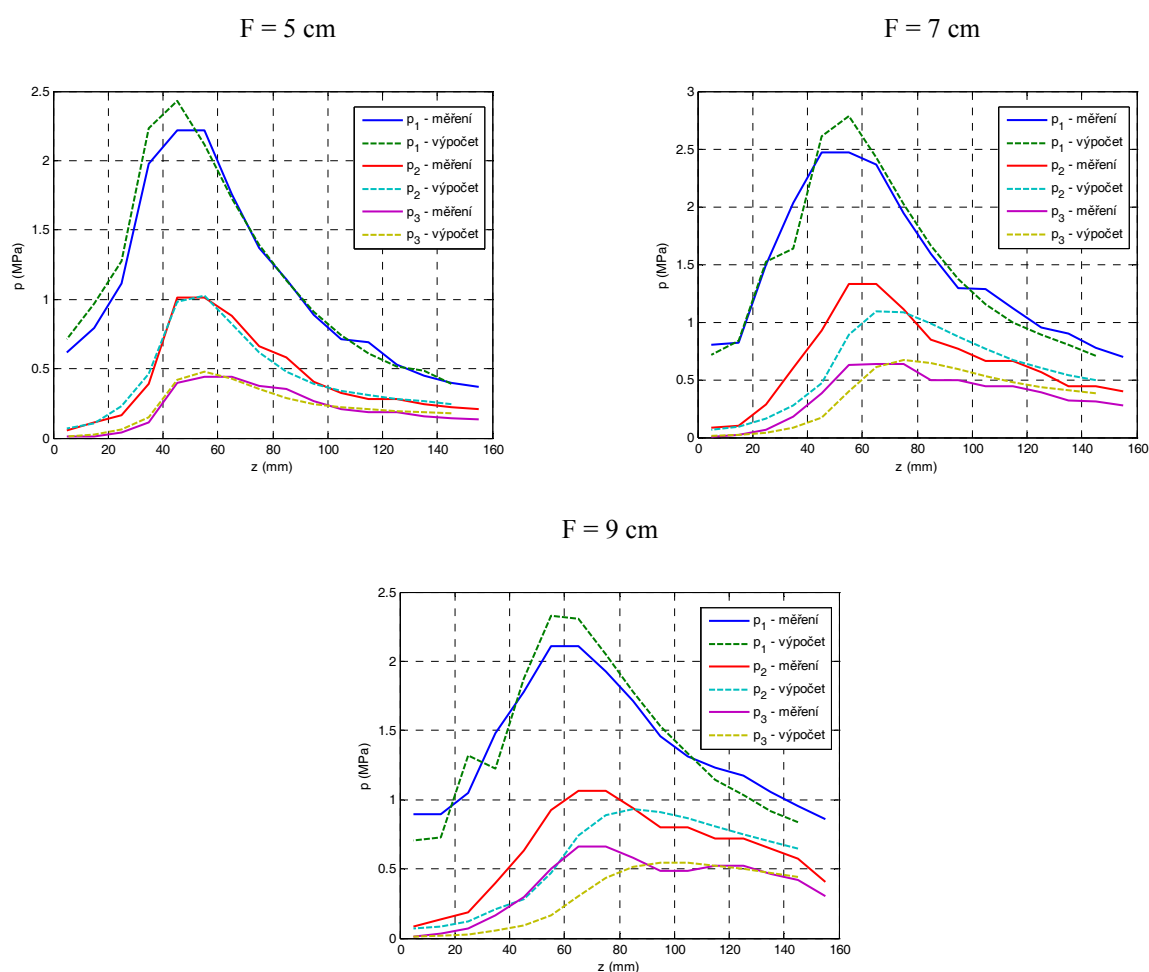
Naměřená data popisující prostorové rozložení uzv pole vybuzeného sondami zobrazovacího systému VINGMED byla srovnána s výsledky výpočtů rozložení uzv pole provedenými navrženým softwarem. Ověřený numerický model šíření simulující nelineární jevy je pak v kap. 6.8 využit pro výpočty rozložení uzv pole a nelineárních jevů v různých modelových kombinacích vrstev měkkých tkání a vyslovení patřičných závěrů ohledně bezpečnosti ozvučení při diagnostických výkonech.

6.7.1 Výchozí podmínky a parametry simulací

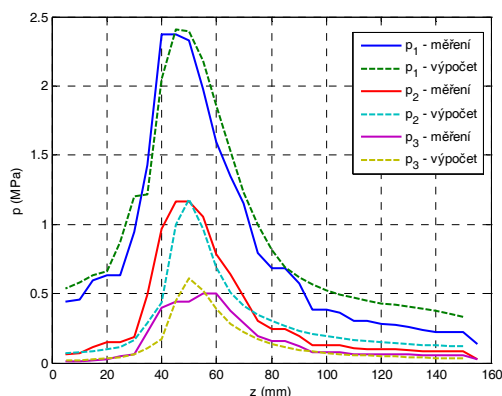
Všechny ověřovací simulace předpokládají, stejně jako provedená měření, šíření ultrazvuku v homogenním prostředí, jehož parametry odpovídají destilované vodě: rychlost šíření ultrazvuku $c_0 = 1\,497\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, hustota prostředí $\rho = 1\,000\text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, koeficient útlumu uzv $\alpha = 0,0022\text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$, [20]. Jako výchozí matice rozložení amplitudy akustického tlaku v rovině apertury byla použita reálná data získaná měřením (vizualizace na obr. 13).

6.7.2 Experimentální ověření výpočtu rozložení uzv pole a simulace nelinearit

Na obr. 16 a obr. 17 je uvedeno srovnání simulovaných a změřených amplitud 1.–3. harmonické složky akustického tlaku.



Obr. 16 Srovnání vypočtených a naměřených průběhů 1. -3. harmonické složky akustického tlaku v ose sondy FPA 2.5 MHz, $F = 5, 7, 9\text{ cm}$, $f_0 = 1,5\text{ MHz}$.



Obr. 17 Srovnání vypočtených a naměřených průběhů 1. -3. harmonické složky akustického tlaku v ose sondy FPA 3.5 MHz, $F = 5$ cm, $f_0 = 2,2$ MHz.

Z provedených měření je patrné, že většina mechanické energie uzv je soustředěna do fokusační zóny a zároveň, že nelineární jevy jsou nejvíce přítomné ve fokusační zóně a v oblasti pole za ní (směrem od zdroje uzv). Z tohoto důvodu bylo pro procentuální hodnocení přesnosti numerického modelu zvoleno váhování dílčích relativních odchylek vypočtených a změřených veličin na základě změřené intenzity uzv normované vůči její maximální hodnotě. To znamená, že odchylce v místě s maximální intenzitou je přiřazena nejvyšší váha rovna 1 a odchylce v místě s nulovou intenzitou je naopak přiřazena nejnižší váha rovna 0. Při následném výpočtu průměrné odchylky jsou takto zanedbány chyby způsobené např. nízkým poměrem signál/šum a zvýšenou nejistotou ověřovacího měření ve vzdálených okrajích zkoumané oblasti uzv pole a největší váha je kladena na shodu modelu s měřením v místech s nejvyšší intenzitou uzv. V tab. 1 jsou uvedeny relativní odchylky v ohnisku a průměrné odchylky váhované podle intenzity.

Tabulka 1: Vyhodnocení odchylek numerického modelu od naměřených rozložení uzv pole.

Typ sondy, fokusace	Relativní odchylka v ohnisku (%)			Průměrná relativní odchylka váhovaná podle intenzity uzv (%)		
	$ \xi_{p1} _F$	$ \xi_{p2} _F$	$ \xi_{p3} _F$	$ \xi_{p1} _{avg}$	$ \xi_{p2} _{avg}$	$ \xi_{p3} _{avg}$
FPA 2.5 MHz, $F = 5$ cm	2,5	1,0	7,0	2,0	2,6	4,7
FPA 2.5 MHz, $F = 7$ cm	3,1	10,2	6,4	3,0	9,9	10,1
FPA 2.5 MHz, $F = 9$ cm	4,2	6,6	0,8	3,9	10,8	16,4
FPA 3.5 MHz, $F = 5$ cm	7,8	4,1	9,8	1,9	3,7	4,5

6.8 Simulace šíření ultrazvuku ve vrstveném modelu biologických tkání

V předchozí kapitole byla na základě reálných měření ověřena funkčnost navrženého numerického modelu ve vodě. Vzhledem k nízkému koeficientu útlumu a relativně velkému parametru nelinearity B/A rovnému 5 až 5,5 je voda z hlediska

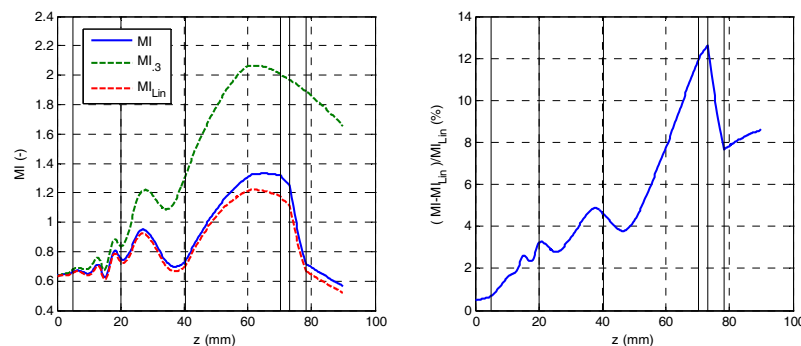
vzniku nelineárních jevů při šíření uzv extrémním médiem, kde dochází ke vzniku vyšších harmonických složek uzv signálu, které jsou poté prostředím pouze zanedbatelně tlumeny. Simulace popsané v této kapitole hodnotí vliv nelineárních jevů na predikci hodnoty mechanického indexu a oteplení v modelu biologických tkání složeném z dílčích homogenních vrstev o definovaných fyzikálních parametrech. Všechny simulace popisují situaci v ose sondy odpovídající svými parametry sondám FPA 2.5 MHz a FPA 3.5 MHz.

Cílem následující série srovnání je rozhodnout do jaké míry jsou pro predikci mechanického indexu a oteplení v nelineárním prostředí biologických tkání věrohodné ty modely šíření ultrazvuku, které nelineární jevy neuvažují. Dalším úkolem je zjistit zda standardizovanou lineární korekcí ve vodě změřených parametrů uzv pole nedochází v určitých situacích k podhodnocení mechanického indexu oproti jeho skutečné hodnotě při ozvučení biologických tkání.

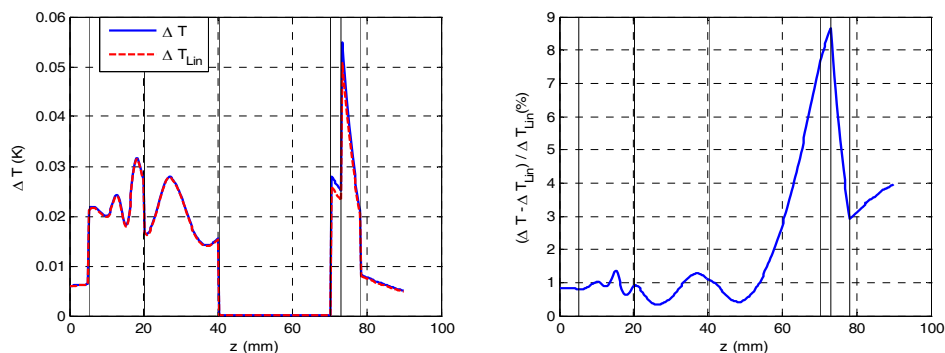
Na obr. 18 až obr. 21 je uvedena série srovnání rozložení mechanického indexu, intenzity a teplotního nárůstu vlivem ozvučení ve vrstveném modelu biologických tkání odpovídajícím svými vlastnostmi situaci při vyšetření lidského plodu cca ve 3. měsíci těhotenství. Rozhraní jednotlivých vrstev jsou v grafech značena plnou svislou čarou. Byl uvažován limitní případ ozvučení, kdy je $I_{SPTA,3}$ v ohnisku rovna 720 mW.cm^{-2} . Opakovací frekvence uzv impulsů je 4,3 kHz. Při modelování ohřevu nebylo počítáno s perfuzí. Parametry ozvučovaných vrstev jsou uvedeny v tab. 2.

Tabulka 2: Fyzikální parametry vrstev tkáňového modelu.

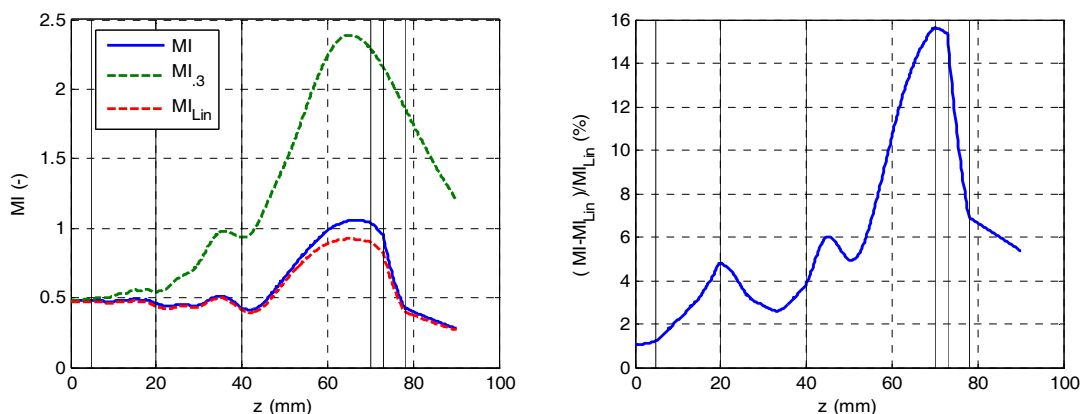
	Vrstva	Tloušťka (cm)	c_0 (ms^{-1})	α ($\text{dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$)	ρ (kg.m^{-3})	B/A (-)	k ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$)
1.	Kůže	0,5	1600	0,5	1000	5,5	0,50
2.	Tuková tkáň	1,5	1480	0,63	900	11,1	0,23
3.	Svalovina	2	1600	1,3	1050	5,5	0,60
4.	Voda	3	1500	0,0022	1000	5,5	0,60
5.	Měkká tkáň	0,3	1600	0,6	1000	5,5	0,45
6.	Osifikační centra	0,5	2300	5	1600	5,5	0,40
7.	Mozek	1,2	1560	0,5	1060	5,5	0,55



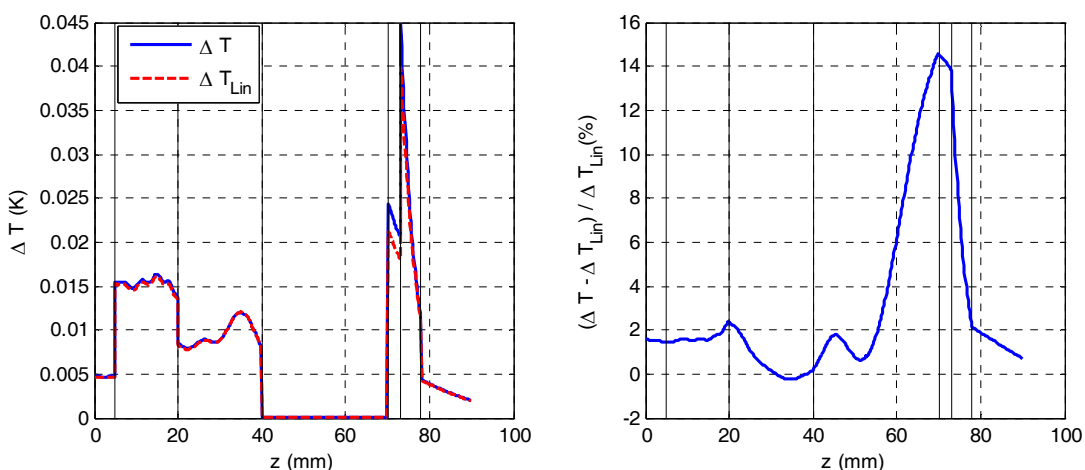
Obr. 18 *Vlevo:* Průběh MI ve vrstveném modelu tkáň vypočtený nelineárním modelem v porovnání s průběhem stanoveným na základě korigovaného měření ve vodě MI_3 a průběhem MI_{Lin} vypočteným modelem nezohledňujícím nelinearitu média. *Vpravo:* Procentuální srovnání MI a MI_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 2.5 MHz, $f_0 = 1,5 \text{ MHz}$, $F = 7 \text{ cm}$.



Obr. 19 *Vlevo: Porovnání simulace oteplení vrstveného modelu tkáně ΔT modelem zohledňujícím nelineární jevy s oteplením vypočteným při zanedbání nelinearit ΔT_{Lin} . Vpravo: Procentuální srovnání ΔT a ΔT_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 2.5 MHz, $f_0 = 1,5$ MHz, $F = 7$ cm.*



Obr. 20 *Vlevo: Průběh MI ve vrstveném modelu tkáně vypočtený nelineárním modelem v porovnání s průběhem stanoveným na základě korigovaného průběhu ve vodě MI_3 a průběhem MI_{Lin} vypočteným modelem nezohledňujícím nelinearitu média. Vpravo: Procentuální srovnání MI a MI_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 3.5 MHz, $f_0 = 2,2$ MHz, $F = 7$ cm.*



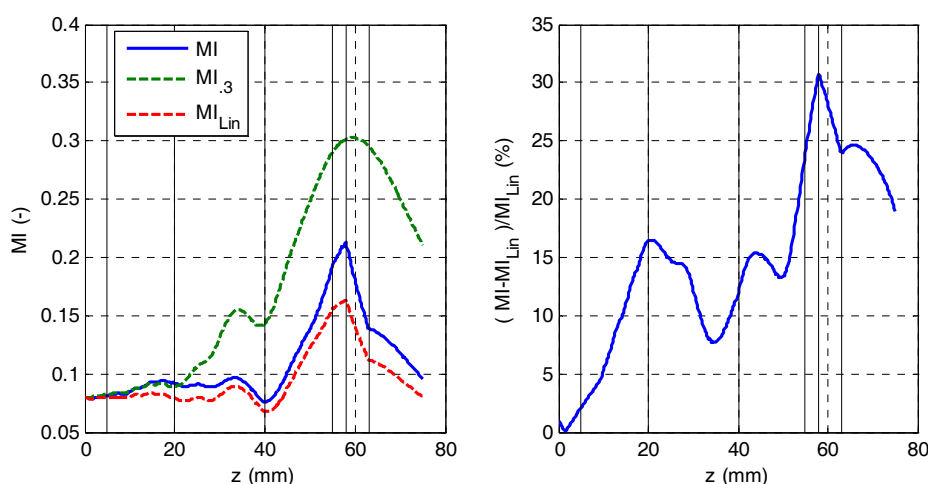
Obr. 21 *Vlevo: Porovnání simulace oteplení vrstveného modelu tkáně ΔT modelem zohledňujícím nelineární jevy s oteplením vypočteným při zanedbání nelinearit ΔT_{Lin} . Vpravo: Procentuální srovnání ΔT a ΔT_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 3.5 MHz, $f_0 = 2,2$ MHz, $F = 7$ cm.*

Při vyšetřeních embrya je doporučováno, aby mechanický index indikovaný diagnostickým přístrojem nebyl, pokud to není nezbytně nutné, větší než 0,3

[10][30]. Hodnotu mechanického indexu indikovanou přístrojem při konkrétním nastavení stanovuje výrobce na základě měření ve vodě korigovaného na standardizovanou tkáň o koeficientu útlumu $0,3 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ [6]. V simulaci na obr. 24 je uvažován takovýto limitní případ, kdy je navíc ohnisko umístěno na rozhraní voda-embryo. Parametry ozvučovaných vrstev, které odpovídají situaci při vyšetření embrya v 6.-7. týdnu těhotenství, jsou uvedeny v tab. 3. Mechanický index stanovený měřením ve vodě (v tomto případě simulací) a lineárně korigovaný na standardizovanou tkáň MI_3 je porovnán se skutečným průběhem MI v tkáňovém modelu a mechanickým indexem vypočteným při zanedbání nelineárních jevů MI_{Lin} .

Tabulka 3: Fyzikální parametry vrstev tkáňového modelu.

	Vrstva	Tloušťka a (cm)	c_0 (ms^{-1})	α ($\text{dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$)	ρ (kg.m^{-3})	B/A (-)	k ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$)
1.	Kůže	0,5	1600	0,5	1000	5,5	0,50
2.	Tuková tkáň	1,5	1480	0,63	900	11,1	0,23
3.	Svalovina	2	1600	1,3	1050	5,5	0,60
4.	Voda	1,5	1500	0,0022	1000	5,5	0,60
5.	Měkká tkáň	0,3	1600	0,6	1000	5,5	0,45
6.	Osifikační centra	0,5	2300	2,5	1600	5,5	0,40
7.	Mozek	1,2	1560	0,5	1060	5,5	0,55

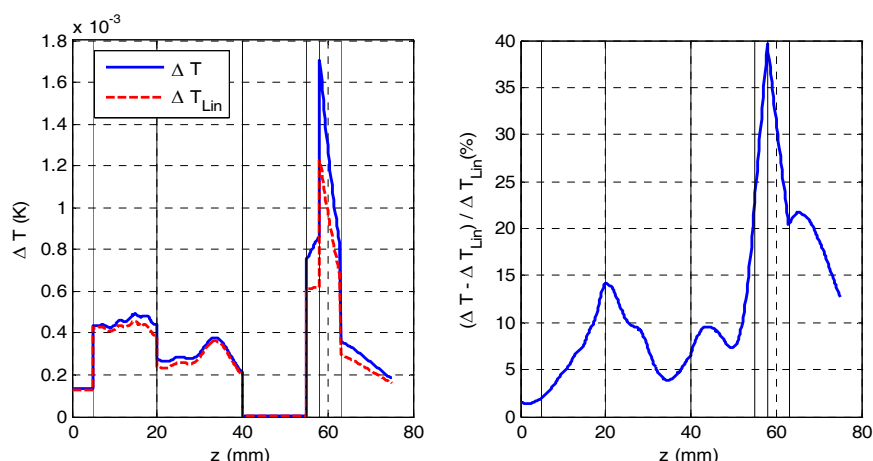


Obr. 22 *Vlevo:* Průběh MI ve vrstveném modelu tkáně vypočtený nelineárním modelem v porovnání s průběhem stanoveným na základě korigovaného průběhu ve vodě MI_3 a průběhem MI_{Lin} vypočteným modelem nezohledňujícím nelinearitu média. *Vpravo:* Procentuální srovnání MI a MI_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 3.5 MHz, $f_0 = 2,2 \text{ MHz}$, $F = 6 \text{ cm}$.

Ohřev embryonální tkáně v případě MI menšího než 0,3 je při použité délce impulsů $3 \mu\text{s}$ a opakovací frekvenci 4,3 kHz zanedbatelný. Přesto je však zajímavé srovnání ohřevu vypočteného modelem uvažujícím linearity a modelem linearity neuvažujícím na obr. 23.

Provedené simulace ukazují, že nelinearita prostředí je důležitým fyzikálním aspektem šíření ultrazvuku v biologické tkáni. Pokládáme-li ve výpočtech ozvučené

médium za čistě lineární, může se predikce hodnoty mechanického indexu a oteplení tkáně lišit od případu, kdy nelineární jevy uvažujeme, až v řádu desítek procent.



Obr. 23 Simulace oteplení při maximu $MI = 0,3$. Vlevo: Porovnání simulace oteplení vrstveného modelu tkáně ΔT modelem zohledňujícím nelineární jevy s oteplením vypočteným při zanedbání nelinearit ΔT_{Lin} . Vpravo: Procentuální srovnání ΔT a ΔT_{Lin} . Simulace v ose sondy FPA 3.5 MHz, $f_0 = 2,2$ MHz, $F = 8$ cm.

Na základě porovnání simulovaných průběhů MI_3 a průběhů MI ve tkáňovém modelu lze konstatovat, že korigované hodnoty získané měřením ve vodě jsou dobrým vodítkem pro predikci skutečné maximální hodnoty mechanického indexu ve vyšetřované biologické tkáni.

7 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A ZÁVĚR

Modelová studie nelineárních jevů v ultrazvukové diagnostice byla zaměřena na vývoj a experimentální ověření nových počítačových algoritmů pro numerické modelování ultrazvukového pole včetně nelineárních jevů při šíření uzv v biologické tkáni. Vědecký přínos práce spočívá v aplikaci metody úhlového spektra při modelování ultrazvukového pole ve vrstveném modelu biologické tkáně včetně nelineárních jevů a v experimentálním ověření funkčnosti vyvinutých výpočetních algoritmů.

Byla vypracována teoretická analýza nelineárních jevů při šíření ultrazvuku a jejich podílu na tepelných a mechanických účincích uzv při diagnostických aplikacích. V prostředí Matlab byl vyvinut numerický model šíření uzv v modelu biologické tkáně tvořeném soustavou dílčích homogenních vrstev o definovaných fyzikálních parametrech. Výpočet uzv pole je založen na aplikaci metody úhlového spektra. Pro simulaci nelinearit je použita Burgersova nelineární vlnová rovnice. Výstupem simulací je prostorové rozložení ultrazvukového pole v médiu ozvučeném uzv měničem či jejich soustavou. Vypočtené rozložení uzv pole je vyjádřeno amplitudami zvoleného počtu harmonických složek akustického tlaku, mechanickým indexem, harmonickým zkreslením signálu a prostorově špičkovou časově

průměrnou intenzitou I_{SPTA} všech dílčích uvažovaných harmonických složek. Teoretická část práce byla podpořena grantem FRVŠ č. 488/2007.

Funkčnost výpočetního modelu byla experimentálně ověřena měřením pomocí unikátního ultrazvukového měřicího systému – ultrazvukové měřicí vany. Měřicí systém byl modernizován tak, aby umožňoval vyhodnocování nelinearit při šíření ultrazvuku. Modernizace uzv měřicího systému byla z části podpořena grantem FRVŠ č. 413/2008.

Provedená měření a simulace ukazují, že nelineární jevy jsou důležitým fyzikálním aspektem šíření ultrazvuku v biologické tkáni. Hlavním projevem nelinearit je postupné rozprostírání energie uzv do vyšších harmonických složek signálu. Vzniklé harmonické zkreslení signálu má z hlediska posuzování biofyzikálních účinků dva hlavní důsledky:

- Energie uzv signálu je vlivem nelinearit rozprostřena do složek spektra o vyšších kmitočtech. Útlum uzv absorpcí roste přibližně s druhou mocninou frekvence [16], [20], [35]. Proto je nutno počítat s větším útlumem uzv a větším ohřevem média než v případě, kdy nelineární jevy zanedbáme.
- V důsledku nelinearit k dochází k asymetrickému zkreslení uzv impulsů. Znamená to, že kladná a záporná amplituda akustického tlaku v impulsu se liší, kapitola 6.6.3, obr. 15, [6]. Mechanický index odvozený od záporné amplitudy akustického tlaku je tak přímo závislý i na nelineárních jevech při šíření uzv.

Pokládáme-li při výpočtech simulací proces šíření uzv v ozvučeném médiu za čistě lineární, může se predikce hodnoty mechanického indexu a oteplení tkáně lišit od případu, kdy nelineární jevy uvažujeme, až v řádu desítek procent, obr. 18 - obr. 23.

V současnosti používané ultrazvukové diagnostické systémy indikují na displeji hodnotu mechanického indexu predikovanou pro aktuální nastavení pracovního režimu (mód zobrazení, intenzita v impulsu, opakovací frekvence impulsů, fokusace atd.). Tyto hodnoty nejsou získávány výpočtem, ale tak, že výrobce v ultrazvukové měřicí vaně s vodní náplní proměří charakteristiky uzv sondy pro kompletní množinu provozních režimů diagnostického systému. Změřené hodnoty mechanického indexu a intenzity se pak dodatečným započtením útlumu 0,3 dB/cm/MHz korigují na standardizovanou měkkou tkáň. Ultrazvukový diagnostický systém pak při volbě provozního režimu pouze zobrazí příslušnou hodnotu MI_3 vyčtenou z tabulky uložené v paměti přístroje, [43].

Díky tomu, že biologická tkáň má koeficient útlumu převážně větší než 0,3 dB/cm/MHz, hodnota mechanického indexu MI v modelu biologické tkáně za běžných podmínek nepřekračuje hodnotu MI_3 získanou standardizovanou korekcí průběhu MI ve vodním médiu. Za potenciálně problematické jsou v publikovaných studiích označovány případy, kdy je část prostoru, kterým se uzv šíří, tvořena vrstvou vody a může tak ve větší míře docházet k rozvoji nelinearit, např. při vyšetření lidského embrya, [30]. Srovnání průběhů na obr. 18 až obr. 23 však

ukazuje, že pro simulovanou tloušťku vrstvy plodové vody do 3 cm hodnota MI v modelu biologické tkáně nepřekročí hodnotu $MI_{,3}$ stanovenou korekcí z průběhu ve vodě. K překročení hodnoty $MI_{,3}$ může teoreticky dojít až v případě tloušťky vrstvy vody větší než cca 6 cm, což už ale není běžná fyziologická hodnota. Na základě porovnání simulovaných průběhů $MI_{,3}$ a průběhů MI ve tkáňovém modelu tak lze konstatovat, že korigované hodnoty získané měřením ve vodě jsou dobrým vodítkem pro predikci skutečné maximální hodnoty mechanického indexu ve vyšetřované biologické tkáni.

Problém ale může představovat skutečnost, že výrobci z důvodu úspor při vývoji ne vždy proměřují sondy ve všech možných provozních režimech. Některé hodnoty ve vyhledávacích tabulkách $MI_{,3}$ pak bývají dopočteny extrapolací, interpolací či jinými postupy, [6].

V grafické příloze kompletní verze disertační práce je uvedena série výsledků měření rozložení uzv pole vybuzeného ve vodě v ultrazvukové měřicí vaně sondami FPA 2.5 MHz a FPA 3.5 MHz uzv diagnostického systému GE VINGMED Sound. Výsledky měření ukazují, že změřené hodnoty $MI_{,3}$ v případě limitních ozvučení často převyšují hodnotu $MI_{,3}$ predikovanou diagnostickým systémem. Jedno z možných vysvětlení je, že výrobce sond tyto hodnoty mechanického indexu pouze stanovil lineární extrapolací či jiným linearizovaným výpočtem z jiných hodnot, které již byly skutečně změřeny.

Modelová studie potvrzuje, že nelineární jevy jsou i při diagnostických výkonech důležitým biofyzikálním aspektem šíření ultrazvuku v biologické tkáni. Specialisté obsluhující moderní uzv diagnostické systémy by si kromě výhod plynoucích z využívání přirozeného harmonického zobrazení (THI) měli být vědomi i možných rizik při limitních ozvučeních a brát v úvahu nelineární vlastnosti vyšetřovaných tkání. Hodnota mechanického indexu musí být dle principu ALARA vždy nejmenší nutná pro spolehlivé vyšetření. Za předpokladu, že výrobce podle platných doporučení důsledně proměřil všechny provozní režimy sondy, lze indikaci maximální hodnoty mechanického indexu na displeji diagnostického přístroje považovat za dobré vodítko při posuzování možných rizik ozvučení.

Vzhledem k tomu, že jsou hodnoty $MI_{,3}$ do paměti uzv diagnostických přístrojů ukládány pouze při výrobě nebo při servisních úkonech, vyvstává otázka jejich aktuálnosti po celou dobu životnosti přístroje resp. uzv sondy. Pravidelné kalibrace indikovaných hodnot mechanického a teplotního indexu diagnostických systémů nejsou nařízeny a tudíž se neprovádí. Znalost jejich skutečných hodnot by rozhodně přispěla ke zvýšení bezpečnosti diagnostických ultrazvukových aplikací.

Z předložených závěrů vyplývá, že všechny cíle disertační práce vytyčené v kap. 3 byly splněny v plném rozsahu.

LITERATURA

- [1] ANDERSEN, O., T., JACOBSEN, N.: New Technology Increases the Dynamic Ranges of Data Acquisition Systems Based on 24-bit Technology. *Sound and Vibration*. April, 2005.
- [2] BARNETT, S., B.: Intracranial Temperature Elevation from Diagnostic Ultrasound. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 883 - 888.
- [3] BARR, L., L.: Clinical Concerns in the Ultrasound Exposure of the Developing Central Nervous System. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 889 - 892.
- [4] BEDNAŘÍK, M., ČERVENKA, M.: *Využití intenzivních zvukových polí*. FEL ČVUT, Praha, 2005
- [5] BERNSTEN, J.: The Bergen Code. Dostupné on-line: <<http://www.uib.no/People/nmajb/aku.html>>
- [6] BIGELOW, T.A., O'BRIEN, W.D., Jr.: *Experimental evaluation of some possible nonlinearity indicators*. Ultrasonics Symposium, 2002. Proceedings. 2002 IEEE. ISBN: 0-7803-7582-3
- [7] CHAPELON, J., Y. et al.: Treatment of Localised Prostate Cancer with Transrectal High Intensity focused Ultrasound. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p. 31- 38
- [8] CHEN, W., HOLM, S.: *Fractional Laplacian, Lévy Stable Distribution, and Time-Sparse Models for Linear and Nonlinear Frequency-Dependent Lossy Media*. Simula Research Laboratory, Oslo, 2000
- [9] DOODY, C. et al.: Measurement of Temperature Rise in Human Fetal Bone. Abstract from the 29th Annual Meeting of the British Medical Ultrasound Society. 9 – 11 December, 1997.
- [10] DUCK, F., A., BAKER, A., C., STARRITT, H. C.: *Ultrasound in Medicine*. Institute of Physics Publishing, London, 1998.
- [11] FILIPSYNSKY, L. et al.: Nonlinear Native Propagation Effects of Diagnostic Ultrasound Computed and Measured in Blood. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 251 - 257.
- [12] FJELLESTAD, H.: *Simulation of nonlinear ultrasound fields, Mathematical modeling*. Cand. Scient. thesis, University of Oslo, 2000.
- [13] FORCE TECHNOLOGY. *20 MHz PVDF Needle-type Miniature Ultrasonic Hydrophone*. Katalogový list č. 2058-1-en. Dostupné on-line <<http://www.force.dk>>, 2007.
- [14] FRIZZELL, L. et al.: Effects of Pulsed Ultrasound on the Mouse Neonate: Hind Limb Paralysis and Lung Hemorrhage. *Ultrasound in Med. & Biol.* 20, 1994, p. 53 - 63.
- [15] GLYNN, R., ROY, R., A.: Measurements of Bubble-enhanced Heating from Focused, MHz frequency Ultrasound in a Tissue-mimicking Material. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 1399 - 1412.
- [16] HALLAJ, M., CLEVELAND, R., O.: FDTD simulation of finite-amplitude pressure and temperature fields for biomedical ultrasound. *Journal of Acoustical Society of America*. Acoustical Society of America, 1999.
- [17] HAMILTON, M., CLEVELAND, R.: Texas KZK Time Domain Code. Dostupné on-line: <<http://people.bu.edu/robinc/kzk/>>
- [18] HARR, G.: Terms Used in Describing Ultrasonic Exposures. *European Journal of Ultrasound*. 5, 1997, p. 127 - 130.
- [19] HILL, C. R.: Can Tissue Characterisation Ever Become a Science? *Proceeding of the Sendai Symposium on Ultrasonic Tissue Characterisation 1994*, Sendai 1994,
- [20] HILL, C., R., BAMBER, J., C.: *Physical Principles of Medical Ultrasonic*. 2. ed., John Wiley and Sons, Chichester, 2004
- [21] HUMPHREY, V., F.: *Non-linear Propagation for Medical Imaging* In WCU Paris, September 7-10, 2003
- [22] HRAZDIRA, I. *Stručné repetitorium ultrasonografie*. Toshiba, Praha 2003.
- [23] IZZI, F., L. et al.: A Comparison of Ultrasound Beams for Thermal Treatment of Ocular Tumors. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p. 71 - 78.
- [24] JENSEN, J., A.: *Ultrasound Imaging and Its Modelling – Imaging of Complex Media with Acoustic and Seismic Waves*. 1.ed., Springer Verlag, Denmark 2000,

- [25] KIELER, H.: Effects and Possible Side Effect of Routine Ultrasound Scanning in Pregnancy. *Acta Universitatis Upsaliensis. Comprehensive Summaries of Uppsala Dissertations from the Faculty of Medicine* 711. Uppsala University, Uppsala, 1997, p. 42
- [26] KOMRSKA, J. *Optická difrakce jako přenos lineárním systémem*. Texty přednášek FSI VUT v Brně, 2000. Dostupné on-line <<http://physics.fme.vutbr.cz/~komrska/>>
- [27] LEE, I., S.: *Numerical Solution of The KZK Equation For Pulsed Finite Amplitude Sound Beams in Thermoviscous Fluids*. Dissertation. University of Texas, Austin, 1993.
- [28] MAKAROV, S., Ochmann, M.: Nonlinear and thermoviscous phenomena in acoustics, part II. *Acustica*, 83:197–222, 1997.
- [29] NYBORG, W. L.: Biological Effects of Ultrasound: Development of Safety Guidelines. Part II: General Review. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 301 - 333.
- [30] OREL, D., ROZMAN, J.: *Modelování tepelných účinků diagnostického ultrazvuku na tkáň lidského embrya*. Disertační práce, VUT V Brně, 2004.
- [31] OHTSUKI, S.: Sound Field of Disc and Concave Circular Transducers. Proceeding of the Sendai Symposium on Ultrasonic Tissue Characterisation 1994. Sendai 1994, p. 53 - 62.
- [32] PATTON, C., A. et al.: Output Levels and Bioeffects Indices From Diagnostic Ultrasound Exposure Data Reported to the FDA. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect.* 41, 1994, p. 353 - 359.
- [33] Proposal of the standard – IEC 61973: *Ultrasonics – Field Characterisation – Test Methods for Determination of Thermal and Mechanical Exposure Parameters for the Purposes of Defining the Safety Classification of Medical Diagnostic Ultrasonic Fields*. Project number 87/61973/Ed.1, International Electrotechnical Commission, Date of circulation 1998-11-20, p. 54
- [34] ROZMAN, J. a kol.: *Modelová studie vyzařování ultrazvukových sond - výsledky řešení projektu Grantové agentury ČR č. 102/00/0936*. FEI VUT publishing, 2002.
- [35] ROZMAN, J.: *Ultrazvuková technika v lékařství, Diagnostické systémy*. 1.vyd., Brno, FEI VUT v Brně, 1980
- [36] STRATMEYER, M.E., *Ultrasound-induced fetal bioeffects*, In Proceedings of World Congress on Ultrasonics, Paris, 2003, p. 1145-1147.
- [37] VAEZY, S. et al.: Hemostatis Using High Intensity Focused Ultrasound. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p.79 – 87
- [38] ROTT, H., D. et al.: Safety of Ultrasonic Contrast Agents. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p. 195 - 197.
- [39] ROTT, H., D. et al.: Acoustic Cavitation and Capillary Bleeding. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p. 277 - 280.
- [40] SORAHAN, T. et al.: Pregnancy Ultrasound and Childhood Cancer: a Second Report from the Oxford Survey of Childhood Cancers. *British Journal of Obstetrics & Gynecol.* 102, 1995, p. 831 - 832.
- [41] STARRITT, H: Radiation Stress and Its Bio-effects. *European Journal of Ultrasound*. 11, 2000, p. 61 - 64.
- [42] SYNNEVAG, J.: *Linear and nonlinear propagation of limited diffraction beams*. Cand. Scient. thesis, University of Oslo, 1999.
- [43] U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. *Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers*. Silver Spring, USA, September 9, 2008. Dostupné on-line <<http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/ucm115357.htm>>
- [44] VAŠINA, P. a kol.: Detekce kavitačního prahu na základě analýzy nízkofrekvenčních složek kavitačního šumu. *Lékař a technika*. 29, 1998, č.6, s. 140 - 143
- [45] VISIOLI, A., G. et al.: Preliminary results of a Phase I Dose Escalation Clinical Trials Using Focused Ultrasound in the Treatment of Localised Tumours. *European Journal of Ultrasound*. 9, 1999, p. 11 - 18.
- [46] ZISKIN, M. C., BARNETT, S., B.: Ultrasound and the Developing Central Nervous System. *Ultrasound in Med. & Biol.* 27, 2001, p. 875 - 876.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

<i>B/A</i>	Parametr nelinearity
<i>C</i>	Měrná tepelná kapacita
<i>c</i>	Rychlost šíření ultrazvuku.
<i>c₀</i>	Rychlost šíření ultrazvuku v médiu nenarušeném akustickou vlnou
CAN	Controller Area Network
<i>I</i>	Intenzita ultrazvuku
<i>I_{SPTA}</i>	Prostorově špičková časově průměrná intenzita ultrazvuku
<i>I_{SPTA.3}</i>	Korigovaná hodnota I_{SPTA} změřená ve vodě
<i>MI</i>	Mechanický index
<i>MI_{.3}</i>	Korigovaná hodnota mechanického indexu změřená ve vodě
<i>MI_{Lin}</i>	Hodnota mechanického indexu vypočtená lineárním modelem šíření ultrazvuku
<i>p_c</i>	Maximální kladná amplituda akustického tlaku v impulsu
<i>p_r</i>	Maximální záporná amplituda akustického tlaku v impulsu
<i>p₁, p₂, p₃</i>	Amplituda 1. – 3. harmonické složky akustického tlaku
<i>THD</i>	Celkové harmonické zkreslení signálu
<i>THI</i>	Přirozené harmonické zobrazení
<i>TI</i>	Teplotní index
<i>TIB</i>	Teplotní index kostních tkání
<i>TIC</i>	Teplotní index lebeční kosti
<i>TIS</i>	Teplotní index měkkých tkání
uzv	Ultrazvuk
<i>Q</i>	Teplo
\dot{Q}	Derivace tepla podle času
<i>α</i>	Koeficient útlumu uzv
<i>β</i>	Koeficient nelinearity
<i>ΔT</i>	Nárůst teploty
<i>ΔT_{Lin}</i>	Nárůst teploty vypočtený lineárním modelem šíření ultrazvuku.
<i>κ</i>	Tepelná difuzivita
<i>μ_a</i>	Koeficient útlumu uzv vlivem absorpce
<i>μ_s</i>	Koeficient útlumu uzv vlivem rozptylu
<i>ρ</i>	Hustota prostředí

CURRICULUM VITAE

Name in full: Martin Čížek
Address: Velkopavlovická 9, Brno, 628 00, Czech Republic
E-mail: cizekm@feec.vutbr.cz

Education and qualification:

1993 – 2000 Secondary grammar school, Brno, Křenová 36
2000 – 2005 M. Sc. Studies at the Faculty of Electrical Engineering and Communication, Brno University of Technology, Field of study: Electronics and Communication. Theme of diploma thesis: Digitalization of Signal from Ultrasound Blood Flow Detector.
2005 – up to date Ph. D. studies at the Department of Biomedical Engineering, Brno University of Technology, fields of interest: ultrasound, ecological engineering, electronics, programming. Experience of teaching in the courses: Ecological Engineering, Design of Complex Systems

Professional experiences:

2007 – 2009 Engineer, teacher. Department of Biomedical Engineering, Brno University of Technology.
2006 – up to date Engineer, researcher. Institute of Scientific Instruments of the ASCR, v.v.i., Academy of Sciences of the Czech Republic, Královopolská 147, Brno, Czech Republic.

Own research grant projects (12 months):

2007 “Analysis of nonlinear effects in ultrasound diagnostics” granted by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic

Participating on research grant projects (member of the research team):

2008 “Simulation of ultrasound field in inhomogeneous media in ultrasound computer tomography” granted by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic.
2008 – up to date “Patient head position monitoring” granted by Czech Science Foundation.
2006 – up to date “System of laser interferometers for nanometrology of lengths” granted by the Ministry of Industry and Trade of the Czech Republic
2009 – up to date “Interferometer with full in-line compensation of the fluctuations of refractive index” granted by Czech Science Foundation.
2007 – up to date “Methods for determination of the refractive index of air with optical resonators” granted by Czech Science Foundation.

Abstract

The model study of nonlinear effects in the ultrasound diagnostics is focused on developing and experimental verification of new computer algorithms for numerical modeling of the ultrasound field including nonlinear effects accompanying the ultrasound propagation in biological tissues.

A theoretical analysis of nonlinearities in ultrasound propagation and their contribution to thermal and mechanical effects of diagnostic ultrasound applications was conducted. A numeric model of ultrasound propagating through a tissue model formed of a set of homogenous layers with defined physical parameters was developed in Matlab environment. The computation of ultrasound field spatial distribution is based on the angular spectrum method. For simulating of nonlinearities Burgers nonlinear wave equation is used. The resulting spatial distribution of the ultrasound field is described by the amplitudes of selected number of harmonic components of the acoustic pressure, by the mechanical index, by the harmonic distortion of the signal and by the spatial peak temporal average intensity of all considered components. The numerical model was experimentally verified using an unique ultrasound measurement system – the ultrasound measurement basin.

The verified numeric model was used for assessing the veracity of mechanical index and tissue heating prediction during ultrasound applications in cases when the nonlinear effects are neglected in computations. The reliability of the mechanical index indicated by the diagnostic ultrasound instruments is also evaluated using the designed numeric model. The aim was to compare the indicated value usually obtained by derating the measurements in a water medium to the actual mechanical index present in the layered tissue model.