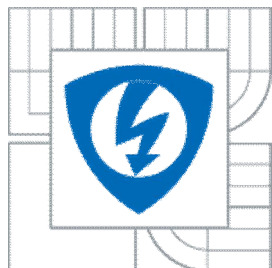




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

TERMOAKUSTICKÉ MĚŘENÍ VÝKONU ULTRAZVUKU

THERMOACOUSTIC MEASUREMENT OF ULTRASONIC POWER

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VÁCLAV KUČERA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

BRNO 2010

ZDE VLOŽIT LIST ZADÁNÍ

Z důvodu správného číslování stránek

ABSTRAKT

Práce se zabývá metodami pro měření intenzity a výkonu ultrazvuku lékařských diagnostických systémů, především metodou termoakustickou. Dále je zpracován návrh termoakustického senzoru a jeho ověření porovnáním s výkonem ultrazvukového systému změřeným pomocí hydrofonu v ultrazvukové měřicí vaně. V úvodní kapitole jsou popsány základní vlastnosti obecného ultrazvukového pole. Další část se věnuje jednotlivým metodám měření intenzity a výkonu ultrazvuku. Poslední část práce se zabývá samotným návrhem termoakustického senzoru, měřením s tímto senzorem, měřením s hydrofonem a vzájemným porovnáním těchto měření.

KLÍČOVÁ SLOVA

ultrazvuk, termoakustický senzor, výkon, intenzita, hydrofon

ABSTRACT

The thesis deals with ultrasound intensity and power measuring methods of the medical diagnostic systems, especially with thermoacoustic method. Then the concept of thermoacoustic sensor is processed and it is checked by comparison with the power of ultrasound system measured by the hydrophone in ultrasonic measuring tank. In the leading chapter basic parameters of general ultrasonic field are described. Next part deals with particular ultrasound intensity and power measuring methods. The last part deals with projecting of the thermoacoustic sensor, measuring with this sensor, measuring with hydrophone and comparison of this measurements.

KEYWORDS

ultrasound, thermoacoustic sensor, power, intensity, hydrophone

KUČERA, V. *Termoakustické měření výkonu ultrazvuku*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 59 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Termoakustické měření výkonu ultrazvuku jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.“

V Brně dne: **31. května 2010**

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: **31. května 2010**

.....
podpis autora

OBSAH

1. ÚVOD	6
2. POPIS ULTRAZVUKU A ULTRAZVUKOVÉHO POLE	11
2.1 Popis základních veličin a pojmů	11
2.1.1 Akustický tlak.....	11
2.1.2 Akustická impedance	12
2.1.3 Intenzita ultrazvuku	12
2.1.4 Akustický výkon.....	12
2.2 Vyzařování ultrazvukových zdrojů.....	13
2.2.1 Blízké pole (Fresnelova oblast).....	13
2.2.2 Vzdálené pole (Fraunhoferova oblast).....	15
3. METODY MĚŘENÍ INTENZITY ULTRAZVUKU.....	17
3.1 Tlak záření	17
3.1.1 Ultrazvuková váha se zavěšeným reflektorem.....	17
3.1.2 Ultrazvuková váha bez zavěšeného reflektoru.....	18
3.1.3 Absorbéry	19
3.2 Kalorimetr.....	19
3.3 Termistory	20
3.4 Hydrofon	21
4. URČENÍ ABSOLUTNÍ HODNOTY VÝKONU ULTRAZVUKU	
TERMOAKUSTICKÝMI SENZORY	24
4.1 Ideální dvouvrstvý senzor	25
4.2 Termoakustický jednovrstvý senzor	28
4.2.1 Nárůst teploty v silně absorbujících materiálech.....	28
4.2.2 Efekt vícenásobně odražených vln	30
4.2.3 Závislost frekvence na teplotní změně zadního povrchu.....	31
4.3 Zdokonalený jednovrstvý senzor.....	33
5. EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ	34
5.1 Termoakustický senzor	34
5.1.1 Konstruktivní řešení a realizace termoakustického senzoru	34
5.1.2 Měření s termoakustickým senzorem	36

5.2 Měření s hydrofonem	41
5.3 Zpracování naměřených hodnot	44
6. ZÁVĚR	46
LITERATURA.....	47
SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK.....	48
SEZNAM PŘÍLOH.....	51
PŘÍLOHY.....	52

SEZNAM OBRÁZKŮ

1	Rozdělení pole uzv měniče na blízkou a vzdálenou oblast.....	14
2	Vyzařovací diagram měniče ve vzdáleném poli.....	15
3	Ultrazvuková váha se zavěšeným reflektorem.....	18
4	Ultrazvuková váha bez zavěšeného reflektoru.....	19
5	Termistorová sonda.....	21
6	Bodová piezoelektrická sonda.....	22
7	Zobrazení dvouvrstvého termoakustického senzoru.....	25
8	Bokorys dvouvrstvého termoakustického senzoru (a) a graf teploty $T(x)$ v přední vrstvě po vložení senzoru do ultrazvukového pole (b).....	27
9	Zobrazení jednovrstvého termoakustického senzoru.....	28
10	Závislost změny teploty $\Delta T_1(x)$ na vzdálenosti x , vypočtené z rovnice 29, pro jednovrstvý senzor z plexiskla, umístěný ve statickém uzv poli.....	30
11	Změna teploty $\Delta T(l_a)$ na zadním povrchu jednovrstvého senzoru z plexiskla, umístěného ve stacionárním ultrazvukovém poli, v závislosti na frekvenci f	32
12	Zdokonalený termoakustický senzor.....	33
13	Termoakustický senzor TS1.....	35
14	Termoakustický senzor TS2.....	36
15	Blokové schéma měřicí soustavy pro měření s termoakustickým senzorem...	37
16	Rozdíly teplot pro senzor TS1.....	38
17	Závislost výkonu změřeného senzorem TS2 na zeslabení výstupního výkonu uzv zobrazovacího systému pro absorbér Aptflex a vosk.....	39
18	Rozdíly teplot pro vosk.....	40
19	Rozdíly teplot pro absorbér Aptflex.....	40
20	Rozdíly teplot pro lepidlo Pattex.....	41
21	Hydrofon Force MH 28.....	41
22	Blokové schéma měřicí soustavy pro měření s hydrofonem.....	42
23	Závislost výkonu změřeného hydrofonem na zeslabení výstupního výkonu uzv zobrazovacího systému.....	44

SEZNAM TABULEK

1 Výkony naměřené pomocí senzoru TS1	38
2 Výkony naměřené pomocí senzoru TS2	39
3 Tabulka výkonů a intenzit naměřených pomocí hydrofonu.....	43
4 Souhrnná tabulka naměřených výkonů	44

1. ÚVOD

V současnosti jsou k dispozici stále modernější ultrazvukové (uzv) zobrazovací systémy, jejichž rozlišovací schopnost se nadále zlepšuje. K dosažení vyšší rozlišovací schopnosti je obvykle potřeba zvýšit také výstupní výkon těchto zobrazovacích systémů. Ačkoliv negativní vliv uzv vlnění na lidský organismus nebyl nikdy spolehlivě prokázán, nelze s jistotou říci, že toto vlnění nezpůsobuje změny, které se projeví například až po několika desetiletích, či v další generaci. Je zřejmé, že pokud by takovýto vliv existoval, byl by výraznější při vystavování lidského organismu vyšším intenzitám uzv vlnění. V současnosti neexistují žádná zákonná omezení, a tak se používaná maxima těchto intenzit (a tím i výkonů) řídí pouze doporučeními Světové zdravotnické organizace. Proto, abychom mohli měřit přímo výkon uzv zobrazovacího systému, zavádíme metodu s termoakustickými senzory.

Tato bakalářská práce se zabývá metodami měření výkonu ultrazvuku. Hlavním úkolem je popsat metodu měření výkonu ultrazvuku diagnostických zobrazovacích systémů pomocí termoakustických senzorů, navrhnout a realizovat termoakustický senzor a ověřit jeho funkčnost. Výsledky tohoto měření poté porovnat s výsledky získanými měřením pomocí hydrofonu v ultrazvukové měřicí vaně.

2. POPIS ULTRAZVUKU A ULTRAZVUKOVÉHO POLE

Pro popis měření intenzity a výkonu ultrazvuku je nejprve nutné definovat některé veličiny a pojmy ve vztahu k ultrazvukovému poli, jakož i vlastnosti tohoto pole.

2.1 POPIS ZÁKLADNÍCH VELIČIN A POJMŮ

2.1.1 Akustický tlak

Šíří-li se v kapalině ultrazvukové podélné vlnění, vznikají střídavá zhuštění a zředění prostředí, která se u postupující vlny šíří jako rozruch prostoru. S tím souvisí změny tlaku harmonicky probíhající v závislosti na čase. Akustický tlak je střídavý tlak superponovaný buď barometrickému tlaku (v plynech), nebo tlaku hydrostatickému (v kapalinách) [1].

Pro sinusově proměnné ultrazvukové rovinné vlnění bude pohyb harmonicky se pohybující částice prostředím popsán rovnicí [1]

$$u = U \cdot \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \quad (1)$$

a amplituda akustického tlaku P je pak

$$P = \omega U \rho c, \quad (2)$$

kde U je amplituda výchylky, ρ hustota prostředí, c rychlost šíření vlnění a x je vzdálenost na ose x . Pro tlak p pak platí [6]:

$$p = Z \cdot v, \quad (3)$$

kde Z je akustická impedance a v je akustická rychlost. Tato rovnice je z hlediska elektromechanické analogie označována jako Ohmův zákon pro akustické pole [6].

2.1.2 Akustická impedance

Akustická impedance je podobně jako elektrická obecně veličinou komplexní, díky fázovému posunu mezi tlakem a rychlostí uzv vlny v uvažovaném místě. Zvláštní případ nastává u postupné rovinné nebo kulové vlny v neohrazeném prostředí. Tam je akustická impedance rovna vlnovému odporu prostředí [1]

$$Z = \rho \cdot c . \quad (4)$$

2.1.3 Intenzita ultrazvuku

Intenzita ultrazvuku I nebo také střední hodnota měrného výkonu je určena střední hodnotou energie E_s , která projde za jednotku času jednotkovou plochou orientovanou kolmo na směr šíření vlnění. Můžeme proto psát [6]:

$$I = \frac{1}{T} \int_0^T E_s \cdot dt = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 U^2 = \frac{1}{2} \rho c \cdot V^2 , \quad (5)$$

kde V je amplituda akustické rychlosti.

Zavedeme-li jako v elektrotechnice efektivní veličiny akustického tlaku p_{ef} a akustické rychlosti v_{ef} [4]

$$p_{ef} = \frac{P}{\sqrt{2}} , \quad v_{ef} = \frac{V}{\sqrt{2}} , \quad (6), (7)$$

kde P je amplituda akustického tlaku, můžeme jejich pomocí definovat intenzitu ultrazvukové vlny vztahem [4]

$$I = p_{ef} v_{ef} = \frac{1}{2} P V = \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho c} \quad (8)$$

Toto platí za podmínky uvedené v rovnici 1.

2.1.4 Akustický výkon

Akustický výkon v prostředí stanovíme z výrazu [6]

$$N = \oint_S I \cdot ds \quad (9)$$

jako plošný integrál intenzity ultrazvuku na ploše vymezené uzv měničem. Podobně jako v elektrotechnice je i v ultrazvukové technice nutné přizpůsobit akustickou impedanci zdroje ultrazvuku (uzv měniče) vlnovému odporu prostředí. Dosáhneme tím optimálního přenosu uzv energie z měniče do prostředí a tím tedy maximálního akustického výkonu v prostředí [6].

Po zjednodušení vztahu 9 tedy pro výkon platí [1]:

$$N = I \cdot S. \quad (10)$$

2.2 VYZAŘOVÁNÍ ULTRAZVUKOVÝCH ZDROJŮ

2.2.1 Blízké pole (Fresnelova oblast)

Nejjednodušší zdroj vyzařující ultrazvukové vlny je zdroj bodový. Tento zdroj vyzařuje ultrazvuk stejnoměrně na všechny strany. Jiným zdrojem ultrazvukových vln je destička, jejíž všechny body na povrchu kmitají se stejnou amplitudou a fází. Tento způsob kmitání označujeme jako pístový. Akustický tlak způsobený vlnami vyzařovanými ze zdroje, má na ose vyzařování svá maxima a minima. Maxima jsou ve vzdálenostech [4]

$$l_{n \max} = \frac{D^2 - \lambda^2 (2n + 1)^2}{4\lambda(2n + 1)}, \quad n = 0, 1, 2, 3, \dots \quad (11)$$

a vzdálenost minim od zdroje je

$$l_{n \min} = \frac{D^2 - 4\lambda^2 n^2}{8\lambda n}, \quad n = 0, 1, 2, 3, \dots, \quad (12)$$

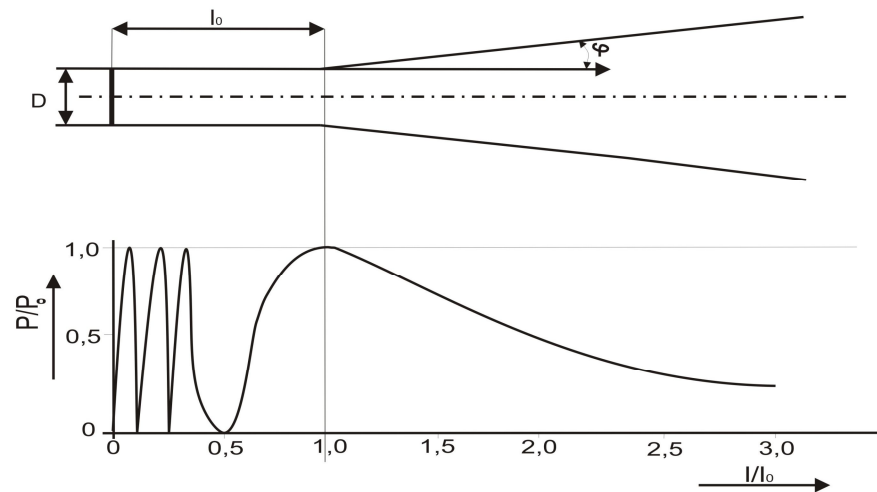
kde D je průměr zdroje a l je vzdálenost na ose od zdroje.

Z rovnic 11 a 12 je vidět, že se zvyšujícím se číslem n dostáváme maxima a minima bližší k měniči, kde se jejich hustota zvyšuje. Nejvýznamnější je poloha

posledního maxima na ose zdroje, která je ve vzdálenosti l_0 udávající zároveň délku blízkého pole. Platí [4]:

$$l_0 = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}. \quad (13)$$

Pro maxima akustického tlaku blízká poslednímu potom přibližně platí, že jsou v jedné třetině, pětině a sedmině délky blízkého pole a minima jsou v jedné polovině, čtvrtině a osmině této délky (viz obr. 1) [4].



Obr. 1: Rozdělení pole uzv měniče na blízkou a vzdálenou oblast [6]

Vznik maxim a minim akustického tlaku, která se vyskytují nejen na ose, nýbrž v celém blízkém poli, lze vysvětlit interferencemi ultrazvukových kmitů, přicházejících do určitého místa z různých bodů zdrojů s různou fází. Akustický tlak v tomto místě je výslednicí amplitud a fází všech dílčích vln. Proto jsou v celém blízkém poli složité amplitudové a fázové poměry. Blízké pole se vyznačuje tím, že v něm nedochází k rozbíhání ultrazvukového svazku [4].

Vznik interferencí, na nichž rozložení akustického tlaku závisí, je podmíněn i tím, zda zdroj kmitá v přechodném stavu, který se velmi často výrazně uplatní při impulsovém vysílání. Zatímco při ustáleném stavu interferují v ultrazvukovém poli vlny vysílané ze všech bodů zdroje, nemusí tomu tak být při krátkém impulsu.

V přechodném jevu na počátku a konci impulsu dochází někdy i k tvarovému zkreslení kmitů [4].

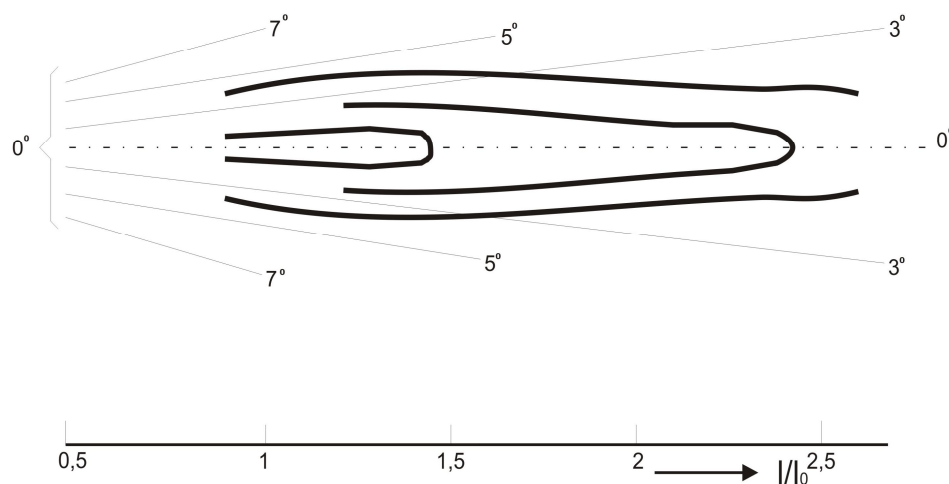
Akustický tlak v blízkém poli obdélníkového zdroje vykazuje podstatně menší rozdíly mezi maximy a minimy akustického tlaku. Délka blízkého pole udává rovněž vzdálenost posledního maxima na ose jako u zdroje kruhového a lze ji přibližně vyjádřit vztahem [4]

$$l_0 \approx \frac{4a^2}{\lambda} \frac{(1+n^2)(1-0,5n)}{\pi}, \quad (14)$$

kde $n = b/a \leq 1$ je poměr stran obdélníku a $2a$, $2b$ jsou délky stran.

2.2.2 Vzdálené pole (Fraunhoferova oblast)

Ve vzdálenosti větší, než je poslední maximum akustického tlaku na ose zdroje, začíná tzv. vzdálené pole, kde akustický tlak klesá rovnoměrně se vzdáleností na ose zdroje. Na rozdíl od blízkého pole nezůstává průřez ultrazvukového svazku konstantní, nýbrž dochází k jeho rozbíhání (jak je patrné z obr. 1). Mimo osu se vyskytují extrémní akustického tlaku na začátku vzdáleného pole. Vyzařovací diagram ultrazvukového zdroje ve vzdáleném poli je zobrazen na obr. 2 [4].



Obr. 2: Vyzařovací diagram měniče ve vzdáleném poli [6]

Vzdálené pole teoreticky začíná na konci pole blízkého. Prakticky je ovšem mezi koncem blízkého pole a začátkem pole vzdáleného přechodná oblast, protože akustický tlak na ose zdroje neklesá lineárně se vzdáleností. Pro technické účely je vhodné definovat jako začátek vzdáleného pole vzdálenost od zdroje, ve které se na ose sondy odchyluje akustický tlak např. o 1dB [4].

3. METODY MĚŘENÍ INTENZITY ULTRAZVUKU

3.1 TLAK ZÁŘENÍ

Tyto metody měření patří k nejrozšířenějším. Kromě uzv vah jsou známé torzní váhy, uzv aerometr, měření odvozená z působení tlaku záření na kovové kuličky rozptýlené ve vodě a vznik proudění v kapalině. V následujících podkapitolách popíšeme uzv váhu s a bez zavěšeného reflektoru [6].

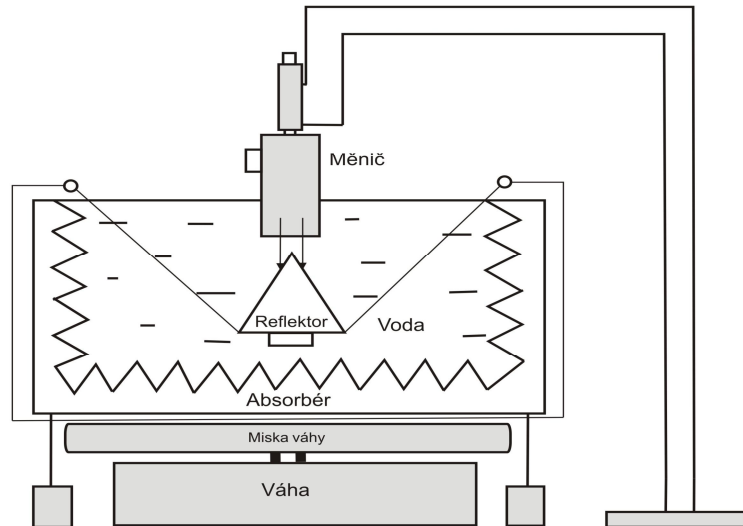
Na překážkách vložených do šířící se uzv vlny se akustický tlak nemění přesně harmonicky, ale je částečně zkreslený. Střední hodnota tlaku proto není nulová. Tlak uzv záření je frekvenčně nezávislou veličinou přímo úměrnou intenzitě uzv. Podstata měření spočívá v tom, že do uzv svazku vložíme odraznou plochu (reflektor - destičku či kuličku), jejíž rozměry jsou řádově větší než délka vlny uzv v daném prostředí. Měříme tak integrální hodnotu tlaku záření [6].

Experimentálně bylo ověřeno, že pokud dopadající uzv vlna na překážku je zcela absorbována, je síla způsobená tlakem záření úměrná akustickému výkonu [6]:

$$F = \frac{N}{c} \quad (15)$$

3.1.1 Ultrazvuková váha se zavěšeným reflektorem

Reflektor je zavěšen ve vodě, na držáku, pomocí závěsu z materiálu s minimálním rušivým vlivem (například tenkými drátky), aby se zamezilo odrazu od tohoto závěsu. Držák reflektoru je spojen přímo s miskou váhy. Samotná měřicí nádrž má na stěnách připevněny absorbéry, je umístěna na vlastních stojanech a nemá tak na vážení vliv. Ultrazvukový měnič je umístěn nad reflektorem a během měření vyzařuje přímo na něj. Tato konfigurace (viz obr. 3) je vhodná pro rozsahy užívané v terapii a běžně se užívá pro komerční měřiče výkonu [3].



Obr. 3: Ultrazvuková váha se zavěšeným reflektorem [3]

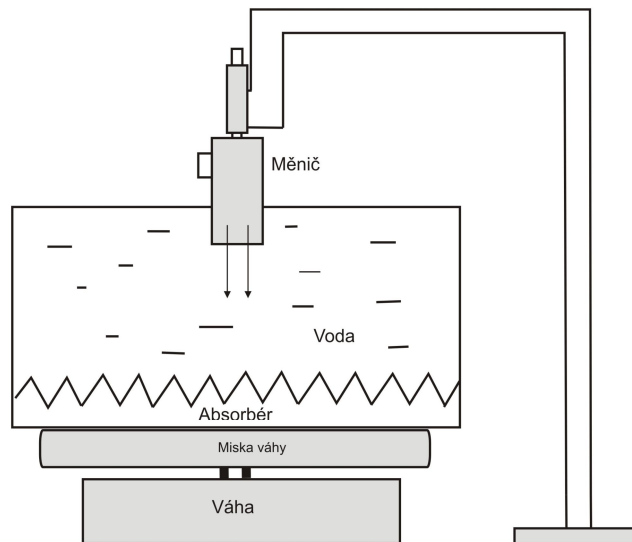
Výhodou tohoto systému je v jednoduchosti jeho použití a nastavení. Jelikož je celková hmotnost reflektoru a držáku nízká, lze při měření použít váhu s nízkou nosností a dosáhnout tím snížení nákladů. Ačkoliv je chyba měření s touto konfigurací pro terapeutické rozsahy nízká, stabilita váhy se při výkonu pod 500 mW snižuje [3].

3.1.2 Ultrazvuková váha bez zavěšeného reflektoru

V této konfiguraci je cíl spojen přímo s miskou váhy a proto je vzhledem k celkové hmotnosti cíle měřena jen malá odchylka. Proto je nutno oproti předchozí metodě, použít váhu s mnohem větší nosností [3].

Cíl sestává z měřicí nádrže, jejíž dno je pokryto absorbérem. Ultrazvukový měnič je opět umístěn nahoře nad nádrží a vyzařuje směrem dolů (viz obr. 4). Ačkoliv tato konfigurace není komerčně využitelná, její potenciál spočívá v její jednoduchosti a možnosti sestavit ji ještě levněji, než konfiguraci předchozí. Ovšem hlavní výhodou této konfigurace je její stabilita. V porovnání s váhou se zavěšeným

reflektorem je její použitelný měřicí rozsah již od zhruba 50 mW až do 10 W a to při přijatelné přesnosti. Oproti tomu hlavní nevýhodou je vyšší cena váhy s vyšší nosností [3].



Obr. 4: Ultrazvuková váha bez zavěšeného reflektoru [3]

3.1.3 Absorbéry

Za předpokladu platnosti rovnice 14 musí absorbér zcela pohltit dopadající ultrazvukovou vlnu. Zatímco takovýto ideální absorbér nelze v praxi realizovat, lze pomocí zvuk neodrážejících materiálů realizovat absorbér s podobnými vlastnostmi. Vhodnost použitého materiálu lze specifikovat dvěma podmínkami – činitel odrazu musí být menší než 5 % a materiál musí absorbovat nejméně 99 % příslušné ultrazvukové energie. Proto se v praxi používají pružné pryžové materiály, vlákna a vaty různých typů, či polyetylenová žebra a kartáče [3], [6].

3.2 KALORIMETR

Ultrazvukové měniče, které pracují s větším vyzářeným akustickým výkonem v oblasti kmitočtů 0,6 až 2 MHz, lze jednoduše cejchovat kalorimetricky podle

ohřevu olejové lázně nebo v kalorimetru k tomuto účelu zvláště upraveném (v prostředí absorbovaná ultrazvuková energie se mění na teplo). Je-li c_p měrné teplo kapaliny v objemu V , do kterého ultrazvukový měnič vysílá, pak akustický výkon měniče bude [1]

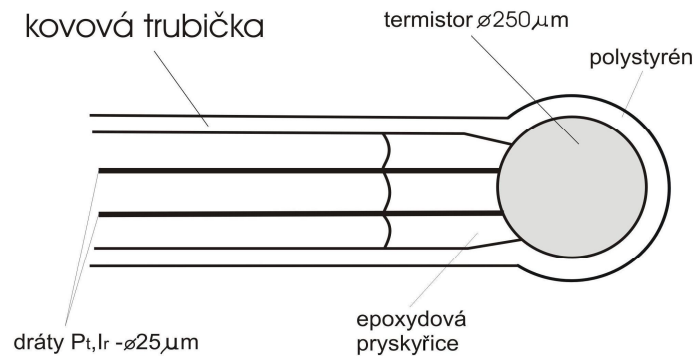
$$N = 1,18 \cdot \frac{c_p \cdot \rho \cdot V \cdot \Delta T}{t}, \quad (16)$$

kde ΔT je rozdíl teplot před a po ozvučení a t je doba ozvučení. Přesně lze stanovit parametry měření tím, že do lázně, ve které se má provádět akustické měření, zavedeme topné tělísko, kterým necháme procházet takový proud, aby za stejnou dobu ohřál kapalinu na stejnou teplotu jako uzv vlnění. Potom elektrický výkon potřebný k ohřátí kapaliny odpovídá akustickému výkonu absorbovanému kapalinou [6].

3.3 TERMISTORY

Termistory jsou polovodičové prvky s výraznou teplotní závislostí odporu. Kromě jiného se používají k měření velmi malých výkonů při vysokých frekvencích. Většina termistorů pracuje s tepelným vybudováním nosičů proudů a proto jejich teplotní součinitel odporu je záporný (NTC). Termistory s obzvláště velkým kladným teplotním součinitelem odporu se vyrábějí z piezokeramických materiálů. Termistory se vyrábějí technologií kovové keramiky z polykrystalických polovodičových materiálů na bázi oxidu niklu, manganu, kobaltu, železa a titanu. Konstrukční uspořádání termistorové sondy je naznačeno na obr. 5 [6].

Při měření zapojujeme termistorovou sondu do obvodu zvaného termistorový můstek – obdoba Wheatstoneova můstku. Tyto sondy jsou vhodné pro měření malých hodnot intenzit ultrazvuku. Cejchování provádíme některou jinou měřicí metodou [6].



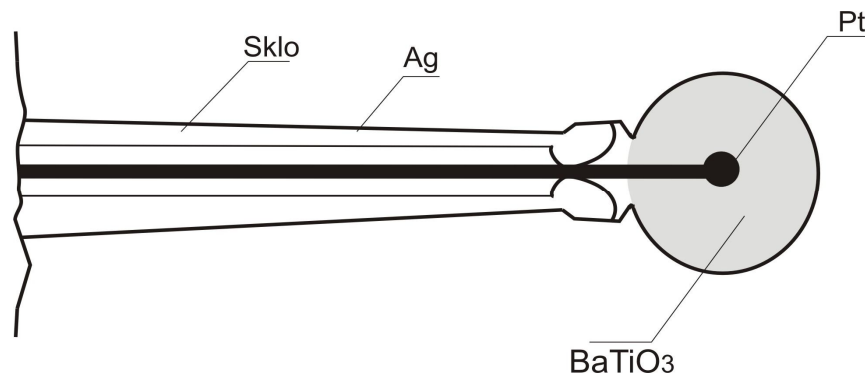
Obr. 5: Termistorová sonda [6]

3.4 HYDROFON

Měření intenzity hydrofonem (piezoelektrickou sondou) má oproti jiným metodám výhodu v relativně velké citlivosti. Můžeme měřit intenzity od 100 W/m^2 (10 mW/cm^2). Abychom měřící sondou nenarušili tvar uzv pole, musí být její rozměry menší než délka uzv vlny. Použijeme-li k měření sondu s rozměry podstatně většími než délka vlny, měříme střední hodnotu intenzity dopadajícího vlnění na sondu [6].

Nevýhodou hydrofonů je jejich frekvenční závislost v blízkosti vlastní rezonance. K měření proto používáme měniče s rezonanční frekvencí podstatně vyšší než je frekvence měřeného vlnění. Citlivost sondy se tím sice sníží, ale její frekvenční charakteristika je v určitém pásmu vyrovnaná. Tyto sondy se s výhodou používají i pro mapování uzv polí [6].

Základem hydrofonu je piezoelektrický měnič. Používá se pro rozsah pracovních frekvencí vyšších než 100 kHz . Tyto měniče využívají přímého a nepřímého piezoelektrického jevu. Přímý piezoelektrický jev popisuje vznik elektrických nábojů na plochách měniče při jeho namáhání v tlaku, tahu či krutu. Vznik mechanických deformací vlivem působícího elektrického jevu je označován jako nepřímý piezoelektrický jev. Schématický řez sondou je na obr. 6 [6].



Obr. 6: Bodová piezoelektrická sonda [6]

Základním parametrem měřeným pomocí hydrofonu je akustický tlak, který je závislý na pozici v uzv poli a na čase. Ke zjištění žádaných, prostorově špičkových hodnot akustického tlaku je nutné prozkoumat posouváním hydrofonu oblast měřeného uzv pole tak, aby bylo nalezeno místo s maximální amplitudou napětí. Toto napětí je měřeno a zaznamenáváno pomocí osciloskopu. Pro akustický tlak pak platí vztah [7]:

$$p = \frac{U}{M}, \quad (17)$$

kde U je amplituda měřeného napětí a M je citlivost hydrofonu.

Hodnoty výkonu a intenzity pulzního ultrazvuku jsou odvozeny z hodnot tlaku p , naměřených v osových maximech průběhu tlaku. Zjišťovanými intenzitami jsou prostorově špičková-časově špičková I_{SPTP} , prostorově špičková-pulzně průměrná I_{SPPA} , prostorově špičková-časově průměrná I_{SPTA} a prostorově průměrná-časově průměrná intenzita I_{SATA} . Za předpokladu, že je postupná rovinná vlna aproximována, je intenzita ultrazvuku úměrná kvadrátu akustického tlaku. Pro I_{SPTP} platí [7]:

$$I_{SPTP} = \frac{p^2}{Z_0} = \frac{U^2}{M^2 \cdot Z_0}, \quad (18)$$

kde Z_0 je akustická impedance.

Intenzita I_{SPPA} je dána jako integrál mocniny zaznamenaného průběhu napětí v závislosti na čase [7]:

$$I_{SPPA} = \frac{\int p^2 dt}{Z_0 \cdot t_d} = \frac{\int U^2 dt}{M^2 \cdot Z_0 \cdot t_d}, \quad (19)$$

kde t_d je čas trvání pulzů.

Pro intenzitu I_{SPTA} platí [7]:

$$I_{SPTA} = \frac{\int U^2 dt}{M^2 \cdot Z_0 \cdot T} = \frac{I_{SPPA} \cdot t}{T}, \quad (20)$$

kde T je perioda, s jakou dochází k opakování pulzů.

Intenzita I_{SATA} je dána vztahem [7]:

$$I_{SATA} = \frac{\int I_{SPTA} dA}{A}, \quad (21)$$

kde A je jednotková plocha, kterou prochází ultrazvukové vlnění.

Výkon ultrazvuku lze pak vyjádřit vztahem [7]:

$$N = \int_A I_{SATA} dA \approx I_{SATA} \cdot A. \quad (22)$$

4. URČENÍ ABSOLUTNÍ HODNOTY VÝKONU ULTRAZVUKU TERMOAKUSTICKÝMI SENZORY

Protože se ultrazvukové vlny šíří v pevných, kapalných nebo plynných látkách, dochází vždy ke ztrátě části energie způsobené absorpcí a rozptylem. Zatímco rozptýlená energie pokračuje jako ultrazvuková vlna, absorbovaná energie se přeměňuje v teplo. Změna teploty v prostředí šíření, závisí na akustických a tepelných vlastnostech prostředí které uvažujeme a také na výkonu příslušné ultrazvukové vlny. Termoakustický efekt může tedy použít k určení ultrazvukového výkonu a ke kalibrování ultrazvukových měničů [2].

Níže popíšeme činnost dvou typů termoakustických senzorů vhodných pro určení výkonu ultrazvukových vln. Nejpodstatnější součástí obou typů (dvouvrstvý senzor a jednovrstvý senzor), je deska z pevného ultrazvukově absorpčního materiálu, který přeměňuje ultrazvukovou vlnu na teplo. Výslednou změnu teploty měříme tenkovrstvým termočlánekem nebo malými termistory [2].

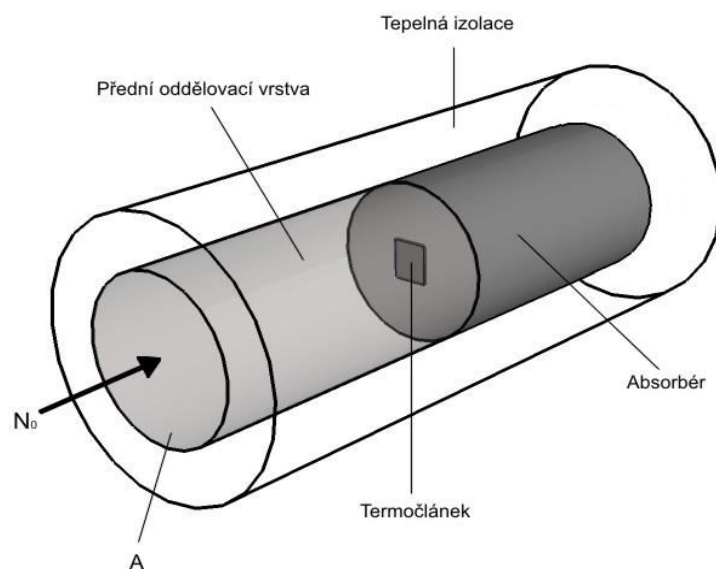
Z teorie vyplývá, že ve stavu tepelné rovnováhy je způsobené zvýšení teploty v absorbovaném materiálu přesně úměrné výkonu příslušné ultrazvukové vlny a že absolutní hodnota ultrazvukového výkonu může být určena za předpokladu, že jsou známy tepelné vodivosti a činitel akustické absorpce použitých materiálů [2].

V případě ideálního termoakustického dvouvrstvého senzoru sestávajícího z absorbujícího a neabsorbujícího materiálu, je vztah odvozený od teplotního nárůstu a výkonu ultrazvuku extrémně jednoduchý. Bohužel, tento senzor nelze realizovat, protože materiály mající nízké absorpční koeficienty nejsou pro MHz rozsahy frekvencí vhodné pro jeho konstrukci. Za těchto podmínek má jednovrstvý senzor (skládající se pouze z absorbéru s nezbytnými tepelnými a akustickými vlastnostmi), při určování absolutní hodnoty výkonu ultrazvuku oproti dvouvrstvému senzoru, několik výhod. Z tohoto důvodu je jednovrstvý senzor teoreticky lépe zpracován a používán pro měření [2].

4.1 IDEÁLNÍ DVOUVRSTVÝ SENZOR

Zatímco teplota vznikající při absorpci ultrazvuku uvnitř termoakustického senzoru je velice složitou funkcí času, počáteční rychlost změny teploty v čase a maximální teplotní nárůst dosažený ve stavu tepelné rovnováhy, lze vypočítat poměrně snadno. Nicméně nevýhodou této metody je poměrně dlouhá doba do dosažení tepelné rovnováhy (obvykle několik minut) [2].

Obrázek 7 ukazuje schématické znázornění dvouvrstvého termoakustického senzoru. Skládá se z přední oddělovací a zadní absorpční vrstvy (absorbéru). Povrchy na boční a na zadní straně senzoru jsou tepelně izolovány. Akusticky průchodná přední oddělovací vrstva se skládá z málo tepelně vodivého materiálu a jejím účelem je oddělit teplotní sondu od vnější vodní lázně. Funkcí absorbéru je přeměnit energii vyskytujících se ultrazvukových vln na teplo. Umístíme-li senzor do pole ultrazvukového měniče, teplota jeho vnitřního prostoru začne stoupat. Tato změna teploty je měřena teplotní sondou, např. tenkovrstvým termočlánkem napařeným na zadní povrch oddělovací vrstvy, jak je znázorněno na obr. 7 [2].



Obr. 7: Zobrazení dvouvrstvého termoakustického senzoru [2]

Ačkoliv lze senzor realizovat i bez postranní izolace, je její použití velice výhodné, jelikož pak se teplo vyprodukované uvnitř senzoru může uvolňovat pouze přes povrch přední vrstvy. Přední povrch je jediný povrch senzoru, který není tepelně izolován, ale je v kontaktu s vodou v měřicí nádrži a tím je ultrazvukové vlně umožněn vstup do termoakustického senzoru [2].

Pro zjednodušení výpočtu teplotní změny ΔT_i na rozhraní dvouvrstvého senzoru, předpokládáme, že přední vrstva je z neabsorbujícího materiálu. V takovém případě lze tento senzor nazvat ideálním termoakustickým dvouvrstvým senzorem. Pokud nedochází k absorpci, nevzniká v přední vrstvě žádné teplo. Proto je ve stádiu teplotní rovnováhy poměr tepelného toku \dot{Q} nezávislý na vzdálenosti x od povrchu senzoru a teplota $T(x)$ je (vzhledem k vyrovnání tepelného toku) lineární funkcí x v přední vrstvě (viz obr. 8) [2]:

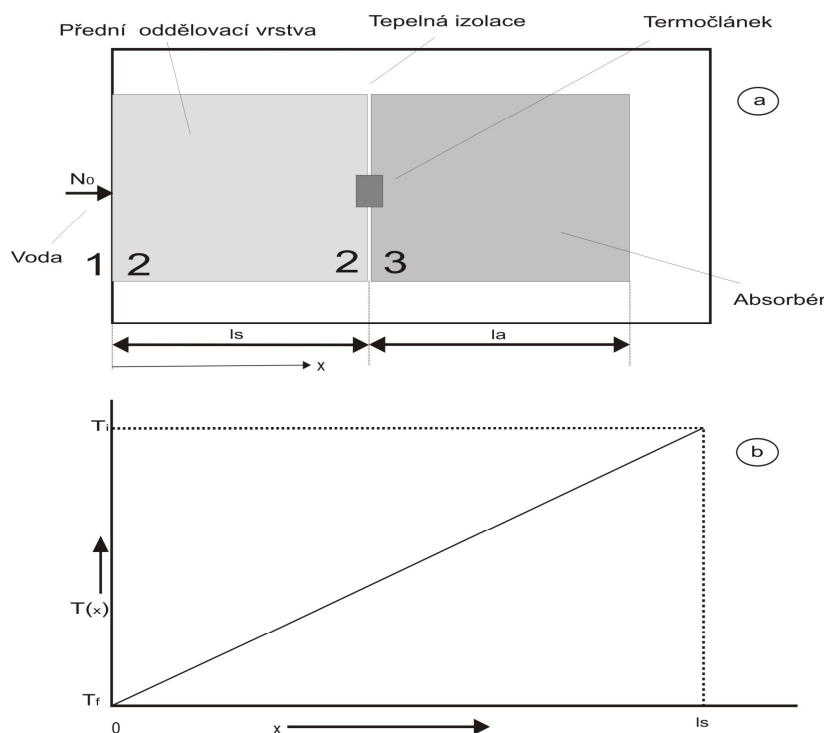
$$\dot{Q} = \lambda_s A \frac{T_i - T_f}{l_s} = \lambda_s A \frac{\Delta T_i}{l_s}, \quad (23)$$

kde λ_s je tepelná vodivost, A plocha průřezu, l_s délka přední vrstvy, T_i teplota na rozhraní vrstev a T_f je teplota na předním povrchu senzoru, vše ve stavu tepelné rovnováhy. Za předpokladu, že délka l_a absorbéru je dostatečně velká, aby byla ultrazvuková energie vstupující do absorbéru kompletně přetransformovaná na teplo a pomineme-li vliv několikanásobně odražených ultrazvukových signálů v přední vrstvě, můžeme teplo dQ/dt produkované uvnitř absorbéru za jednotku času vyjádřit vzorcem [2]:

$$\frac{dQ}{dt} = D_{1,2} D_{2,3} N_0, \quad (24)$$

kde $D_{1,2}$ je činitel intenzity přenosu předního povrchu, $D_{2,3}$ činitel intenzity přenosu rozhraní senzoru a N_0 je výkon ultrazvukového signálu vyskytujícího se v měřicí nádrži ve vzdálenosti $x = 0$. Při tepelné rovnováze jsou teplo dQ/dt produkované uvnitř absorbéru a poměr tepelného toku \dot{Q} v přední vrstvě identické. Výkon vyskytující se ultrazvukové vlny můžeme vyjádřit vzorcem [2]:

$$N_0 = \frac{\lambda_s A \Delta T_i}{D_{1,2} D_{2,3} l_s}. \quad (25)$$



Obr. 8: Bokorys dvouvrstvého termoakustického senzoru (a) a graf teploty $T(x)$ v přední vrstvě po vložení senzoru do ultrazvukového pole (b) [2]

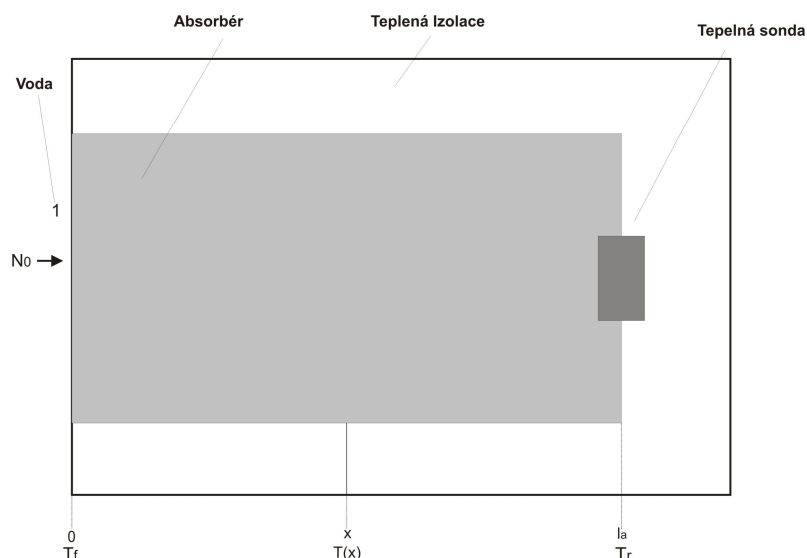
Z rovnice 25 je patrný poměr výkonu ultrazvuku N_0 ke změně teploty ΔT_i . N_0 lze stanovit za předpokladu, že ΔT_i je změřeno a pokud A , l_s , $D_{1,2}$, $D_{2,3}$ a λ_s jsou známé [2].

Proto, aby byl ideální dvouvrstvý senzor dostatečně citlivý, měla by tepelná vodivost λ_s přední vrstvy být co nejmenší a její akustická impedance Z_2 pokud možno souhlasit s impedancí Z_1 vody v měřicí nádrži. Pouze když je druhá podmínka splněna, platí že $D_{1,2} \approx 1$ a velká část vyskytující se ultrazvukové energie vstupuje do přední vrstvy. Jelikož neexistují žádné materiály, které by měly akustickou impedanci podobnou vodě a zanedbatelný koeficient absorpce v MHz frekvenčním rozsahu, nemůže být ideální dvouvrstvý senzor realizován a absorpce v přední vrstvě musí být při určování absolutní hodnoty výkonu ultrazvuku reálného dvouvrstvého senzoru brána v úvahu [2].

4.2 TERMOAKUSTICKÝ JEDNOVRSTVÝ SENZOR

Jelikož ideální dvouvrstvý senzor nelze realizovat, popíšeme v této kapitole jednovrstvý senzor (tzv. izolovaný absorbér), kterým jej lze poměrně spolehlivě nahradit [2].

Schématické znázornění jednovrstvého senzoru je patrné z obr. 9. Od dvouvrstvého senzoru se liší pouze chybějící přední oddělovací vrstvou a teplotní sondou na zadní straně absorbérů [2].



Obr. 9: Zobrazení jednovrstvého termoakustického senzoru [2]

4.2.1 Nárůst teploty v silně absorbujících materiálech

Za předpokladu, že ultrazvuková vlna vstupující do jednovrstvého senzoru je úplně přeměněna na teplo předtím, než dosáhne zadního povrchu absorbérů a pokud absorpční koeficient α_a není roven nule, pak výkon [2]:

$$N_1(x) = D_{1,3} N_0 e^{-\alpha_a x} \quad (26)$$

ultrazvukové vlny na absorpční vrstvě je funkcí x , kde $D_{1,3}$ je činitel intenzity přenosu předního povrchu senzoru. Teplo $\dot{q}_1(x)$ vytvořené za jednotku času ve

vzdálenosti x je přesně rovno výkonu ultrazvuku $\alpha_a N_1(x)$ absorbovanému při stejné vzdálenosti [2]:

$$\dot{q}_1(x) = \alpha_a N_1(x). \quad (27)$$

Protože absorbér je tepelně izolovaný (vyjma předního povrchu), může uvnitř vyprodukované teplo téci, po dosažení tepelné rovnováhy, pouze do předního vrstvy senzoru. Poměr tepelného toku $\dot{Q}_1(x)$ ve vzdálenosti x je proto rovný teplu vyprodukovanému za jednotku času uvnitř absorbéru mezi x a l_a (viz obr. 9) [2]:

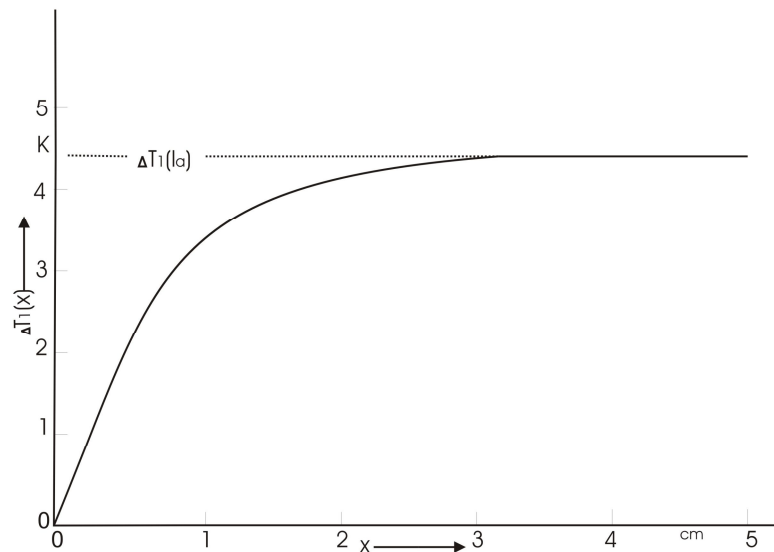
$$\dot{Q}_1(x) = D_{1,3} N_0 (e^{-\alpha_a x} - e^{-\alpha_a l_a}) = \lambda_a A \frac{dT_1(x)}{dx}. \quad (28)$$

Poslední vztah vyplývá z rovnice tepelného toku a značí podíl poměru toku tepla $\dot{Q}_1(x)$ k teplotnímu gradientu $dT_1(x)/dx$ (srov. rov. 23), kde λ_a je tepelná vodivost materiálu, z kterého je vyroben absorbér. Začleněním rovnice 28 získáme změnu teploty $\Delta T_1(x) = T_1(x) - T_f$ v absorbéru ve vzdálenosti x [2]:

$$\Delta T_1(x) = \frac{D_{1,3} N_0}{\alpha_a \lambda_a A} (1 - e^{-\alpha_a x} - \alpha_a x e^{-\alpha_a l_a}). \quad (29)$$

Změna teploty $\Delta T_1(x)$, která je zobrazena na obr. 4.4, byla spočítána z rovnice 29 pro jednovrstvý senzor umístěný ve stacionárním ultrazvukovém poli ($N_0 = 100$ mW, $f = 5$ MHz). Předpokládáme, že se válcový absorbér (viz obr. 9) skládá z plexiskla, při předpokládané délce $l_a = 5$ cm a ploše průřezu $A = 7,1$ cm². Z obr. 10 je patrné, že teplotní gradient $dT_1(x)/dx$ je nejvyšší při $x = 0$, tedy na předním povrchu senzoru. Při $x = 4$, změna teploty $\Delta T_1(x)$ dosahuje téměř maximální hodnoty. Následně je ultrazvuková vlna kompletně přetransformována na teplo poté, co dosáhne v absorbéru do vzdálenosti přibližně 4 cm [2].

Pro x větší než 4 je teplotní gradient $dT_1(x)/dx = 0$, protože výkon $N_1(x)$ ultrazvukového signálu je příliš malý na to, aby bylo vyprodukováno zaznamenatečné teplo [2].



Obr. 10: Závislost změny teploty $\Delta T_1(x)$ na vzdálenosti x , vypočtené z rovnice 29 pro jednovrstvý senzor z plexiskla umístěný ve statickém uzv poli [2]

4.2.2 Efekt vícenásobně odražených vln

Jestliže je absorbér ze slabě absorbujícího materiálu nebo jeho délka l_a není dostatečně velká, potom je vyskytující se ultrazvuková vlna při dopadu na zadní povrch absorbéru přeměněna na teplo pouze částečně. Z tohoto důvodu musí být uvažována vlna odražená na zadním povrchu absorbéru. Jestliže je ultrazvuková vlna úplně odražena na zadním povrchu, potom je její výkon ve vzdálenosti x [2]:

$$N_2(x) = D_{1,3} N_0 e^{-\alpha_a (2l_a - x)} \quad (30)$$

a teplo vytvořené odraženou vlnou za jednotku času a délky je:

$$\dot{q}_2(x) = \alpha_a N_2(x). \quad (31)$$

Příspěvek $\Delta T_2(x) = T_2(x) - T_f$ odražené vlny k teplotní změně ve vzdálenosti x může být odvozen z rovnic 30 a 31 [2]:

$$\Delta T_2(x) = \frac{1}{\lambda_a A} \int_0^x \left(\int_{\xi}^{l_a} q_2(\zeta) d\zeta \right) d\xi = \frac{N_2(l_a)}{\alpha_a \lambda_a A} (\alpha_a x + e^{-\alpha_a l_a} - e^{-\alpha_a(l_a-x)}). \quad (32)$$

kde $N_2(l_a)$ je výkon odražené ultrazvukové vlny při $x = l_a$.

Pokud se stane, že odražená vlna není úplně absorbovaná, když se dostane na přední povrch absorbéru, musíme zahrnout i příspěvek odražené vlny na předním povrchu. Pokud vezmeme v úvahu vícenásobně odražené ultrazvukové vlny, změna teploty $\Delta T(x)$ vzniklá ve vzdálenosti x může být popsána jako [2]:

$$\begin{aligned} \Delta T(x) &= \sum_{n=1}^{\infty} \Delta T_n(x) = \\ &= \sum_{k=1}^{\infty} N_k \frac{1 - e^{-\alpha_a x} - \alpha_a x e^{-\alpha_a l_a}}{\alpha_a \lambda_a A} + \sum_{m=1}^{\infty} N_m \frac{\alpha_a x + e^{-\alpha_a l_a} - e^{-\alpha_a(l_a-x)}}{\alpha_a \lambda_a A}. \end{aligned}$$

$$N_k = D_{1,3} R_{1,3}^{k-1} N_0 e^{-2\alpha_a l_a (k-1)}.$$

$$N_m = D_{1,3} R_{1,3}^{m-1} N_0 e^{-\alpha_a l_a (2m-1)}, \quad (33)$$

kde N_k je výkon ultrazvukových vln šířících se v kladném směru x při $x = 0$, N_m výkon vln šířících se v záporném směru x při $x = l_a$ a n, k a m jsou celá kladná čísla [2].

4.2.3 Závislost frekvence na teplotní změně zadního povrchu

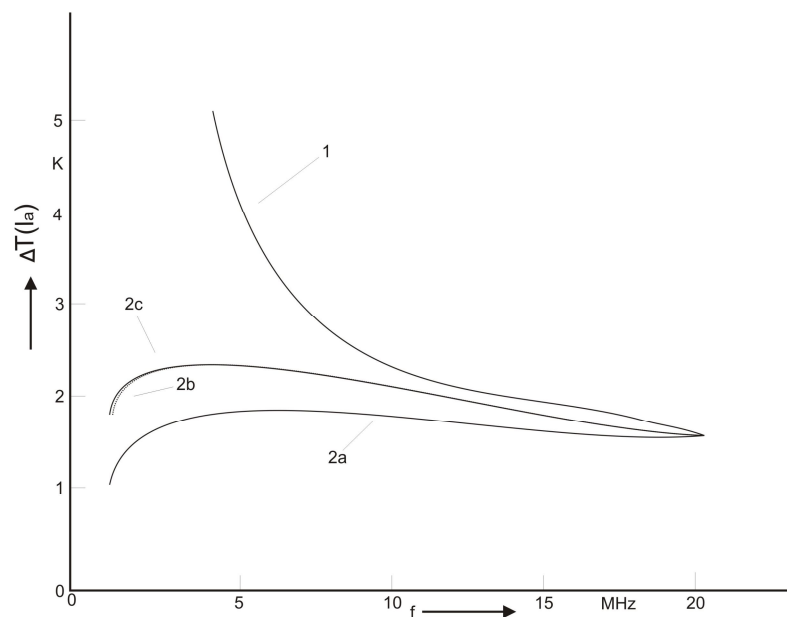
Pro silně absorbující materiály, tj. pro absorbéry délky l_a , která je dostatečně velká na to, aby se vlna úplně přeměnila na teplo před dosažením zadního povrchu, vyplývá teplotní změna $\Delta T_1(l_a)$ z rovnice 29 [2]:

$$\Delta T_1(l_a) = \frac{D_{1,3} N_0}{\alpha_a \lambda_a A}. \quad (34)$$

V této rovnici je absorpční koeficient α_a jediná frekvenčně závislá veličina. Křivka 1 na obrázku 11 ukazuje teplotní změnu $\Delta T_1(l_a)$ vypočtenou z rovnice 34 pro absorbér z plexiskla. Rovnice 34 umožňuje z $\Delta T_1(l_a)$ velice jednoduše určit výkon N_0 , vyskytujícího se ultrazvukového signálu. Nicméně, abychom splnili podmínku,

že co nejvíce energie vyskytující se ultrazvukové vlny je přetransformováno na teplo před dosažením zadního povrchu, musí být délka l_a absorbéru při nízkých frekvencích velice velká. Jestliže se má, například, absorbovat 99,9% ultrazvukové energie v rozmezí $0 \leq x \leq l_a$ (viz obr. 4.3), musí být délka l_a rovna $-\ln(0,001)/\alpha_a$ nebo větší. Pokud použijeme jako absorpční materiál plexisklo, je dostačující délka l_a pro frekvenci 5 MHz 5 cm, ale pro frekvenci 2 MHz je zapotřebí již 10 cm [2].

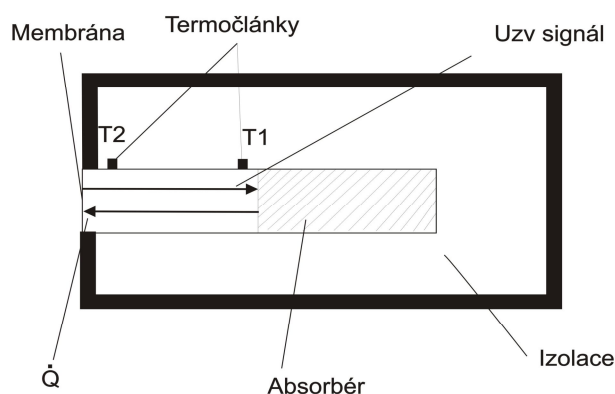
Nevýhoda takto dlouhých absorbérů je, že je nutno čekat poměrně dlouhou dobu než je dosaženo tepelné rovnováhy. Z tohoto důvodu je vhodné používat absorbéry kratší, u kterých musíme pro výpočet frekvenční závislosti $\Delta T(l_a)$ použít rovnici 33. Teplotní změna $\Delta T(l_a)$ vypočtená z rovnice 33 pro 1 cm dlouhý jednovrstvý senzor (plexisklo) je zobrazena na obr. 11. Křivka 2a reprezentuje první člen ($k = 1$) rovnice 33, křivka 2b uvažuje také druhý člen ($k = 1, m = 1$) a křivka 2c vyplývá z prvních 3 členů ($k = 1, m = 1, k = 2$) rovnice 33. Jelikož se křivky 2b a 2c liší pouze nevýznamně, můžeme všechny vyšší členy ($k \geq 3, m \geq 2$) rovnice 33 zanedbat. Poté lze teplotní změnu $\Delta T(l_a)$ na zadním povrchu 1 cm dlouhého absorbéru z plexiskla popsat dostatečně přesně pro celý frekvenční rozsah ($1 \text{ MHz} \leq f \leq 20 \text{ MHz}$) křivkou 2c [2].



Obr. 11: Změna teploty $\Delta T(l_a)$ na zadním povrchu jednovrstvého senzoru z plexiskla, umístěného ve stacionárním ultrazvukovém poli, v závislosti na frekvenci f [2]

4.3 ZDOKONALENÝ JEDNOVRSTVÝ SENZOR

Jelikož ideální dvouvrstvý senzor nelze realizovat a jednovrstvý senzor je frekvenčně závislý a je nutno znát jeho amplitudové spektrum, byl navržen nový jednovrstvý senzor, který řeší nevýhody obou předchozích.



Obr. 12: Zdokonalený termoakustický senzor [8]

Tento senzor (viz obr. 12) umožňuje zjistit výkon ultrazvuku bez znalosti amplitudového spektra. Senzor je navržen tak, že ultrazvukový signál nejprve projde krátký úsek v tepelně izolovaném vnitřním válci, obsahujícím stejné médium (obvykle vodu) jako je v okolí senzoru. Poté signál vstoupí do absorbéru, kde se kompletně přemění na teplo. Za předpokladu, že činitel přenosu intenzity D na rozhraní prostředí uvnitř izolovaného válce a absorbéru je jedna ($D = 1$), je teplo dQ/dt , vytvořené v absorbéru za jednotku času, rovno uzv výkonu N_0 . Pokud je izolace absorbéru od okolního prostředí dokonalá a absorpční koeficient propagačního média je zanedbatelně malý, pak teplo dQ/dt vytvořené v absorbéru za jednotku času je ve stavu tepelné rovnováhy přesně totožné s vyzařovaným teplem \dot{Q} narůstajícím v propagačním médiu [8]:

$$N_0 = \frac{dQ}{dT} = \dot{Q} = \lambda_p \cdot A \cdot \frac{T_1 - T_2}{\Delta x}, \quad (35)$$

kde $(T_1 - T_2)/\Delta x$ je teplotní gradient, λ_p je tepelná vodivost média ve vnitřním válci, A je plocha jeho příčného průřezu, T_1 a T_2 jsou teploty měřené termočláanky a Δx je vzdálenost mezi termočláanky [8].

5. EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ

5.1 TERMOAKUSTICKÝ SENZOR

5.1.1 Konstrukční řešení a realizace termoakustického senzoru

Termoakustický senzor TS1

V průběhu vypracování bakalářské práce bylo navrženo několik různých termoakustických senzorů. Prvním z nich byl senzor navržený podle teorie uvedené v kapitole 4.3. Pro snadnější orientaci v následujícím textu, bude tento senzor označen jako TS1. Technické výkresy tohoto senzoru jsou k nalezení v příloze a zkonstruovaný senzor je na obr. 13. Jelikož senzor musí mít dobré tepelně izolační vlastnosti, byl na jeho výrobu použit polyoximethylen. Základním zvoleným rozměrem byl průměr vnitřního válce 10 mm, v němž je umístěn absorbér. V těsné blízkosti před tímto absorbérem je umístěn první termočlánek. Druhý termočlánek je umístěn co nejbližší vstupu do senzoru, čímž je zajištěna maximální vzdálenost mezi oběma termočládky a tím i největší rozdíl teplot ΔT , který je předmětem měření. Celý vnitřní válec (kromě vstupu do senzoru) je od okolí izolován vzduchovou mezerou, kterou tvoří prostor mezi ním a vnějším válcem. Jelikož během měření byly použity termočládky fy Omega o průměru 1mm, které musely být k dispozici i pro jiná měření, byl průměr děr určených pro termočládky stanoven, kvůli možnosti snadné demontáže, na 1,5 mm. Ze stejného důvodu byly mezery kolem vložených termočládků izolovány modelínou. Vzdálenost mezi termočládky byla 9 mm. Jako médium byla při těchto měřeních použita voda. Vstup do senzoru byl oddělen od okolního prostředí slabou membránou (v našem případě mikrotenovým sáčkem), která by neměla bránit prostupu uzv vlnění. Tento senzor se však během měření příliš neosvědčil, jelikož změřený rozdíl teplot ΔT byl příliš malý. Výsledky měření přesto budou prezentovány v následujícím textu.



Obr. 13: Termoakustický senzor TS1

Termoakustický senzor TS2

Za hlavní příčinu nedostatečné velikosti rozdílu teplot ΔT u senzoru TS1 bylo považováno umístění druhého termočláneku před absorbérů tak, že s absorbérů nebyl v kontaktu. Z tohoto důvodu byl navržen druhý senzor (označen jako TS2), rovněž podle principu uvedeného v kapitole 4.3, ale s tím rozdílem, že druhý termočlánek je již v přímém kontaktu s předním povrchem absorbérů. To má za důsledek to, že je měřen přímo ohřev absorbérů a ne pouze ohřev vody v prostoru před absorbérů.

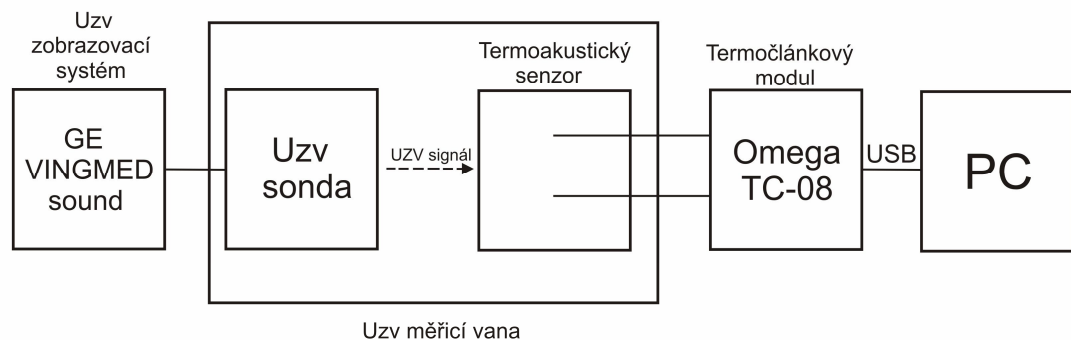
Jelikož na Ústavu přístrojové techniky AV ČR nastaly komplikace s výrobou tohoto senzoru, zkonstruovali jsme senzor v „domácích“ podmínkách. Vnější válec senzoru je tvořena odpadní polypropylenovou trubkou, ve které jsou z obou stran vyjímatelné zátky. V zátku, která tvoří přední stranu senzoru je navrtán otvor, do něhož je vlepen vnitřní válec o průměru 10 mm. Vzdálenost mezi termočláneky byla 13 mm a průměr děr pro termočláneky byl stejný jako u senzoru TS1, tj. 1,5 mm. Díky snadné realizaci byl pro lepší možnosti ověření funkčnosti tento senzor vyroben se třemi typy absorbérů – s vysoce absorbujícím materiálem Aptflex F28 (dále jen Aptflex), s voskem a s lepidlem do tavící pistole fy Pattex (dále jen lepidlo Pattex). Zhotovený senzor je vyobrazen na obr. 14.



Obr. 14: Termoakustický senzor TS2

5.1.2 Měření s termoakustickým senzorem

Všechna měření probíhala v laboratoři ultrasonografie na Ústavu biomedicínského inženýrství. Měření s termoakustickými senzory bylo prováděno v měřicí uzv vaně o rozměrech 64 x 34 x 40 cm, která byla naplněna vodou. Proto, aby se zamezilo nežádoucím odrazům ultrazvukových vln od stěn měřicí vany, byla tato vana na vnitřních stranách obložena absorpčním materiálem. K buzení uzv vlnění byl použit ultrazvukový zobrazovací systém GE VINGMED sound a byla použita 3,5 MHz sonda. Sonda byla zavěšena 5 cm pod vodní hladinou tak, aby byla ve stejné ose jako termoakustický senzor, který byl ve vzdálenosti 8 cm od sondy. Termočlánky termoakustického senzoru byly připojeny k modulu Omega, který byl přes USB rozhraní připojen k PC. V počítači pak byly zaznamenávány hodnoty měřených teplot. Měření byla provedena pro všechny typy absorbérů (tj. absorbér Aptflex, vosk a lepidlo Pattex) a pro 3 výstupní výkony uzv zobrazovacího systému (0dB, -3dB a -6dB; lepidlo Pattex pouze pro 0 dB). Blokované schéma měřicí soustavy je vyobrazeno na obr. 15.



Obr. 15: Blokové schéma měřicí soustavy pro měření s termoakustickým senzorem

Použité přístroje:

- Měřicí uzv vana
- PC
- Termoakustický senzor
- Termočlánekový modul Omega TC-08
- Ultrazvukový zobrazovací systém GE VINGMED sound s 3,5 MHz sondou

Postup výpočtu:

Výpočet výkonu vychází z hodnot naměřených při maximálním výstupním výkonu uzv zobrazovacího systému (tj. 0 dB) termoakustickým snímačem TS2, jehož absorbérem byl vosk. Vektory změřených teplot T_1 a T_2 byly zpracovány v Matlabu tak, abychom zjistili, jaký byl největší rozdíl teplot ΔT , který vznikl díky absorpci ultrazvukových vln v absorbéru. Po dosazení do vztahu (4.13) platí pro výkon:

$$N_0 = \lambda_p \cdot A \cdot \frac{T_1 - T_2}{\Delta x} = \lambda_p \cdot \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot \frac{\Delta T}{\Delta x} = 0,597 \cdot \frac{\pi \cdot 0,01^2}{4} \cdot \frac{0,404}{0,013} = 1,46 \text{ mW},$$

kde λ_p je tepelná vodivost vody, A je plocha průřezu absorbéru, T_1 a T_2 jsou teploty změřené termočlánky a Δx je vzdálenost mezi termočlánky.

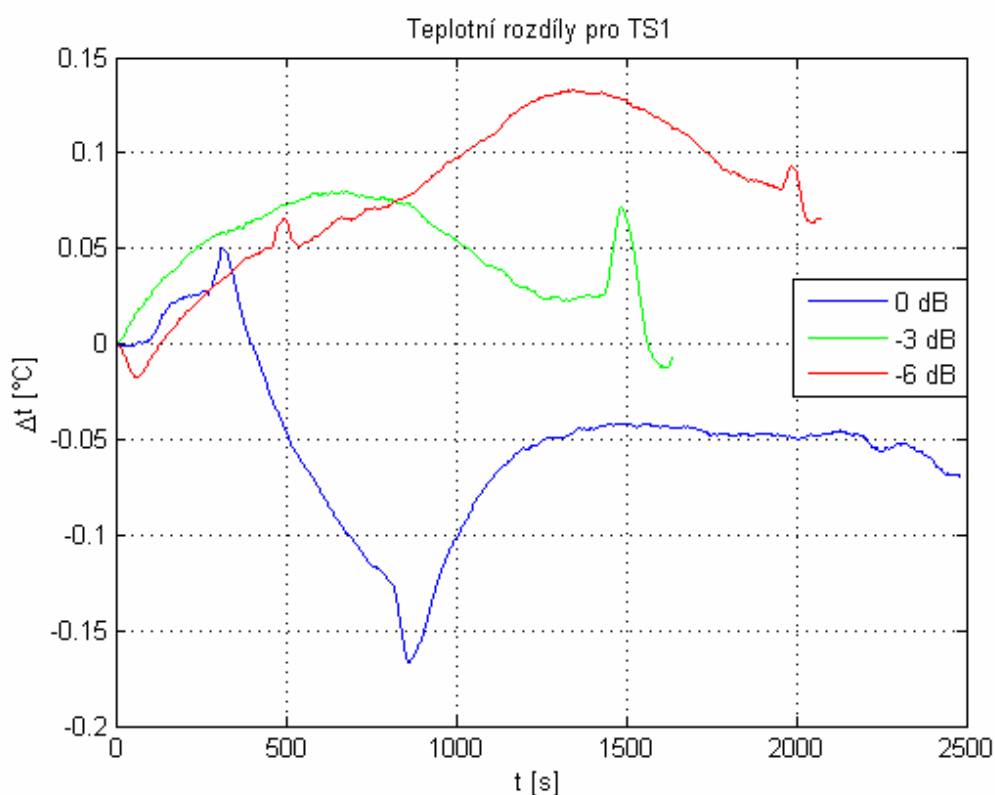
Naměřené hodnoty pro senzor TS1:

V tabulce 1 se nachází hodnoty výkonů naměřené senzorem TS1.

Tab. 1: Výkony naměřené pomocí senzoru TS1

N_0 [dB]	N_{TS1} [mW]
0	0,26
-3	0,42
-6	0,69

V grafu na obrázku 16 jsou zobrazeny teplotní rozdíly mezi termočlánsky pro různé hodnoty výstupního výkonu uzv zobrazovacího systému.



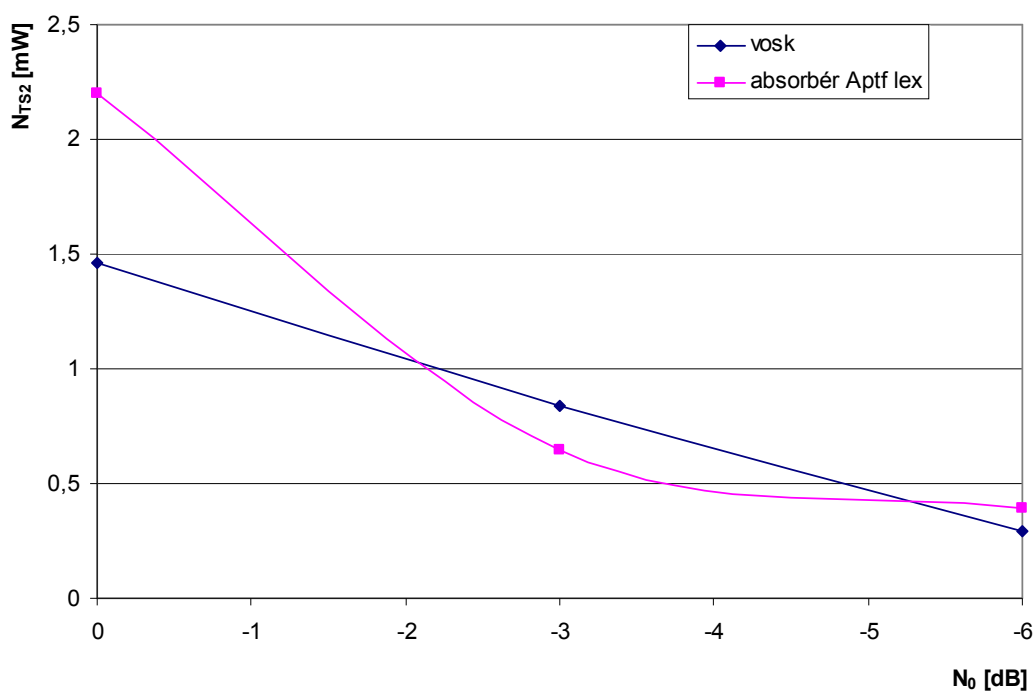
Obr. 16: Rozdíly teplot pro senzor TS1

Naměřené hodnoty pro senzor TS2:

Hodnoty výkonu pro jednotlivé absorbéry senzoru TS2 byly měřeny pro výstupní výkony uzv zobrazovacího systému 0 dB, -3 dB a -6 dB. Pouze u lepidla Pattex byl výkon měřen jen pro 0 dB, jelikož změřený výkon byl již pro tuto hodnotu o řád nižší, než u zbývajících dvou absorbérů. Měření pro menší výkony tak pozbývalo smysl. Přehled naměřených výkonů je patrný z tabulky 2, kde N_0 je výstupní výkon uzv zobrazovacího systému a N_{TS2} je výkon změřený senzorem TS2.

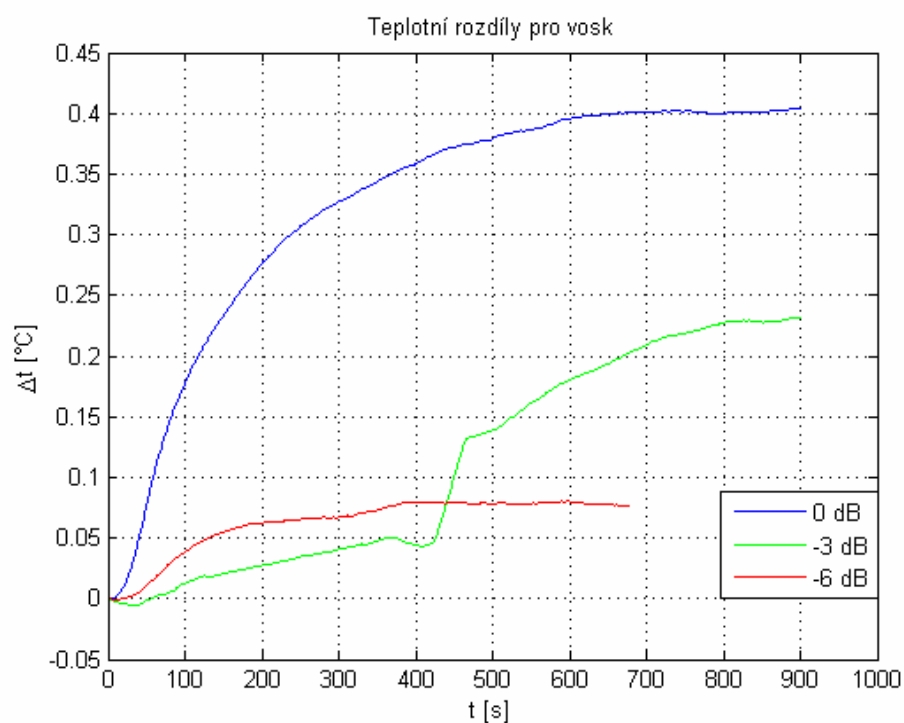
Tab. 2: Výkony naměřené pomocí senzoru TS2

N ₀ [dB]	N _{TS2} [mW]		
	vosk	Aptflex	Pattex
0	1,46	2,2	0,204
-3	0,84	0,65	-
-6	0,29	0,39	-

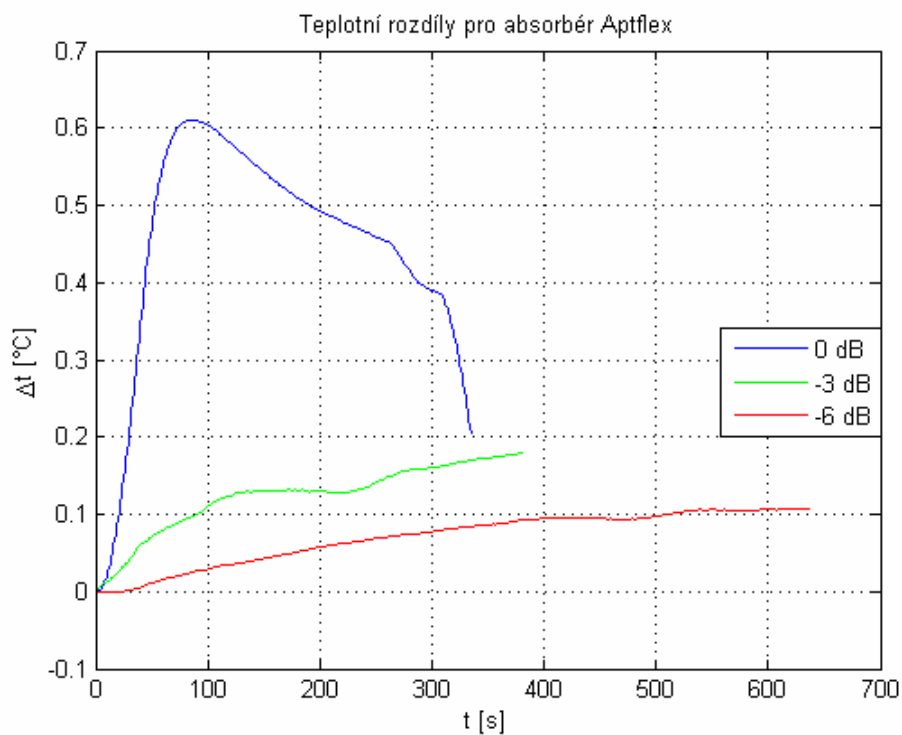


Obr. 17: Závislost výkonu změřeného senzorem TS2 na zeslabení výstupního výkonu uzv zobrazovacího systému pro absorbér Aptflex a vosk

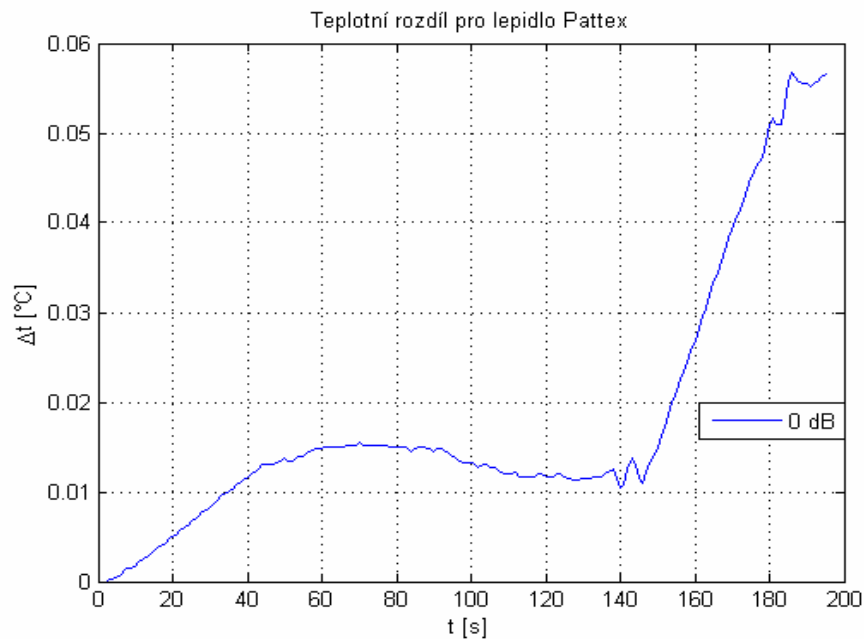
V následujících grafech 18, 19, 20 jsou zobrazeny rozdíly teplot ΔT pro různé absorbéry, odpovídající jednotlivým výstupním výkonům uzv zobrazovacího systému.



Obr. 18: Rozdíly teplot pro vosk



Obr. 19: Rozdíly teplot pro absorbér Aptflex



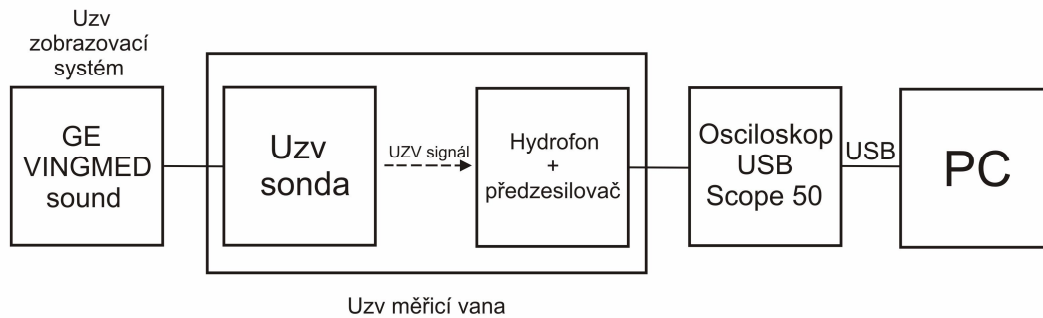
Obr. 20: Rozdíl teplot pro lepidlo Pattex

5.2 MĚŘENÍ S HYDROFONEM

Měření s hydrofonem byla prováděna ve stejné uzv vaně a s uzv sondou o stejné frekvenci, jako při měření s termoakustickými senzory. Pro měření byl použit hydrofon Force MH 28 (obr. 21) s předzesilovačem, připojený k osciloskopu USB Scope 50, který byl přes rozhraní USB připojen k PC, kde byly zaznamenávány naměřené hodnoty. Měření probíhalo pro výstupní výkony uzv zobrazovacího systému 0, -1, -2, -3, -4, -6, -8, -10, -12 a -14 dB. Blokové schéma měřicí soustavy je vyobrazeno na obr. 22.



Obr. 21: Hydrofon Force MH 28



Obr. 22: Blokové schéma měřicí soustavy pro měření s hydrofonem

Použité přístroje

- Hydrofon Force MH 28 s předzesilovačem PAN
- Měřicí uzv vana
- Osciloskop USB Scope 50
- PC
- Ultrazvukový systém GE VINGMED sound s 3,5 MHz sondou

Postup výpočtu:

Všechny uvedené výpočty jsou pro hodnoty při maximálním výstupním výkonu ultrazvukového zobrazovacího systému.

Jelikož v měřicí soustavě byl zapojen předzesilovač, je nutno nejprve od výsledného naměřeného napětí U_{celk} odečíst jeho napěťový zisk G_{PZ} . Po odečtení napěťového zisku je možno dosazením do vztahu 17 vypočítat pro dané napětí U hodnotu akustického tlaku p :

$$p = \frac{U}{M},$$

přičemž $M = 148,7$ dB na V/Pa je citlivost hydrofonu udávaná výrobcem.

Výpočet prostorově špičkové-pulzně průměrné intenzity I_{SPPA} vychází z rovnice 19, kdy po úpravě platí:

$$I_{\text{SPPA}} \approx \frac{\sum_0^{t_d} (p^2 \cdot T_s)}{Z_0 \cdot t_d} = 366,46 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2},$$

kde t_d je doba trvání pulzu (150 period pulzu), T_s je perioda vzorkování a $Z_0 = 1,48 \text{ MPa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ je akustická impedance vody.

Je-li pro výpočet prostorově špičkové-časově průměrné intenzity I_{SPTA} použita rovnice 20, platí:

$$I_{SPTA} \approx \frac{\sum_0^T (p^2 \cdot T_s)}{Z_0 \cdot T} = 4,997 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2},$$

kde T je perioda, s jakou dochází k opakování pulzů.

Za předpokladu, že intenzita I_{SPTA} je pro plochu A konstantní, platí pro výkon ultrazvuku:

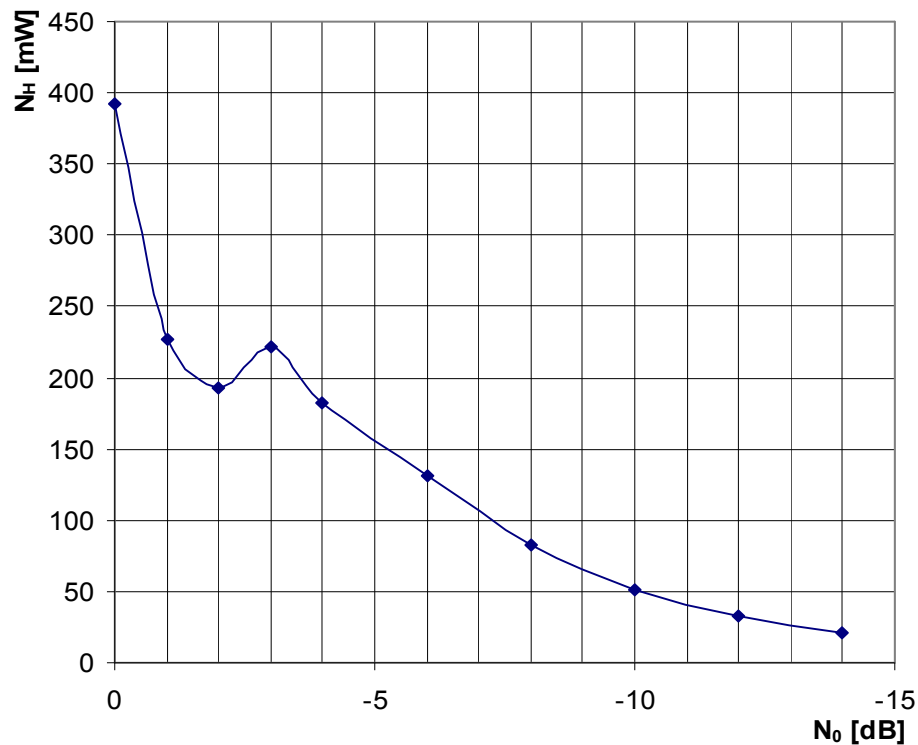
$$N_H = I_{SPTA} \cdot A = 4997 \cdot 78,54 \cdot 10^{-6} = 392,5 \text{ mW}.$$

Naměřené hodnoty:

Hodnoty výkonů a intenzit naměřených hydrofonem pro jednotlivé výkony ultrazvukového systému jsou uvedeny v následující tabulce 3, kde N_0 je výstupní výkon uzv zobrazovacího systému, N_H je výkon a I_{sppa} a I_{spta} jsou intenzity naměřené hydrofonem.

Tab. 3: Tabulka výkonů a intenzit naměřených pomocí hydrofonu

N_0 [dB]	0	-1	-2	-3	-4	-6	-8	-10	-12	-14
N_H [mW]	392,5	227,3	192,8	221,7	182,3	131,5	82	51,5	32,6	21,5
I_{sppa} [W/cm^2]	366,46	212,23	179,99	206,99	170,18	122,77	76,531	48,114	30,479	20,035
I_{spta} [W/cm^2]	4,997	2,894	2,454	2,823	2,321	1,674	1,044	0,656	0,416	0,273



Obr. 23: Závislost výkonu změřeného hydrofonem na zeslabení výstupního výkonu uzv zobrazovacího systému

5.3 ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH HODNOT

Pro přehlednost, jsou všechny porovnatelné hodnoty naměřených výkonů shrnuty do tabulky 4, kde N_0 je výstupní výkon uzv zobrazovacího systému, N_H je výkon naměřený hydrofonem, N_{TS1} je výkon naměřený senzorem TS1 a N_{TS2} je výkon naměřený senzorem TS2.

Tab. 4: Souhrnná tabulka naměřených výkonů

	N_0 [dB]	0	-3	-6
	N_H [mW]	392,5	221,7	131,5
	N_{TS1} [mW]	0,26	0,42	0,69
vosk	N_{TS2} [mW]	1,46	0,84	0,29
Aptflex		2,2	0,65	0,39
Pattex		0,204	-	-

Při porovnání výsledných naměřených hodnot (za předpokladu, že hodnota výkonu na hydrofonu je referenční) je patrné, že výkony naměřené oběma termoakustickými senzory neodpovídají referenčním hodnotám. U senzoru TS1 realizovaného v roce 2009 je dokonce hodnota pro výkon 0 dB menší než hodnoty pro -3 dB a -6 dB. Je zřejmé, že tyto hodnoty jsou zcela nesmyslné, proto tento senzor nebyl pro další měření používán a další měření probíhala pouze se senzorem TS2 navrženým v roce 2010. Poklesy výkonu o 3 dB a 6 dB u senzoru TS2 sice odpovídají teoretickým předpokladům (tj. polovině a čtvrtině maximálního výkonu), naměřené hodnoty jsou však o několik řádů menší než hodnoty získané z hydrofonu.

Porovnáme-li obrázky 23 a 17, je patrné, že charakteristika výkonů změřených pomocí hydrofonu a charakteristika výkonů změřených pomocí termoakustického senzoru TS2 (pro absorbér Aptflex) se tvarově přibližně rovnají. Pro zpřesnění měření výkonu pomocí termoakustického senzoru by proto bylo možno vytvořit korekční křivku, pomocí které lze výsledné výkony korigovat. Pro sestavení této křivky by bylo nutno provést opakovaná měření pomocí hydrofonu (nebo jiné přesné metody) a pomocí termoakustického senzoru a tyto hodnoty porovnat pro jednotlivé výkony.

Jedním z vlivů, negativně ovlivňujících měření provedená s termoakustickým senzorem byl útlum, který vznikl na oddělovací membráně. Tato membrána by v ideálním případě měla úplně propouštět teplo. Jelikož takováto membrána není k dispozici, použili jsme jako membránu mikrotenový sáček, který částečně zabraňoval prostupu tepla do okolního prostředí a tím došlo k nežádoucímu vzestupu teploty v přední části senzoru. Tato skutečnost měla vliv na snížení rozdílu měřených teplot a tím také na výslednou naměřenou hodnotu výkonu.

Při použití termoakustického senzoru by se v ideálním případě měla veškerá energie uzv vln přeměnit v absorbéru na teplo. Tuto vlastnost rovněž nelze plně zaručit, jelikož část vln se od povrchu absorbéru odrazí, což rovněž negativně ovlivňuje výslednou hodnotu naměřeného výkonu.

6. ZÁVĚR

Při použití metody měření výkonu pomocí termoakustických senzorů máme na výběr mezi jednovrstvým a dvouvrstvým senzorem. Jak vyplývá z uvedených poznatků, lze jednovrstvý termoakustický senzor narozdíl od ideálního dvouvrstvého realizovat. Při jeho realizaci jsme museli dbát především na správný výběr absorbéru tak, aby jeho schopnost pohltit ultrazvukové vlnění a přeměnit je na teplo byla co největší. Z tohoto důvodu byl termoakustický senzor TS2 realizován pro několik druhů absorbérů. Ukázalo se, že nejvhodnějším absorbérem z námi testovaných, byl absorbér Aptflex. Funkci termoakustického senzoru se podařilo ověřit srovnáním s hodnotami výkonu naměřenými pomocí hydrofonu. Jelikož se tyto hodnoty liší až o dva řády, pokusili jsme se v předchozí kapitole popsat možné příčiny těchto odchylek. Měření se senzorem TS2 bude možné realizovat za předpokladu, že bude pro tento senzor vytvořena a použita korekční křivka. Zadání této práce bylo splněno.

LITERATURA

- [1] ČECH, E. a spolupracovníci: Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii. Praha: Avicenum/Zdravotnické nakladatelství, 1982.
- [2] FAY, B., RINKER, M.: Determination of the absolute value of ultrasonic power by means of thermoacoustic sensors. *Acustica*, Vol.82, 1996.
- [3] National physical laboratory. Best practice guide to measurement of acoustic output power. [Online] [Citace: 30. 3. 2010.]
<http://www.npl.co.uk/acoustics/ultrasound/research/best-practice-guide-to-measurement-of-acoustic-output-power-%28introduction%29>
- [4] OBRAZ, J.: Ultrazvuk v měřicí technice. Praha: SNTL, 1984.
- [5] ROZMAN, J. a kolektiv: Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006.
- [6] ROZMAN, J.: Ultrazvuková technika v lékařství – Diagnostické systémy. Brno: Skripta FE VUT, 1979.
- [7] ZISKIN, M.C.; LEWIN, P.A.: Ultrasonic exposimetry. Boca Raton: CRC Press, 1993.
- [8] FAY, B., REIMANN, H.-P.: Thermoacoustic sensors. In: Proceedings of the Joint ASA / EAA / DAGA Meeting. Berlin, 1999.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

a	délka strany obdélníku [m]
A	plocha, kterou prochází uzv vlnění [m ²]
c	rychlost šíření vlnění [m.s ⁻¹]
D	průměr ultrazvukového zdroje [m ²]
$D_{1,2}, D_{1,3}$	činitelé intenzity přenosu předního povrchu senzoru [-]
$D_{2,3}$	činitel intenzity přenosu rozhraní senzoru [-]
E_s	střední hodnota energie [J]
f	frekvence [Hz]
F	síla [N]
G_{PZ}	napětový zisk předzesilovače [V]
I	intenzita ultrazvukového vlnění [W.m ⁻²]
I_{SATA}	prostorově průměrná-časově průměrná intenzita [W.m ⁻²]
I_{SPPA}	prostorově špičková-pulzně průměrná intenzita [W.m ⁻²]
I_{SPTA}	prostorově špičková-časově průměrná intenzita [W.m ⁻²]
I_{SPTP}	prostorově špičková-časově špičková intenzita [W.m ⁻²]
l	vzdálenost od zdroje vlnění [m]
l_a	délka absorbéru [m]
l_o	délka blízkého pole [m]
l_s	délka přední vrstvy [m]
l_{nmax}	vzdálenost, ve které je maximum akustického tlaku [m]
l_{nmin}	vzdálenost, ve které je minimum akustického tlaku [m]
M	citlivost hydrofonu [V.Pa ⁻¹]
n	počet (obecně) [-]
N	akustický výkon [W]
N_0	výstupní výkon uzv zobrazovacího systému [dB]
N_1	výkon ultrazvuku [W]
N_2	výkon odražené vlny [W]
N_H	výkon naměřený pomocí hydrofonu [W]
N_k	výkon vln šířících se v kladném směru [W]
N_m	výkon vln šířících se v záporném směru [W]

N_{TS1}	výkon naměřený senzorem TS1 [W]
N_{TS2}	výkon naměřený senzorem TS2 [W]
p_{ef}	efektivní hodnota akustického tlaku [Pa]
P	amplituda akustického tlaku [Pa]
Q	teplo [J]
Q	poměr tepelného toku [-]
t	čas [s]
t_d	doba trvání pulzu [s]
T	perioda [s]
T_1, T_2	teploty měřené termočlánky [°C]
T_f	teplota na předním povrchu [°C]
T_i	teplota na rozhraní vrstev [°C]
u	výchylka [m]
U	amplituda výchylky [m]
U	amplituda napětí [V]
U_{celk}	napětí naměřené pomocí hydrofonu [V]
v	akustická rychlost [m.s ⁻¹]
v_{ef}	efektivní hodnota akustické rychlosti [m.s ⁻¹]
V	amplituda akustické rychlosti [m.s ⁻¹]
x	vzdálenost [m]
Z	akustická impedance [N.s.m ⁻³]
α_a	absorpční koeficient [-]
ΔT_i	rozdíl teplot [°C]
Δx	vzdálenost mezi termočlánky [m]
λ	vlnová délka [m]
λ_a	tepelná vodivost absorbéru [W.m ⁻¹ .K ⁻¹]
π	Ludolfovo číslo [-]
ρ	hustota prostředí [kg.m ⁻³]
ω	úhlová frekvence [rad.s ⁻¹]

AV ČR Akademie věd České republiky

Ir iridium

např. například

NTC negastor

obr. obrázek

Pt platina

sin funkce sinus

tab. tabulka

tj. to je

tzv. takzvaný

TS1 termoakustický senzor 1

TS2 termoakustický senzor 2

uzv ultrazvuk, ultrazvukový, ultrazvuková, ultrazvukové

SEZNAM PŘÍLOH

- A** Zdrojový kód v programu Matlab
- B** Technické výkresy senzoru TS1
- C** Přiložené CD

PŘÍLOHY

A Zdrojový kód v programu Matlab

```
% % % Výpočet výkonu uzv pro termoakustický senzor TS2 % % %  
clear all  
close all  
clc  
  
T1 =load('vosk10.txt');           %načtení hodnot teploty T1 ze  
                                souboru  
T2 =load('vosk20.txt');           %načtení hodnot teploty T2 ze  
                                souboru  
dx=0.013;                        %vzdálenost mezi termočláanky  
lambda=0.597;                    %tepelná vodivost vody  
  
delta=T2-T1;                     %rozdíl naměřených teplot  
komp=T2(1)-T1(1)                 %kompenzace počátečního rozdílu  
                                teplot mezi termočláanky  
dT=delta-komp;                   %kompenzovaný rozdíl teplot  
  
n=40;  
dTf=filter(1/n*ones(1,n),1,dT); %filtrace kompenzovaného rozdílu  
                                teplot  
dTmax=max(dTf)                   %maximum kompenzovaného rozdílu  
                                teplot  
N=lambda*(pi*0.01^2/4)*dTmax/dx %výkon senzoru  
  
figure(1)  
plot(dTf)                         %tisk průběhu filtrovaného  
                                kompenzovaného rozdílu teplot  
xlabel 't [s]'                    %popis osy x  
ylabel '\Deltat [°C]'            %popis osy y
```

```

%% % Výpočet intenzity a výkonu uzv pro hydrofon % % %
clear all
close all
clc

Ucelk=load ('_0dBch1data.txt'); %načtení dat ze souboru

T=2.2e-004; %opakovací perioda pulzu
Ts=2e-008; %perioda vzorkování
td=150*Ts; %doba trvání pulzu
Z=1.48e006; %akustická impedance vody

Ufr=fft(Ucelk); %diskrétní fourierova transformace -
                převod do frekvenční oblasti
Ufr(1)=0; %odečtení stejnosměrné složky
Ucelk=ifft(Ufr); %převod zpět do časové oblasti

U=Ucelk/(10^(30/20)); %odečtení zesílení předzesilovače
p=U/(10^(-148.7/20)); %akustický tlak

i=sum((p.*p).*Ts); %výpočet integrálu
Isppa=i/(Z*td) %prostorově špičková - pulzně
                průměrná intenzita
Ispta=i/(Z*T) %prostorově špičková - časově
                průměrná intenzita
A=(pi*0.01^2)/4; %plocha na kterou dopadá uzv signál
N=Ispta*A %výkon na hydrofonu

```

B **Technické výkresy senzoru TS1**

- 1 Pouzdro
- 2 Trubka
- 3 Víko 1
- 4 Víko 2
- 5 Sestava