

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

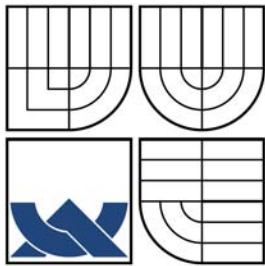
MĚŘENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

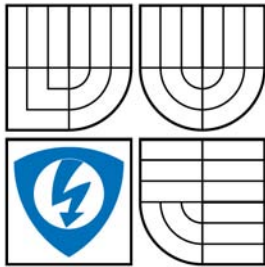
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PETR POUČ

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU MEASUREMENT OF ULTRASOUND SPEED

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

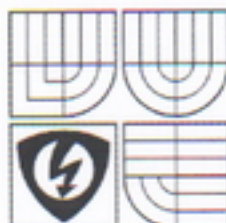
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PETR POUČ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. RADOVAN JIŘÍK, PH.D.

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Pouč Petr, Bc.

Ročník: 2

ID: 88834

Akademický rok: 2008/09

NÁZEV TÉMATU:

Měření rychlosti šíření ultrazvuku

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte metody měření rychlosti šíření ultrazvuku a navrhnete metodiku takového měření pro experimentální pracoviště ÚBMI. Zvolte materiály vhodné pro konstrukci testovacích objektů. Proveďte na nich měření pomocí vybraných metod, vyhodnoťte a porovnejte výsledky.

Práce musí obsahovat rozbor metod měření rychlosti šíření ultrazvuku, popis vybraných metod a výsledky měření na testovacích objektech.

DOPORUČENÁ LITERATURA:


- [1] DRASTICH, A. Zobrazovací systémy v lékařství. Skripta FEI VUT v Brně. Brno, 1990
- [2] HILL, C. R., BAMBER, J. C. Physical Principles of Medical Ultrasonics. John Wiley and Sons, ISBN 0471970026, 2004

Termín zadání: 20.10.2008

Termín odevzdání: 8.5.2009

Vedoucí práce: Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

Konzultanti diplomové práce:


prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být 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.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Petr Pouč
Bytem: Marie Kudeřkové 4, Brno, 636 00
Narozen/a (datum a místo): 5. května 1981 v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Měření rychlosti šíření ultrazvuku
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 29. května 2009

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Práce se zabývá metodami měření rychlosti šíření ultrazvuku. Rychlost šíření ultrazvuku byla zjištěna na základě detekce doby letu ultrazvuku od vysílače k přijímači. Byly vyvinuty tři metody pro určení rychlosti šíření ultrazvuku v médiu. Vytvořené algoritmy byly následně vyzkoušeny v navrženém programu. Veškerý software byl vytvořen v programovém prostředí Agilent VEE Pro 8.5. Práce dále obsahuje návrh dvou laboratorních úloh měření šíření ultrazvuku použitelných při výuce na Ústavu biomedicínského inženýrství.

KLÍČOVÁ SLOVA

Ultrazvuk, měření ultrazvuku, rychlost ultrazvuku, šíření ultrazvuku, Agilent VEE

ABSTRACT

The thesis deals with the ultrasonic velocity measurement. The ultrasonic velocity was determined on basis of ultrasonic flight time from a transmitter to a receiver. Three methods how to determine the ultrasonic velocity in medium were proposed. Special algorithms have been created and later on build in the developed program. All the software was developed in Agilent VEE Pro 8.5. The thesis contains a proposal of two experiments tutorials for the department of Biomedical engineering that will be used during experimental lessons. The experiments deal with ultrasonic velocity measurement.

KEYWORDS

Ultrasound, Measurement of Ultrasound, Speed of Ultrasound, Propagation of Ultrasound, Agilent VEE

Pouč, P.: *Měření rychlosti šíření ultrazvuku*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2009. Počet stran 89. Počet stran příloh 15. Diplomová práce. Vedoucím práce byl Ing. Radovan Jiřík, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Měření rychlosti šíření ultrazvuku“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové 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 29. května 2009

.....
(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Radovanu Jiříkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování méj diplomové práce.

V Brně dne 29. května 2009

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	12
1 Úvod k ultrazvuku	13
1.1 Použití ultrazvuku	13
1.1.1 Ultrazvuk v průmyslu	13
1.1.2 Sonar	13
1.1.3 Použití ultrazvuku v lékařství	13
1.2 Generování ultrazvuku v lékařství	16
1.3 Biologické účinky ultrazvuku	17
1.3.1 Bezpečnost pro pacienta a doporučené limity dávek	18
1.4 Biofyzika ultrazvuku	20
1.4.1 Základní veličiny ultrazvukového pole	21
1.4.2 Odraz a lom ultrazvukových vln	24
1.4.3 Rozptyl ultrazvukových vln	25
1.4.4 Rychlost šíření ultrazvuku	27
2 Metody měření	28
2.1 Odrazová metoda	28
2.2 Průzvučná metoda	28
2.2.1 Popis metody	29
2.3 Kombinace metod	31
2.3.1 Popis metody	31
2.4 Měření rychlosti v tkáních člověka <i>in vivo</i>	35
2.4.1 Neinvazivní měření	35
2.4.2 Máloinvazivní diapedtická měření	36
3 Programové rozhraní VEE Agilent	39
4 Matematický aparát	41
4.1 Korelace	41
4.2 Analytický signál	42
4.2.1 Definice	43
4.2.2 Vlastnosti	43
4.2.3 Aplikace	44
4.3 Hilbertova transformace	44
4.3.1 Aplikace	45
4.3.2 Výpočet	45
4.4 Výpočet chyby měření	48

5	Realizace	50
5.1	Popis vytvoření programu	50
5.1.1	Popis programu/ů	50
5.2	Absolutní měření	53
5.2.1	Vyhodnocení	54
5.3	Laboratorní úloha 1	57
5.4	Relativní měření	59
5.4.1	Určení rychlosti šíření ultrazvuku ve vzorku	59
5.4.2	Vyhodnocení	60
5.5	Laboratorní úloha 2	64
5.6	Použité měřicí přístroje	66
	Závěr	70
	Literatura	72
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	74
	Seznam příloh	75
A	Přílohy	76
A.1	Převod z šestnáctkové do desítkové soustavy + Filtrace špiček	76
A.2	Určení zpoždění signálů	77
A.3	Protokol měření – Absolutní metoda	78
A.3.1	Voda	78
A.3.2	Fyziologický roztok	81
A.4	Protokol měření – Relativní metoda	84
A.4.1	Závislost $v=f(f)$	84
A.4.2	Závislost $v=f(T)$	87
B	Elektronická verze	90

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Odraz i lom ultrazvukového vlnění	24
1.2	Schématická ilustrace rozptylu ultrazvukových vln	25
2.1	Schematické zapojení průzvučné metody	29
2.2	Schématické zapojení kombinované metody	32
2.3	Časový průběh počátečního impulzu $P_0(t)$	34
2.4	Schéma nezrcadlového odrazení v blízkosti hrotu jehly	36
2.5	Princip nezrcadlového odrazu	37
3.1	Prostředí VEE Agilent 8.5	39
3.2	Prostředí VEE Agilent 8.5	40
4.1	Vstupní signály korelace $x(t)$ a $y(t)$	41
4.2	Korelace signálů $x(t)$ a $y(t)$	42
4.3	Analytický signál a jeho vlastnosti	43
4.4	Amplitudová demodulace	44
4.5	Výpočet Hilbertovy transformace a analytického signálu	46
4.6	Impulsní odezva diskrétního Hilbertova transformátoru	47
5.1	Část vytvořeného programu – čtení dat z osciloskopu	50
5.2	Signál $x(t)$ a obálka signálu $y(t)$ získaná pomocí \mathcal{HT}	51
5.3	Uživatelské prostředí VEE Pro	52
5.4	Konfigurace měřicího stanoviště	53
5.5	Průběhy signálů $x(t)$ a $y(t)$ a jejich vzájemná korelace	54
5.6	Graf všech měření absolutní metody	56
5.7	Schéma zapojení	57
5.8	Program <code>NastavPosun</code>	58
5.9	Konfigurace měřicího stanoviště	59
5.10	Graf měření relativní metodou $v = f(f)$	61
5.11	Graf měření relativní metodou $v = f(T)$	63
5.12	Schéma zapojení	64
5.13	Uživatelské prostředí pro měření $v = f(T)$	65
5.14	Generátor Agilent 33220A a osciloskop Agilent DSO3102A	66
5.15	Vysílací a přijímací senzor	67
5.16	Budící generátor SSC	68
5.17	Poziční systém	68
5.18	GPIB prodlužovací modul 82357A USB/GPIB Interface	69
5.19	Stabilizovaný zdroj BK 126 a teploměr Precision	69

ÚVOD

V dnešní době se kromě klasického ultrazvukového vyšetření – vizualizace, vyvíjejí metody k získávání dalšího popisu zkoumaných biotkání, které by doplňovaly bezprostředně přijímanou informaci (obraz, zvuk). Ultrazvukové metody určující vlastnosti biotkání se zaměřují na její strukturu nebo funkční stav, zjištěné pomocí ultrazvukového skenu. Jestliže lze informaci o struktuře jednoznačně přiřadit k danému typu biotkání v normálním nebo patologickém stavu, pak tyto charakteristiky můžeme použít k upřesnění diagnózy nebo k analýze vlivu dalších faktorů, například ke kontrole stavu nemocného v průběhu jeho léčení.

V první fázi kvantitativní analýzy lze například vizuálně sledovat získané zobrazení a odhalit nebo vyloučit existenci patologie (zatemnění v obraze, členitost hranice orgánu, atd.). V druhé fázi lze získat kvantitativní příznaky větší cennosti (rychlost zvuku nebo koeficient útlumu). Tyto příznaky mohou být získány přímo ze zobrazení nebo také pomocí výpočetních metod založených na analýze echo-signalů, které jsou odraženy od hranice orgánů/tkání. Aby však byly výpočetní metody prakticky využitelné, je potřeba dostatečně přesně definovat a vymezit vlastnosti tkání ve zdraví i v nemoci tak, aby v rozmezí jakéhokoliv typu biotkání nebo odhalené patologie nebyly patrné variace měřených parametrů. Nesmí docházet k významnému překrytí charakteristik jakýchkoliv dvou (nebo více) takových tkání nebo patologií, které podléhají rozlišovací schopnosti metody. To znamená, aby vypočítané charakteristiky jednoznačně definovaly zkoumanou biotkání.

Rychlost šíření ultrazvuku je velmi důležitou charakteristikou biologických tkání. Experimenty ukazují, že pro získání kvantitativních charakteristik tkání je tento parametr často více užitečný, ve srovnání s koeficientem útlumu nebo rozptylu, k určení odlišnosti mezi normální – zdravou a patologickou – nemocnou tkání. Například rychlost zvuku má výrazně rozlišnou hodnotu v játrech zdravých na rozdíl od rychlosti v játrech nakažených cirhózou. Je také známo, že ve většině případů vede patologie mozku ke zvýšení rychlosti ultrazvuku než v mozku zdravém.

Předložená diplomová práce *Měření rychlosti šíření ultrazvuku* se zabývá popisem různých metod měření rychlosti šíření ultrazvuku v měkkých tkáních a návrhem metod pro experimentální měření realizovatelné na pracovišti ÚBMI. Práce zároveň obsahuje rozpracování dvou laboratorních úloh použitelných při měření v laboratorních ÚBMI pomocí automatizovaného měřicího pracoviště. Navržené metody a samotné vyhodnocení měření je provedeno pomocí vývojového prostředí k přístrojům firmy Agilent, programu VEE Agilent Pro 8.5.

1 ÚVOD K ULTRAZVUKU

Zvuky s kmitočtem vyšším než 20 000 Hz jsou pro člověka neslyšitelné a nazýváme je ultrazvuk. Někteří živočichové však slyší i vyšší kmitočty, např. pes do 35 kHz, kočka do 50 kHz, netopýr do 98 kHz.

Ultrazvuk můžeme také definovat jako mechanické kmity o kmitočtu vyšším než je kmitočtová mez slyšitelnosti lidského ucha (16 Hz ÷ 20 kHz). Horní kmitočtovou hranicí ultrazvuku je 1 GHz, od tohoto kmitočtu hovoříme o hyperzvuku. Vlnění o kmitočtu menším než 16 Hz označujeme jako infrazvuk. [3]

1.1 Použití ultrazvuku

Ultrazvuk se používá v různých oblastech vědy. Nejčastější použití ultrazvuku je v průmyslových odvětvích a v lékařských aplikacích. V lékařství se ultrazvuk používá k léčení, diagnostice, ničení bakterií, v technologickém průmyslu pak technické diagnostice, k čištění, či jako sonar, nebo také jako zbraň.

1.1.1 Ultrazvuk v průmyslu

Ultrazvuk je používán k nedestruktivní diagnostice vad vyrobených materiálů. Běžné kmitočty pro testování materiálů jsou v rozmezí 2 MHz – 10 MHz, nicméně pro speciální potřeby mohou být použity kmitočty jiné. Diagnostika ultrazvukem patří mezi základy moderních výrobních procesů. Nižší kmitočty ultrazvuku (50 kHz – 500 kHz) lze použít k testování dřeva, cementu a betonu. [20]

1.1.2 Sonar

Běžně se ultrazvuk využívá pro zjišťování objektů před vysílačem. Takovému zařízení se říká *sonar*. Pracuje na obdobném principu jako radar, jen nosným prostředím vysílané a odražené vlny je voda, nikoliv vzduch. Generovaný signál se vysílá do konkrétního směru. Pokud se v cestě vysílaného ultrazvukového impulzu vyskytuje nějaký předmět, část nebo celý impulz se od předmětu odrazí zpět k vysílači jako ozvěna a může být detekován. Z rozdílu času vysílaného a přijímaného signálu se dá určit vzdálenost předmětu. [20]

1.1.3 Použití ultrazvuku v lékařství

Objevení ultrazvuku, přesněji řečeno ultrazvukové diagnostiky, v lékařství sahá do 50. let 20. století (o terapeutickém využití ultrazvuku se vědělo již o něco dříve). Dnes se použití ultrazvuku rozšiřuje do všech oblastí lékařství.

V lékařských aplikacích se používá řada typů ultrazvukových přístrojů, které lze z hlediska jejich funkce a použitého fyzikálního principu rozdělit v zásadě na dva základní typy: na přístroje *diagnostické* a na přístroje *terapeutické*. Diagnostické přístroje jsou užívány pro vyšetření nejrůznějšího druhu (např. vyšetření žlučových a močových cest, posouzení velikosti řady orgánů, jejich struktury a změn). Tyto přístroje mají relativně nízký výstupní akustický výkon a jejich úkolem je podat informace o struktuře tkání vyšetřovaného biologického objektu. Významné je využití v kardiologii (echokardiologie). Současná technická úroveň ultrazvukových skenerů dovoluje vytvářet nejen dvojrozměrné řezy tkání, díky kterým je možné pozorovat pohyblivé struktury (např. srdeční chlopně), ale už i trojrozměrné ultrazvukové obrazy (např. porodnictví).

Vzhledem k tomu, že ultrazvuk je bezpečný a nevyužívá ionizující záření, stal se nejdůležitější vyšetřovací metodou v gynekologii, kde slouží především ke sledování vývoje plodu. Naopak terapeutické přístroje používají vyšší hodnoty intenzity vytvářeného ultrazvukového pole a jejich úkolem je působit na tkáně aktivně.

Po několika desetiletích se používání ultrazvuku v lékařské diagnostice stále jeví bezpečné. Díky tomu postupně v mnoha případech nahradil dosavadní rizikovější a invazivní vyšetřovací metody. Určitá rizika této metody ale existují. Především je nutné si uvědomit, že ne všechna energie ultrazvukového paprsku vyslaného do organismu je odražena zpět. Část akustické energie, která je pohlcena, se přeměňuje na teplo. Ohřev biologického objektu tímto způsobem je v současné době považován za hlavní rizikový faktor ultrazvukové diagnostiky. Je zde také riziko nesprávného vyhodnocení výsledků vyšetření. [20]

Ultrazvuková diagnostika

Lékařský ultrazvuk je technika, která se používá k zobrazování lékařských obrazů jako jsou svaly, šlachy, vnitřní orgány. Pomocí této techniky zobrazení je možné z obrazů diagnostikovat velikost, strukturu a některé patologické stavy vyšetřovaných částí.

Vyšetření ultrazvukem se obecně řadí k bezpečným vyšetřovacím technikám díky absenci ionizujícího záření, nicméně ultrazvuk má následující fyziologické efekty: [20]

- zvyšuje riziko zánětu u náchylných míst (tkání) v těle,
- zahřívá měkké tkáně,
- kavitace.¹

¹ Ultrazvuková kavitace je termín užívaný při popisu chování bublin plynu v kapalině vystavené ultrazvukovému vlnění. [13]

Ultrazvuk je mechanické vlnění, které při průchodu živou tkání vytváří mikroskopické bublinky (kavitace). Tyto bublinky narušují membrány buněk, což má vliv na tok iontů sloužících k přenosu elektrických signálů, jež tělo využívá k přenosu signálů/informací v těle. Mikrobublinky také narušují intracelulární aktivitu. Průnik ultrazvuku do těla způsobuje v měkkých tkáních molekulární tření a z toho plynoucí zahřívání tkáně. V některých případech se může v tkáních uvolňovat plyn a díky tomu se mohou vytvářet malé dutiny s plynem.

Vlivy na zdraví při dlouhodobém zahřívání a vzniku dutin doposud nejsou známy. Mnoho národních a mezinárodních organizací považuje vyšetření ultrazvukem za bezpečné při splnění limitů intenzity a času působení ultrazvuku na vyšetřovanou část („na pacienta“). [9]

Nejznámější využití, ke kterému je ultrazvuk běžně používán, je vyšetření plodu během těhotenství v těle matky. Ultrazvuk se při tomto vyšetření používá k:

- určení termínu porodu,
- vyšetření placenty,
- zjištění počtu plodů,
- vyšetření fyzických abnormalit,
- určení pohlaví dítěte,
- zobrazení pohybů, dýchání a srdeční aktivity plodu.

Ultrazvuková terapie

Ultrazvuk je také terapeutickou (léčebnou) aplikací, která je při dodržení dávek záření velmi prospěšná. Bývá využit například k následně jmenovaným léčebným činnostem: [9]

- detekce pánevních abnormalit, vyšetření břišní dutiny (vaginální ultrazvuk u žen, rektální ultrazvuk u mužů),
- léčba zhoubných a nezhooubných nádorů a jiných poruch pomocí procesu zvaného „Zaostřená ultrazvuková chirurgie“ (FUS²) nebo pomocí zaostřeného ultrazvuku se zvýšenou intenzitou (HIFU³). Při těchto procedurách se používají nižší kmitočty (ale větší intenzita) než u lékařských diagnostických zařízení (250 kHz ÷ 2000 kHz),

² Focused Ultrasound Surgery

³ High Intensity Focused Ultrasound

- čištění zubů v dentální hygieně (zubní kámen), k lokálnímu zahřívání měkkých tkání při rehabilitaci,
- rozdrčení ledvinových kamenů („Ultrazvukové šokové vlny“),
- léčbě šedého zákalu oka (zaostřená ultrazvuková chirurgie),
- léčba zubů, kostní regenerace, atd.

1.2 Generování ultrazvuku v lékařství

Magnetostrikční generátory vyvolávají ultrazvukové kmity v prostředí kolem feromagnetické tyčinky, která je umístěna ve střídavém magnetickém poli elektromagnetu pomocí magnetostrikčního jevu, tj. změny objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole. Tyto generátory mají velký výkon, ale lze jimi generovat ultrazvuk o kmitočtu jen asi do 60 kHz. Používají se hlavně v ultrazvukové chirurgii (chirurgie oka, zubní lékařství – odstraňování zubního kamene a kazu, ultrazvuková osteosyntéza, ultrazvukový skalpel – aplikace v neurologii, urologii, na játrech, slinivce, slezině a dvanáctníku). [7]

Piezoelektrické generátory jsou založeny na nepřímém piezoelektrickém jevu, tj. na deformaci určitých materiálů vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich protilehlé povrchy. Je-li toto napětí střídavé, koná destička z piezoelektrického materiálu pružné kmity v rytmu změn napětí. Napětí se přivádí z generátoru, jehož kmitočet je naladěn na vlastní rezonanční kmitočet destičky (dáno mechanickými vlastnostmi a rozměry destičky – čím je destička tenčí, tím může kmitat s vyšším kmitočtem). Tento jev je pozorován jen u některých krystalů (např. výbrusu krystalu křemene, turmalinu, Seignetovy soli) a některých keramických látek. Mechanická energie destičky rozkmitává okolní prostředí. Jelikož je absorpce ultrazvuku způsobená vnitřním třením při stlačování prostředí ve vzduchu velká, bývá kmitající destička uložena v kapalině, nejčastěji v oleji. Celý zdroj ultrazvuku je chráněn krytem z plastu nebo kovu. Mezi povrchem ultrazvukové sondy a tělesným povrchem musí být ze stejného důvodu zajištěn dobrý akustický kontakt (oleje, hydrogely). Používané kmitočty bývají v rozsahu $1 \div 20$ MHz. [7]

Při detekci ultrazvuku se využívá přímý piezoelektrický jev – vznik elektrického náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy piezoelektrického materiálu při jeho deformaci. [7]

1.3 Biologické účinky ultrazvuku

Biologické účinky ultrazvuku jsou způsobeny absorpcí ultrazvukové energie v tkáni. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a v pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší. Dále absorpce závisí na kmitočtu, resp. na vlnové délce. S klesající vlnovou délkou absorpce rychle roste, takže např. pro kmitočet 100 kHz je polopropustná vrstva vzduchu 220 cm a pro kmitočet 1 MHz jen 2,2 cm. Ve vodě je polopropustná vrstva pro 100 kHz 4 km a pro 1 MHz 40 m. [7]

Podle [7] můžeme biologické účinky ultrazvuku rozdělit na:

Mechanické účinky ultrazvuku – Energie zvukových vln roste se čtvercem kmitočtu, takže intenzita může dosahovat až několik desítek $W \cdot cm^{-2}$. Zhušťování a zředování prostředí vede k rychlým tlakovým změnám při kmitání molekul, a je tak možné dosáhnout přetížení⁴ až 10^5 g. Rychlým střídáním tlaků v malých objemech může dojít k mechanickému porušení struktury různých materiálů.

Kavitace – Následek zhušťování a zředování kapalného prostředí je kavitace, tj. vznik vakuových dutinek. Jako pseudokavitaci označujeme uvolňování plynů vázaných v roztocích v podobě bublinek. Protože plyny absorbují energii ultrazvuku více než kapaliny, vzniká v pseudokavitačních dutinkách značné teplo, které vede k expanzi a roztrhnutí pseudokavitačních dutin.

Fyzikálně chemické a disperzní účinky – Účinkem ultrazvuku může dojít k excitaci molekul, a tím k urychlení chemické reakce. Pomocí ultrazvuku je možné připravit velmi jemné suspenze, emulze, pěny a aerosoly (ultrazvukové inhalční přístroje).

Chemické a elektrochemické účinky – Účinkem ultrazvuku může dojít k depolymerizaci⁵ některých vysokomolekulárních látek a ke vzniku volných radikálů⁶ ve vodném prostředí. Rovněž může způsobit polymerizaci (využívá se při vytvrzování pryskyřic), zčernání fotografického materiálu a snížení elektromotorického napětí galvanických článků.

⁴ g je tíhové zrychlení na povrchu Země ($9,81 \text{ ms}^{-2}$)

⁵ rozklad chemicky složité látky na jednoduché složky

⁶ Volné radikály jsou látky, které se v těle tvoří při látkové přeměně, při obraně před bakteriemi a při expozici ultrafialovým nebo ionizujícím zářením. Nemoci, kouření či nadměrné vystavení vlivům znečištěného životního prostředí přispívají k intenzivnější tvorbě volných radikálů. Některé volné radikály jsou běžnou součástí zdravého metabolismu, některé se objevují nebo se jejich množství zvyšuje v průběhu nemoci, psychické a fyzické zátěže. [21]

Tepelné účinky – Vznikají třením kmitajících částic prostředí. K velmi výrazné absorpci s následným uvolněním tepla dochází na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí ultrazvuku. Proto např. může vzniknout na rozhraní měkká tkáň – kost tzv. periostální bolest.

Biologické účinky – Biologické účinky ultrazvuku jsou komplexní a závislé na intenzitě, kmitočtu a trvání expozice. Vznikají kombinací všech výše zmíněných účinků. Výsledně sem patří i strukturální změny (např. rozpad červených krvinek, koagulace bílkovin, rozrušení buněčného jádra).

Mezi nejčastější biologické účinky, mající význam v lékařství, patří: [7]

- zvýšení membránové permeability, a tedy zrychlení difúze v tkáních,
- porušení vodivosti nervových vláken – tlumivý účinek na přenos vzruchů,
- změna pH tkání – po ozvučení ultrazvukem se pH zvyšuje, po nadměrné intenzitě může prudce klesnout,
- analgetický a spasmolytický účinek tlášení bolesti komplexními přímými i nepřímými mechanismy,
- změkčování vazivové tkáně změněné chorobnými procesy,
- zlepšení trofiky⁷ zvýšením místního krevního oběhu a zrychlením metabolismu.

1.3.1 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 živočišných tkání zjištěny signifikantní změny. Dávka má být nižší než $105 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$. Maximální povolená intenzita při běžných diagnostických vyšetřeních je $720 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$. Používaná intenzita v ultrazvukové terapii nesmí překročit $30 \text{ kW} \cdot \text{m}^{-2}$ při maximální expoziční době 15 minut. [12]

Průměrné hodnoty intenzity u různých typů diagnostických přístrojů

- Konvenční B-MODE – $17 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$
- M-MODE – $95 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$
- Barevný doppler – $150 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$
- CW – doppler – $170 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$

⁷ funkce nervových vláken regulující výživu a přeměnu látek tkání

Diagnostické kmitočty

- 2,5 ÷ 6 MHz ($\lambda \cong 0,62 \div 0,26$ mm)⁸
 - abdominální diagnostika
 - porodnicko-gynekologická diagnostika
 - echokardiografie
 - průzvučná ultrazvuková tomografie
- 7,5 ÷ 14 MHz ($\lambda \cong 0,21 \div 0,11$ mm)⁸
 - diagnostika povrchových orgánů (štítná žláza, slinné žlázy, varlata)
 - diagnostika pohybového aparátu
 - cévní diagnostika
- 10 ÷ 20 MHz ($\lambda \cong 0,15 \div 0,08$ mm)⁸
 - oftalmologická diagnostika
 - speciální angiologická diagnostika
 - preoperační diagnostika
- 20 ÷ 50 MHz ($\lambda \cong 0,08 \div 0,03$ mm)⁸
 - endoluminální diagnostika
 - ultrazvuková biomikroskopie (oční a kožní lékařství)

Byly stanoveny doporučené *limity mechanického⁹ a tepelného indexu¹⁰*: [14]

Mechanický index

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

⁸ při průměrné rychlosti zvuku v měkkých tkáních $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

⁹ indikátor možného vzniku kavitace

¹⁰ výkon přístroje dělený výkonem, který by za podmínek minimálního odvodu tepla vedl k ohřevu o jeden stupeň

- $MI < 0,7$
 - 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

Všeobecné riziko je při hodnotě MI nad 1,9.

Teplotní index

- $TI < 0,7$
 - při ozvučení embrya a plodu je doba expozice omezena
- $TI < 1$
 - v tomto případě není doporučeno ozvučování oka
- $TI < 3$
 - není doporučeno ozvučení embrya a plodu

Účinky ultrazvuku na člověka a ostatní organismy nejsou ještě dostatečně prozkoumané. Všeobecně je možno říci, že intenzity do $1,5 \text{ W}\cdot\text{cm}^2$ mají účinky biopozitivní. Tyto účinky se týkají funkce tkání, nikoliv jejich struktury. Při vyšších intenzitách (do $3 \text{ W}\cdot\text{cm}^2$) se dříve jmenované účinky zvyšují, v cytoplazmě se objevují vakuoly a tukové kapičky. I toto jsou ještě změny reverzibilní, které se po určité době po ozvučení mohou upravit. Intenzity vyšší než $3 \text{ W}\cdot\text{cm}^2$ mají za následek ireverzibilní změny spočívající v destrukci buněčného jádra, denaturaci bílkovin a enzymů tepelnými nebo chemickými účinky. Zanedbatelná není ani tvorba volných radikálů. To vše nakonec vede k lokální nekróze tkáně. [7]

1.4 Biofyzika ultrazvuku

Tímto pojmem jsou označovány jevy vznikající při vzájemném působení ultrazvuku s biologickými systémy. Z hlediska působení ultrazvuku a velikosti použité intenzity rozdělujeme interakce na aktivní a pasivní.

Aktivní interakce je proces, při kterém ultrazvuková energie pohlcená biologickým systémem vyvolá jeho změny, označované souhrnně jako biologické účinky ultrazvuku (viz kapitola 1.3). Tyto účinky se využívají při ultrazvukové terapii a chirurgii.

Pasivní interakce hodnotíme při aplikaci nízkých hodnot intenzit ultrazvuku, které nemohou vyvolat aktivní biologické změny. Ultrazvuková vlna po průchodu biologickým systémem však nese informaci o jeho akustických vlastnostech. Proto je tento typ interakce využíván v ultrazvukové diagnostice [12]. Parametry některých lidských orgánů jsou uvedeny v tabulce 1.1 na straně 26.

1.4.1 Základní veličiny ultrazvukového pole

Základní rozdíl ultrazvukového signálu vůči elektromagnetickému signálu používaného u zobrazovacích systémů spočívá v tom, že ultrazvukový signál je přímo vázán s prostředím zobrazovaného objektu.

Ultrazvuk prochází hmotným prostředím pomocí vibrační částic, které prostředí vytvářejí. Při přenosu energie není nutný makroskopický pohyb média, neboť aktivované částice kmitají kolem svých rovnovážných poloh. Částice jsou však navzájem vázány elastickými silami, a proto se vibrace jedné přenášejí na sousední, a tak se vzruch šíří prostředím. Protože je vazba mezi částicemi elastická a každá částice má konečnou hmotnost, dochází ke zpoždění přenosu energie od jedné částice ke druhé. V důsledku třecích sil prostředí, kterým se ultrazvuk šíří, dochází k absorpci energie, která se mění v teplo. Rychlost šíření podélných ultrazvukových vln c (částice kmitají přímočaře ve směru šíření vlny) v homogenním prostředí, kde rozměry kolmé na směr šíření jsou ohraničeny, je závislá na jeho elasticitě E a hustotě ρ : [3]

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}, \quad [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (1.1)$$

kde E (v Pa) je Youngův modul pružnosti v tahu.

Některé rychlosti šíření ultrazvuku v lidské tkáni jsou uvedeny v tabulce 1.1 na straně 26. Obecně lze tvrdit, že v živé tkáni je rychlost šíření ultrazvukové energie konstantní a je rovna $1540 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Díky tomu lze pro určení vzdálenosti a mezi rozhraními (nehomogenitami) tkáně, na kterých dochází k odrazu, a ultrazvukovou sondou využít vztah: [3]

$$a = 0,5 \cdot c \cdot \Delta t, \quad [\text{m}] \quad (1.2)$$

kde Δt je časový interval mezi vysílaným a přijímaným odrazem ultrazvukového signálu.

Rychlost šíření ultrazvuku v různých tkáních je v širokém rozsahu nezávislá na kmitočtu f ultrazvukového vlnění (při podmínce zanedbání disperze – rozptylu). Lze tedy využít vztah mezi vlnovou délkou λ a kmitočtem: [3]

$$\lambda = \frac{c}{f}. \quad [\text{m}] \quad (1.3)$$

Vlnová délka ultrazvuku je velmi důležitá právě v jeho diagnostických aplikacích. Určuje nejmenší vzdálenost mezi dvěma objekty, které leží na ose ultrazvukového svazku a mohou být od sebe rozlišeny. Vlnová délka tedy určuje dosažitelnou limitní prostorovou rozlišovací schopnost systému. Například pro lidskou tkáň, ve které je střední rychlost ultrazvuku $c = 1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a kmitočet ultrazvuku 2 MHz, je dosažitelná rozlišovací schopnost 0,8 mm.

K vybuzení vibrační částic, které tvoří ultrazvukovou vlnu je zapotřebí dodat částicím energii, respektive dodat za jednotku času výkon. Ultrazvukové pole je popsáno nejen akustickým výkonem N , ale též intenzitou ultrazvuku I . Ta je definována střední hodnotou energie, která projde za jednotku času jednotkou plochy, jež je orientovaná kolmo na směr šíření vlnění. [3]

Akustický výkon lze určit ze vztahu: [3]

$$N = I \cdot S, \quad [\text{W}] \quad (1.4)$$

kde S je celková ozařovaná plocha.

Intenzita ultrazvukové energie rovinného postupného vlnění v homogenním izotropním prostředí ve velké vzdálenosti od zdroje je dána vztahem: [3]

$$I = p \cdot c, \quad [\text{W}\cdot\text{m}^{-2}] \quad (1.5)$$

kde p je akustický tlak.

Intenzita ultrazvukové energie je tedy měřítkem akustické energie.

Rychlost šíření ultrazvuku v materiálu, stejně jako jeho odraz a přestup na rozhraní dvou prostředí, závisí na odporu prostředí, ve kterém se vlnění tlumí vnitřním třením. Odpor prostředí proti šíření zvukové vlny – vnitřní tření – se vyjadřuje (akustickým) vlnovým odporem Z , který závisí na rychlosti šíření zvuku a hustotě materiálu: [3]

$$Z = \rho c = \sqrt{E \rho}, \quad [\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}] \quad (1.6)$$

kde je Z akustický vlnový odpor, E je modul pružnosti a ρ je hustota prostředí.

Při postupu ultrazvukové vlny prostředím je vytvářen tlak p , který je s ostatními veličinami ultrazvukového pole vázán vztahy: [3]

$$p = Z \cdot c, \quad [\text{Pa}] \quad (1.7)$$

$$I = \frac{p^2}{Z}. \quad [\text{W}\cdot\text{m}^{-2}] \quad (1.8)$$

V praxi je velmi často nutné srovnávat dvě hodnoty intenzity ultrazvuku (například odraženou intenzitu s generovanou intenzitou apod.). Protože dynamika (rozsah změn) intenzity je obecně velmi velká, je vhodné provést kompresi vyšších hodnot použitím nelineárního převodu skutečných hodnot na hodnoty poměrné. Tak jako v jiných oborech měřicí techniky se využívá i v ultrazvukové technice decibelové vyjádření tzv. hladiny intenzity L_i , resp. hladiny tlaku L_p definované: [3]

$$L_i = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0}, \quad [\text{dB}] \quad (1.9)$$

kde referenční hodnotou intenzity je $I_0 = 10^{-12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$ a

$$L_p = 20 \cdot \log \frac{p}{p_0}, \quad [\text{dB}] \quad (1.10)$$

kde vztažná hodnota tlaku je $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$.

Útlum ultrazvuku

Intenzita ultrazvukového vlnění v prostoru je ovlivněna rozptylem vlnění, interferencí a vlastní absorpcí. S rostoucí vzdáleností od místa generování tedy dochází k poklesu intenzity podle vztahu: [7]

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha d}, \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad (1.11)$$

kde je I_0 počáteční intenzita, α je absorpční koeficient, d je tloušťka vrstvy tkáně.

Popis mechanismu, kterým je ultrazvuk absorbován v biologických materiálech, je značně složitý. Z experimentálních prací řady autorů vyplývá, že činitel útlumu měkkých tkání je srovnatelný s hodnotou útlumu viskózních olejů [13].

U biologických materiálů byla zjištěna přibližně lineární závislost útlumu na kmitočtu v rozsahu $250 \text{ kHz} \div 4 \text{ MHz}$. Kmitočtová závislost pro různé tkáně je udávána vztahem: [3]

$$\alpha \sim a \cdot f^b, \quad [-] \quad (1.12)$$

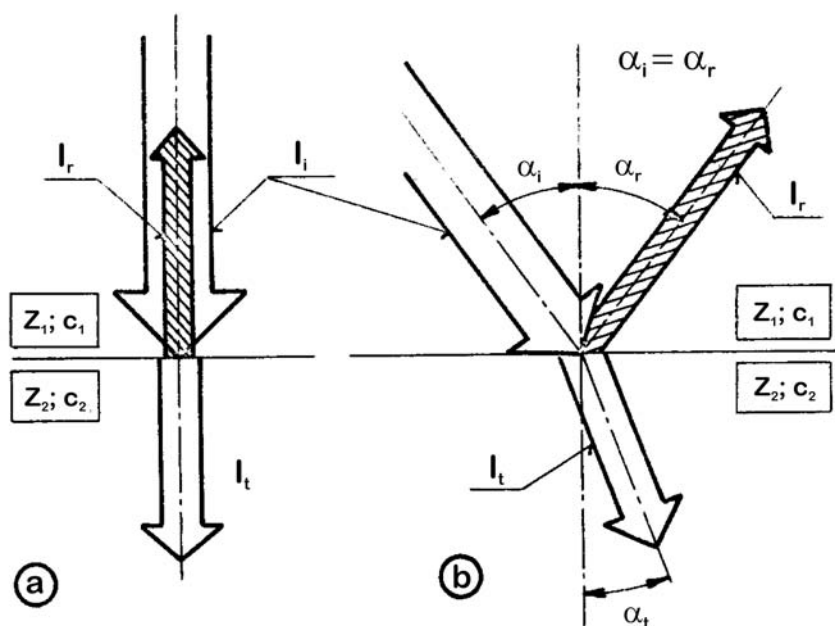
kde f je kmitočet a a i b závisejí na vlastnostech tkáně a podmínkách měření. Hodnota b je udávána v rozsahu $1,05 \div 1,2 \Rightarrow$ lineární závislost útlumu.

Velikost útlumu je také závislá na teplotě vzorku, při které je měření prováděno. U svalů byla prokázána různá velikost útlumu při měření podél a napříč vláken.

Aby bylo možné získané hodnoty srovnat, byl zaveden činitel útlumu vztažený na kmitočet 1 MHz a na tloušťku vzorku 1 cm. V měkkých tkáních je průměrná hodnota útlumu $0,5 \div 3,5 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$. Výrazně odlišné výsledky byly získány pro útlum v kostech, který je do 2 MHz úměrný čtverci kmitočtu. Vůbec nejvyšší hodnota útlumu ultrazvuku $41 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ byla naměřena pro plicní tkáň při teplotě 35°C a kmitočtu 1 MHz [13].

1.4.2 Odraz a lom ultrazvukových vln

V homogenním prostředí se ultrazvukové vlnění šíří přímočaře. Dopadne-li ultrazvukový svazek na rozhraní dvou prostředí s různými akustickými vlastnostmi, projde zčásti do druhého prostředí a zčásti se odrazí zpět. Při přechodu z jednoho prostředí do druhého mění vlnění svůj směr šíření (pokud nejde o kolmý dopad), dochází k lomu. K odrazu a lomu však dojde pouze tehdy, pokud jsou rozměry rozhraní, resp. překážky, větší než vlnová délka ultrazvukového vlnění. Při řádově stejných rozměrech překážky a vlnové délky je lom provázen ohybem (difrakcí).



Obr. 1.1: Odraz i lom ultrazvukového vlnění [3]

Poměr amplitudy ultrazvukové vlny po odrazu k amplitudě ultrazvukové vlny před dopadem na rozhraní, od kterého se ultrazvuková vlna odrazí, je označován jako amplitudový reflexní koeficient r_a , viz obrázek 1.1. Při dopadu ve směru normály k rovině akustického rozhraní může být reflexní koeficient vypočten podle vztahu [3]:

$$r_a = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}, \quad [-] \quad (1.13)$$

kde Z_1 je akustická impedance prostředí 1 a Z_2 je akustická impedance prostředí 2.

Kromě amplitudového reflexního koeficientu r_a se často používá tzv. intenzivní reflexní koeficient r_i , který je definován vztahem: [3]

$$r_i = r_a^2. \quad [-] \quad (1.14)$$

Kvantitativní vyjádření reflexních koeficientů z rovnic 1.13 a 1.14 platí jen pro kolmý dopad na akustické rozhraní. V praktických klinických situacích však s jejich platností můžeme počítat, poněvadž úhlová odchylka ultrazvukového svazku již o několik stupňů způsobí, že šikmou odraženou vlnu, viz obrázek 1.1, již přijímač není schopen zachytit.

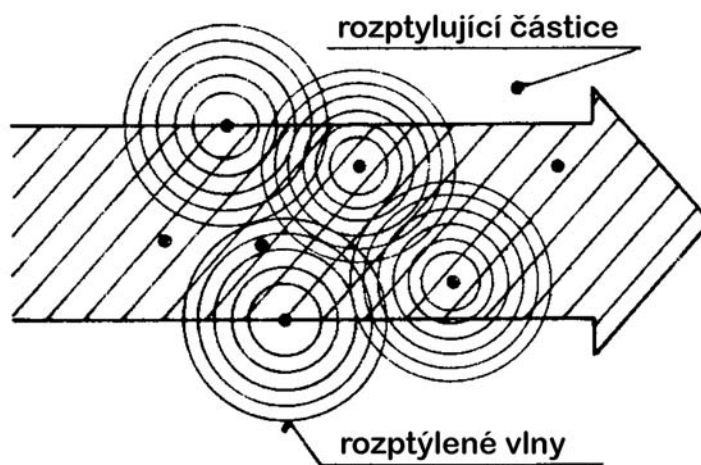
Úhel lomu α_t je závislý na rychlosti šíření ultrazvukové vlny v obou prostředích. Poměr $\sin \alpha_i$ úhlu dopadu a úhlu lomu je dán Snellovým zákonem (viz strana 35):

$$\frac{\sin \alpha_i}{\sin \alpha_t} = \frac{c_1}{c_2} = n_{1,2}, \quad [-] \quad (1.15)$$

který definuje index lomu n ultrazvukové vlny. [3]

1.4.3 Rozptyl ultrazvukových vln

Rozptyl (disperze) ultrazvukových vln nastává zejména v prostředí, ve kterém jsou rozptýleny částice, jejichž geometrické rozměry jsou srovnatelné s vlnovou délkou ultrazvukové vlny (např. krev). Malé částice absorbují část ultrazvukové energie a opět ji generují do všech směrů jako sférické pole, viz obrázek 1.2.



Obr. 1.2: Schématická ilustrace rozptylu uzv vln [3]

Mechanismus rozptylu je označován jako Rayleighův rozptyl. Tento rozptyl nezávisí na změnách akustické impedance rozptylujících částic ani na jejich velikosti. [3]

$T = 20 \div 24^\circ\text{C}$	c	ρ	ρc	α/f
Tkáň	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]$	$[\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}]$	$10^6 [\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}]$	$[\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}]$
mozkomíšní mok	1502	1004	1,5	0,01
sklivec	1520	992	1,5	0,01
komorová tekutina	1502	1004	1,5	0,01
kůže	1615	1090	1,76	0,18
krev (čerstvá)	1570	1059	1,66	0,18
krev (sražená)	1603	1068	1,71	
krev (citrátová)	1556	1050	1,63	
tuk	1450	970	1,4	0,63
mozek	1540	1040	1,6	0,85
tvrdá plena mozková	1555	1108	1,72	
slezina	1566	1050	1,64	
játra	1550	1060	1,64	0,94
ledvina	1561	1036	1,62	1,00
sval (podél vlákna)	1568	1060	1,66	1,30
sval (napříč vlákna)	1585	1070	1,69	3,30
srdeční sval	1620	1082	1,75	1,82
čočka	1640	1136	1,86	2,00
rohovka	1609	945	1,52	
skléra	1650	1033	1,7	
kost (střední hodnota)	3380	1700	5,74	13,00
lebeční kost	4080	1850	7,54	20,00
plíce				41,00
subdurální hematoma	1525	1030	1,57	
obsah tum. cysty	1514	1017	1,54	
glioblastom	1536	1035	1,59	
meningiom	1545	1053	1,62	
spongioblastom	1532	1040	1,59	
karcinom metastický	1535	1040	1,59	
sarkom (archnoid.)	1530	1035	1,58	

Tab. 1.1: Parametry vybraných tkání [13]

1.4.4 Rychlost šíření ultrazvuku

Živé tkáně se z hlediska šíření ultrazvuku jeví jako nehomogenní vrstevnatá prostředí. Vliv těchto nehomogenit je závislý na jejich vlnových odporech a rozměrech ve vztahu k vlnové délce ultrazvuku. Na rozhraních jednotlivých tkání se potom uplatňuje odraz, lom, případně rozptyl.

Při fyzikálním popisu rychlosti ultrazvuku ve tkáních musíme vycházet ze vztahů pro rychlost ultrazvuku v pevných látkách a v látkách kapalných. Dále je důležité brát v potaz druh šíření ultrazvukových vln (rozeznáváme podélné a příčné) a výsledná rychlost také závisí na teplotě prostředí.

Rychlost šíření ultrazvuku většiny měkkých tkání lidského organismu se pohybuje v rozmezí $1450 \div 1650 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Je to způsobeno různým prokrvením jednotlivých tkání, jejich složením, strukturou a konstitucí organismu. Tkáně obsahující více vody mají vlastnosti podobné vodným roztokům. Čím je buněčná stavba tkáně složitější, tím více se její akustické vlastnosti liší od tekutin. U tukových tkání je rychlost šíření v mezích $1450 \div 1490 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, u ostatních tkání pak $1520 \div 1650 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Za průměrnou hodnotu všech měkkých tkání bereme $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; pro oko $1572 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Výrazně odlišné vlastnosti má kostní (pro vysoký obsah minerálních látek) a plicní tkáň (pro vysoký obsah vzduchu) [13].

2 METODY MĚŘENÍ

Dříve se v lékařství používalo měření rychlosti ultrazvuku ve tkáních jen ke kalibraci ultrazvukových zobrazovacích systémů (pomocí měření „doba šíření ultrazvuku – vzdálenost“). Dnes se díky pozorování došlo k závěru, že již sama rychlost šíření ultrazvuku je důležitou specifickou informací o vlastnostech tkáně.

Díky ultrazvukovým metodám, které se používají k měření charakteristik tkání, lze určit vlastnosti struktury a funkční stavu tkáně. Tyto charakteristiky určíme z naměřených dat získaných z jednotlivých měření/skenů. Je-li možno informaci o struktuře jednoznačně přiřadit k jednotlivým typům tkáně, a to jak ve stavu zdraví, tak i ve stavu nemoci, potom lze tyto charakteristiky použít k upřesnění diagnózy nebo k analýze účinků jiných faktorů, např. při kontrole stavu nemocného v procesu jeho léčení [2], [6].

2.1 Odrazová metoda

Podle [9] je vhodnou variantou této metody odrazová substituční metoda, která může být použita pro měření zředěných vzorků i pro měření rychlosti ultrazvuku v měkkých tkáních. Nicméně metoda vyžaduje znalost rychlosti šíření ultrazvuku v referenčním médiu a znalost tloušťky vzorku. Z toho vyplývají určité problémy a limitace této metody:

1. je vhodná jen pro měření v kapalinách,
2. pro kalibraci přístroje může být požadovaná referenční tekutina,
3. velikost vzorku tkáně (roztoku) musí být přesně změřitelná, kvůli měkkosti většiny vzorků je měření náchylné k chybám.

Právě tyto vlastnosti jako je nakalibrování pomocí referenční tekutiny a přesná znalost tloušťky vzorku velmi limituje tuto metodu. Další metody uvedené nevýhody víceméně odstraňují.

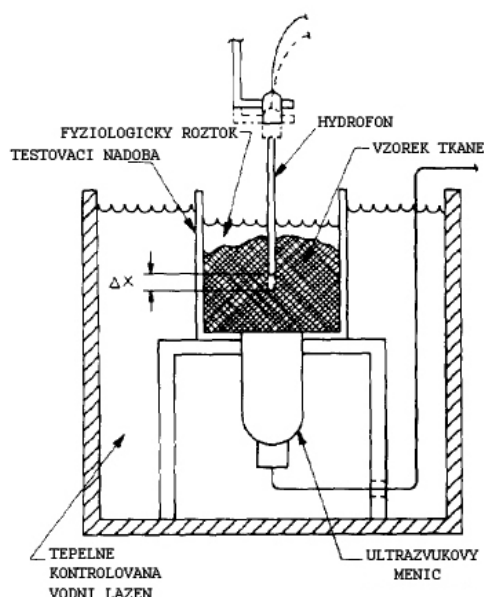
2.2 Průzvučná metoda

Tato metoda reprezentuje přenosovou techniku, která zaručuje přesnost pro měření rychlosti ultrazvuku v měkkých tkáních 0,5%. Přijímací hydrofon (přijímač) a vysílací měnič (vysílač) jsou v ose nad sebou. Vysílač je pevně ukotven a je v kontaktu s měřeným vzorkem, zatímco přijímač se posunuje pomocí posuvného zařízení blíže k vysílači nebo dále od něj. Časy potřebné k přenosu impulsu z vysílače na přijímač

v závislosti na vzdálenosti jsou po celou dobu změny vzdálenosti zaznamenávány. Tyto časy jsou poté vyneseny v grafu, kde na jedné ose je čas a na druhé vzdálenost mezi přijímačem a vysílačem. Směrnice výsledného grafu je odhadovaná rychlost ultrazvuku ve vzorku tkáně. U této metody není nutná kalibrace zahrnující kalibraci referenčního média a znalost tloušťky vzorku.

2.2.1 Popis metody

Zapojení pro měření je ukázáno na obrázku 2.1. Ultrazvukový impuls je vysílán na kmitočet 3,5 MHz z vysílače umístěného ve dně testovací nádoby naplněné testovacím vzorkem. Impuls projde vzorkem a je zachycen přijímačem, který je připevněn k posuvnému zařízení s velmi malým krokem (v pokusu dle [9] 0,005 mm) ve směru od nebo k vysílači. Rozdíl vzdáleností dvou měřících poloh je označen jako Δx (viz obrázek 2.1). Přijímaná data jsou dále zpracována v počítači. Přijímač je umístěn



Obr. 2.1: Schematické zapojení průzvučné metody [9]

ve vzorku v počáteční (vztažné) hloubce a po přijetí testovacího impulsu může být zahájeno měření. Přijatý impuls je zaznamenán a měření se opakuje v dalších hloubkách určených podle kroku Δx . Pomocí vrcholu přijatého impulsu se zjistí čas potřebný k přenesení impulsu vzorkem. Lineární úbytek velikosti impulsu je závislý na hloubce přijímače a na velikosti zpoždění impulsu. Tato metoda může být využita například pro následující techniky měření.

Rychlost ultrazvuku v destilované vodě

Rychlost ultrazvuku v destilované vodě je funkcí teploty a je velmi dobře popsána v literatuře [8]. Testovací nádoba je při měření naplněna destilovanou vodou a měření je provedeno při několika teplotách. Podle [9] je rychlost ultrazvuku v destilované vodě při teplotě 23 °C 1491,50 m·s⁻¹.

Rychlost ultrazvuku v lidských játrech *in vitro*

Vzorky k měření jsou excitovány 48 hodin po smrti. Po excitaci jsou vzorky uloženy na dalších 48 hodin při teplotě 4 °C. Potom je z jater uříznut kousek 4 x 2 x 2 cm, který se ponoří do fyziologického roztoku a nechá se po dobu 15 minut při tlaku 0,5 barů odplynit. Poté je opět uložen na dobu 2 hodin při teplotě 4 °C ke zlepšení odplynění. Před vlastním měřením je vzorek pomalu zahřán na pokojovou teplotu použitím mikrovlnného ohřevu. Z takto připraveného vzorku je pomocí speciálního nástroje uříznut vzorek o tloušťce 1,00 ± 0,03 cm, který je následně použit k měření.

Průměrná rychlost ultrazvuku v játrech při měření průzvučnou metodou při teplotě 23,0 ± 0,5 °C je 1568,89 ± 5,10 m·s⁻¹ (hodnota + směrodatná odchylka). Během každého měření byl přijímač posunut o 4 mm a měření bylo provedeno v rozsahu 2 cm (6 měření).

poznámka:

U rychlosti ultrazvuku ve vzorku jater měřené pomocí odrazové metody, je při jejím určení, respektive výpočtu výsledné rychlosti ultrazvuku, potřeba zahrnout čas t_s průchodu vzorkem s fyziologickým roztokem, ve kterém je vzorek umístěn. Tento čas se změří v prvním kroku a poté se po hodinovém „odkapání“ vzorek přeměří ještě jednou a určí se čas průchodu t_l .

Rychlost vzorku v játrech se poté vypočítá: [9]

$$\frac{1}{c_l} = \frac{1}{c_s} - \frac{\bar{t}_l - t_s}{2d}, \quad (2.1)$$

kde c_l je rychlost ultrazvuku v játrech, c_s rychlost ultrazvuku ve fyziologickém roztoku¹, d je tloušťka vzorku.

Výsledná rychlost ultrazvuku játry při teplotě 23 °C je 1571,72 ± 3,15 m·s⁻¹.

Rozdíl mezi výsledky průzvučné a odrazové metody je přibližně 0,18 %.

Popsaná metoda měření rychlosti ultrazvuku je vhodná pro měření ve vzorcích tkáně. Metoda nabízí proti běžným metodám měření několik výhod:

1. měření mohou být prováděna v biologických kapalinách stejně jako v měkkých tkáních díky shodnému nastavení měření pro všechny vzorky.

¹ při 23 °C je rovna 1502,30 m·s⁻¹. Roztok 7,5 g soli na 100 ml vody

2. měření lze provádět ve velmi malých vzorcích z důvodu měření pomocí velmi úzkého paprsku. Lze tudíž detekovat i velmi malé objekty jako například mikro-nádory časté v měkkých tkáních (např. v prsu).
3. tloušťka vzorku nemusí být známá. Měření tloušťky je pro některé techniky důležité. U měkkých tkání lze velmi těžko přesně změřit tloušťku vzorku, protože některé vzorky jsou náchylné na změnu teploty, díky které se mohou v určité dimenzi s teplotou měnit rozměry.
4. metoda využívá toho, že není třeba kalibračních technik na začátku měření, které jsou u některých ostatních technik nutné.

2.3 Kombinace metod

Pro měření rychlosti šíření ultrazvuku je podle [11] vhodná kombinace obou předeslých metod při měření ve vodě.

2.3.1 Popis metody

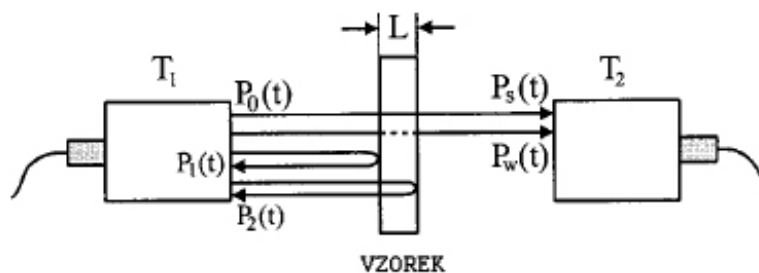
Tradiční širokopásmová průzvučná metoda měření šíření akustického signálu vyžaduje měření rychlosti ultrazvuku ve vodě, znalost tloušťky vzorku a fázového spektra obou transmitovaných ultrazvukových impulzů. Jestliže je rychlost ultrazvuku ve vzorku výrazně odlišná než ve vodě, je celková chyba měření závislá především na tloušťce vzorku. Metoda pro měření šíření ultrazvuku pomocí kombinace průzvučné a odrazové metody je navržena tak, aby eliminovala potřebu znalosti tloušťky vzorku a na ní závislou chybu. Metoda díky emitování dvou transmitovaných impulzů vyžaduje záznam obou odražených impulzů – jeden z rozhraní voda/vzorek a druhý z rozhraní vzorek/voda. Fázová rychlost, stejně jako tloušťka vzorku, je určena z fázového spektra čtyř vyslaných impulzů.

Určení akustické rychlosti šíření (fázová rychlost jako funkce kmitočtu) pomocí širokopásmové průzvučné metody je možné z mnoha aplikací. Od představení metody v roce 1978 byla tato metoda použita ke studiu vlastností šíření v kovech, v epoxidové pryskyřici, v papírových materiálech, v polymerních materiálech, v ultrazvukově kontrastních látkách anebo k ověření Kramers-Knonigových vztahů pro akustické vlny [11].

Obvykle metoda vyžaduje měření pomocí referenčních hodnot – pomocí znalosti rychlosti ultrazvuku ve vodě, tloušťky vzorku a fázového spektra dvou transmitovaných ultrazvukových impulzů. Minimalizování chyby měření je důležité v mnoha

aplikacích. Ve většině případů je průměrná přesnost měření šíření ultrazvuku limitována neurčenou tloušťkou vzorku. V některých případech může mít vzorek nepravidelný povrch; jindy nemusí být vzorek dostatečně tuhý nato, aby šla změřit jeho tloušťka přesně (bez deformace). Také při ideálních povrchových podmínkách vzorku dominuje celková chyba měření chyba měření tloušťky vzorku.²

Metoda pro měření šíření ultrazvuku kombinací metod měření je širokopásmová měřicí metoda určující rychlost šíření v kmitočtové oblasti, bez nutnosti znalosti tloušťky vzorku. Tato metoda je v podstatě rozšířením měření v časové oblasti, poprvé navržena Kuo-em *et. al* a později doplněna Hsu a Hughes, kteří určili rychlost ultrazvuku vzorkem, použitím *TOF*³ dat. Přístroje a jejich nastavení je navrženo v této metodě stejně jako při tradiční ponorné metodě širokopásmového měření šíření ultrazvuku. Navíc k záznamu dvou vyslaných impulzů se doplňuje záznam obou odražených impulzů – od obou rozhraní (viz obrázek 2.2). Fázovou rychlost ve vzorku, stejně tak i jeho tloušťku lze určit z fázových spekter všech zaznamenaných impulzů $P_1(t)$, $P_2(t)$, $P_s(t)$, $P_w(t)$ [11].



Obr. 2.2: Schématické zapojení kombinované metody [11]

Obrázek 2.2 ukazuje cesty signálů v metodě pro měření šíření ultrazvuku. Signál $P_0(t)$ je počáteční impulz vyslaný měničem označeným T_1 . Signály $P_s(t)$ a $P_w(t)$ reprezentují vyslané signály s a bez vložení vzorku do dráhy pulzu, naopak signály $P_1(t)$ a $P_2(t)$ reprezentují impulzy odražené z předního a zadního povrchu vzorku. Jestliže použijeme $A(f) e^{-j\theta(f)}$ k reprezentaci Fourierovy transformace z impulzu $P(t)$ a předpokládáme rychlost impulzu ve vodě za zanedbatelnou, fázová rychlost ve vzorku může být získána z fázového spektra dvou odražených impulzů $P_s(t)$ a $P_w(t)$: [11]

$$\frac{1}{V_p(f)} = \frac{\theta_s(f) - \theta_w(f)}{2\pi f L} + \frac{1}{c_w}, \quad (2.2)$$

² při podmínkách, kdy je rychlost šíření velmi rozdílná ve vzorku a ve vodě.

³ Times Of Flight – doba letu paprsku

kde $V_p(f)$ je fázová rychlost ve vzorku, c_w je rychlost ultrazvuku ve vodě, $\theta_s(f)$ a $\theta_w(f)$ jsou fázová spektra signálů $P_s(t)$ a $P_w(t)$, L je tloušťka vzorku. Z fázového spektra odražených signálů je možné určit fázovou rychlost $V_p(f)$. [11]

$$\frac{1}{V_p(f)} = \frac{\theta_2(f) - \theta_1(f)}{4\pi f L}, \quad (2.3)$$

kde $\theta_1(f)$ a $\theta_2(f)$ jsou fázová spektra signálů $P_1(t)$ a $-P_2(t)$ (odražený signál $P_2(t)$ je vůči $P_1(t)$ vždy invertovaný). Z uvedených rovnic 2.2 a 2.3 vyškrtáme L a získáme fázovou rychlost: [11]

$$V_p(f) = c_w \left[1 + 2 \cdot \frac{\theta_w(f) - \theta_s(f)}{\theta_2(f) - \theta_1(f)} \right]. \quad (2.4)$$

Toto je základní rovnice pro určení $V_p(f)$ bez měření šířky vzorku. Každé fázové spektrum $\theta(f)$ v rovnici 2.4 je v absolutní fázi k počátečnímu času ($t = 0$) v okamžiku vyslání $P_0(t)$. Díky velkému časovému zpoždění mezi $P_0(t)$ a vyslanými a odraženými impulzy se fáze těchto pulzů významně mění s kmitočtem a fázový rozklad je požadován. Kvůli zpřesnění pravé absolutní fáze je obvykle do vyslaného impulzu připojeno velké množství nul k zvýšení hustoty vzorků fázové funkce. Za účelem zjednodušení procesu fázového výpočtu a k redukování dvojznačnosti použijeme následující techniku k určení fáze.

Nejdříve předpokládejme, že každý z $P_s(t)$, $P_w(t)$, $P_1(t)$ a $P_2(t)$ získáme použitím dlouhého vzorkovacího okna se začátkem v $t = 0$. Namísto přímého použití Fourierovy transformace nejdříve posuneme střed pulzu do $t = 0$ a vypočítáme fázové spektrum z posunutého spektra. Vztah mezi fázovým spektrem originálního a posunutého pulzu je: [11]

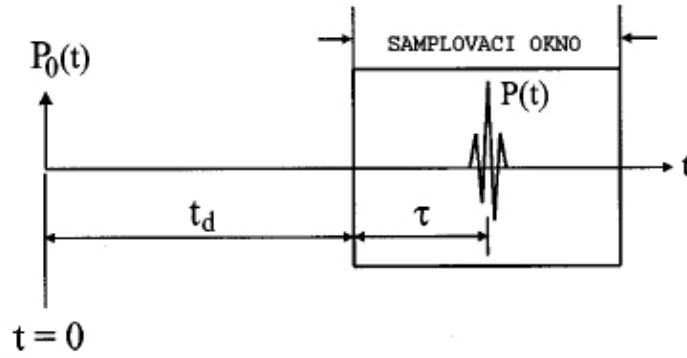
$$\theta(f) = \phi(f) + 2\pi f t, \quad (2.5)$$

kde $\phi(f)$ je fázové spektrum posunutého pulzu, $t = n/f_s$ je časový posun, kde f_s je vzorkovací kmitočet a n počet posunutých vzorků. Dosazením rovnice 2.5 do 2.4 se rovnice určující rychlost šíření změní na: [11]

$$V_p(f) = c_w \left[1 + 2 \cdot \frac{\phi_w(f) - \phi_s(f) + 2\pi f (t_w - t_s)}{\phi_2(f) - \phi_1(f) + 2\pi f (t_2 - t_1)} \right], \quad (2.6)$$

kde $\phi_w(t)$, $\phi_s(t)$, $\phi_2(t)$ a $\phi_1(t)$ jsou fázová spektra posunutých $P_w(t)$, $P_s(t)$, $-P_2(t)$ a $P_1(t)$; t_w , t_s , t_2 a t_1 jsou časové posuny signálů. Při použití menšího okna k nahrání pulzu, které nezačíná v $t = 0$, ale až po určitém spouštěcím zpoždění t_d (viz obrázek 2.3). V tomto případě, je nahráný impulz stále posunutý na začátek samplovacího okna a fázové spektrum posunutého pulzu je počítáno jako $\phi(f)$. Celkový čas posunutí t použitý v rovnicích 2.5 a 2.6 by měl obsahovat obě časová posunutí, τ uvnitř samplovacího okna a spouštěcí zpoždění samplovacího okna t_d (viz obrázek 2.3).

$$t = t_d + \tau. \quad (2.7)$$



Obr. 2.3: Časový průběh počátečního impulzu $P_0(t)$, smplovací okno a nahraný pulz $P(t)$ [10]

V obou případech změna fázového spektra může být minimalizována regulováním velikosti časového zpoždění a fázovým rozkladem, který není obvykle potřeba v určených $\phi_w(t)$, $\phi_s(t)$, $\phi_2(t)$ a $\phi_1(t)$. Výsledek rychlost $V_p(f)$ může být určen přesně pomocí rovnice 2.6.

Rovnice 2.4 a 2.6 ukazují, že absolutní fázová rychlost $V_p(f)$ určená pomocí metody je přímo úměrná c_w , která se mění s teplotou. Vyjádříme-li relativní změnu ve fázové rychlosti je potom jasné, že měření c_w musí být také eliminováno: [11]

$$\frac{V_p(f) - V_p(f_0)}{V_p(f_0)} = \frac{F(f) + F(f_0)}{1/2 + F(f_0)}, \quad (2.8)$$

kde f_0 je referenční kmitočet a funkce $F(f)$ je definována jako: [11]

$$F(f) = \frac{\phi_w(f) - \phi_s(f) + 2\pi f(t_w - t_s)}{\phi_2(f) - \phi_1(f) + 2\pi f(t_2 - t_1)}. \quad (2.9)$$

Chyba měření šíření ultrazvuku je pak určena pouze chybou měření zpoždění. Jestliže zanedbáme V_p v rovnicích 2.2 a 2.3, pak použitím rovnice 2.6 získáme odhad tloušťky L : [11]

$$\begin{aligned} \hat{L} &= \frac{c_w}{4\pi f} [\theta_2 - \theta_1 + 2(\theta_w - \theta_s)] \\ &= \frac{c_w}{4\pi f} [\phi_2 - \phi_1 + 2(\phi_w - \phi_s) + 2\pi f(t_2 - t_1 + 2t_w - 2t_s)]. \end{aligned} \quad (2.10)$$

Teoreticky mohou být všechny kmitočtově závislé komponenty na pravé straně rovnice 2.10 zanedbány. To dělá z \hat{L} „perfektní“ konstantu. Prakticky se však \hat{L} počítá z naměřených dat, která se mění s kmitočtem, a tudíž i \hat{L} je závislé na kmitočtu.

Význam \hat{L} v kmitočtovém rozsahu měřeného systému je použití odhadované tloušťky L , díky které může být standardní odchylka \hat{L} použita k určení spolehlivosti měřící metody šíření ultrazvuku. [11]

2.4 Měření rychlosti v tkáních člověka *in vivo*

V dnešní době je známo mnoho různých metod měření rychlosti ultrazvuku *in vivo*, které se v základním členění dají rozdělit na dvě skupiny, na metody invazivní a neinvazivní.

2.4.1 Neinvazivní měření

Určení rychlosti ultrazvuku pomocí měření průzvuknou metodou je možné v různých částech i orgánech lidského těla, přístupných k sledování. Samozřejmě, pomocí těchto měření obdržíme střední hodnotu rychlosti skrze všechny tkáně ležící v cestě ultrazvuku.

Jedna z metod, metoda registrace šíření akustického impulzu pro relativní měření ultrazvuku v prsu, umožňuje pomocí principu skenování ultrazvukovým paprskem v různých směrech získávat rekonstrukční tomografické zobrazení šíření rychlosti ultrazvuku v různých řezech prsu. Tyto řezy mohou sloužit jako zdroj „nové“ informace, například k doplnění echo-grafického vyšetření prsu. [6]

V těch případech, kdy se nedaří provést přímé měření pomocí průzvukné metody (například v játrech člověka), se používá možnosti určení střední hodnoty rychlosti pomocí registrace akustických echo-signalů odražených od samotné tkáně.

Do těchto metod se řadí způsob, který určuje rychlost pomocí určení polohy a vizualizace charakteristického objektu, např. krevní céva, lokalizovaného ve vyšetřované tkáni. Pro určení rychlosti se použijí dvě měření charakteristického objektu v různých směrech a úhlech vyšetření, které se měří skrze kontaktní roztok (vodu).

Díky rozdílné rychlosti ultrazvuku ve vodě a v tkáni, a také kvůli rozdílným úhlům proniknutí rozhraním tkáň/voda, jsou částečně oba získané obrazy vzájemně překryty. Při změření velikosti tohoto překrytí a znalosti úhlu proniknutí ultrazvuku do tkáně lze pomocí Snellova zákona lomu⁴ vypočítat velikost rychlosti ultrazvuku ve sledované tkáni, zprůměrované k ekvivalentní délce dráhy obou zobrazení. Chyba získaných výsledků pomocí této metody *in vivo* je zhruba 1 %. Výše uvedený způsob měření se využívá k určení rychlosti ultrazvuku ve zdravých a cirhózou nakažených játrech nebo k určení rychlosti ultrazvuku ve slezině. [6]

⁴ Snellův zákon patří k základním zákonům popisujícím šíření vlnění, které přechází (tzv. lomem) z jednoho prostředí do jiného prostředí. Je důležitou součástí geometrické optiky, kde popisuje lom paprsku světla a obecněji elektromagnetického záření na rovinném rozhraní.

$$\frac{\sin\alpha_1}{\sin\alpha_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

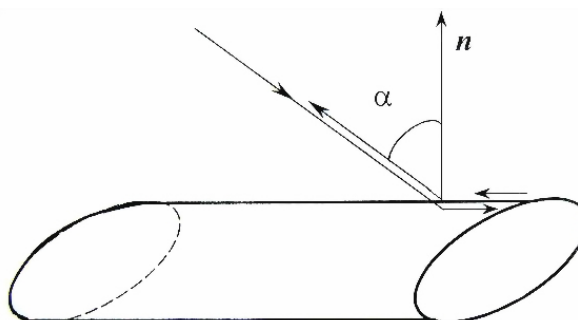
Úhly se vždy měří od normály, tj. při kolmém dopadu je $\alpha_1 = \alpha_2 = 0$. Paprsky se šíří vždy přímočaře.

Rychlost ultrazvuku v měkkých tkáních je možné také určit pomocí metody různoběžných protínajících se svazků. Metoda je založena na statistickém vyhodnocení doby šíření svazku podle určité dráhy tkání, kde se bere v potaz vzdálenost od oblasti zkoumané tkáně, kde se překrývají svazky zdroje a detektoru ultrazvuku, které mají ostré směrové vyzařovací/přijímací diagramy. Podle hodnocení na homogenních fantomech je dosažitelná přesnost měření rychlosti při kumulovaných měřeních při 100 impulzech $\pm 0,5\%$. [6]

2.4.2 Máloinvasivní diapedtická měření

V ultrazvukové diagnostice je možné určit vlastnosti tkáně pomocí ultrazvukové diapedtiky⁵. Hlavní podmínkou úspěšné diapedtické diagnostiky je spolehlivá vizualizace pronikajícího nástroje od okolní tkáně. Diapedtické zákroky se provádějí speciálními jehlami, u kterých jsou speciálně upraveny hroty, aby jejich vizualizace nebyla složitá. Základním parametrem těchto jehel je zvýšená *odrazivost* χ . Odrazivost χ (jas zobrazení) konce jehly se musí lišit od odrazivosti těla jehly. [2]

Při dopadu ultrazvuku na tělo jehly může při definovaných podmínkách vzniknout jev *nezrcadlového odrazení*.



Obr. 2.4: Schéma nezrcadlového odrazení v blízkosti hrotu jehly [2]

Nezrcadlový odraz v jehle ponořené do sledovaného objektu je podmíněn možností vzniku vlny *Lemba* jednoznačného tvaru a rychlosti, odpovídající tloušťce stěny jehly a kmitočtu ultrazvukového impulzu. Při určitých úhlech dopadu ultrazvukové vlny v blízkosti hrotu jehly (obrázek 2.4) lze vypočítat silný odraz právě v opačném směru než dopadající vlna (nezrcadlový odraz). Hodnota úhlů dopadu se určí pomocí pravidla shody (vzorec 2.11), které můžeme vysvětlit tak, že při některých úhlech α je rychlost fáze vlny padající skrze tkáň podél těla jehly shodná s fázovou rychlostí některé z vln *Lemba*. [2]

⁵ Diagnostická metoda používající (invasivní) zásah do tkáně, který je kontrolovaný ultrazvukovým skenováním

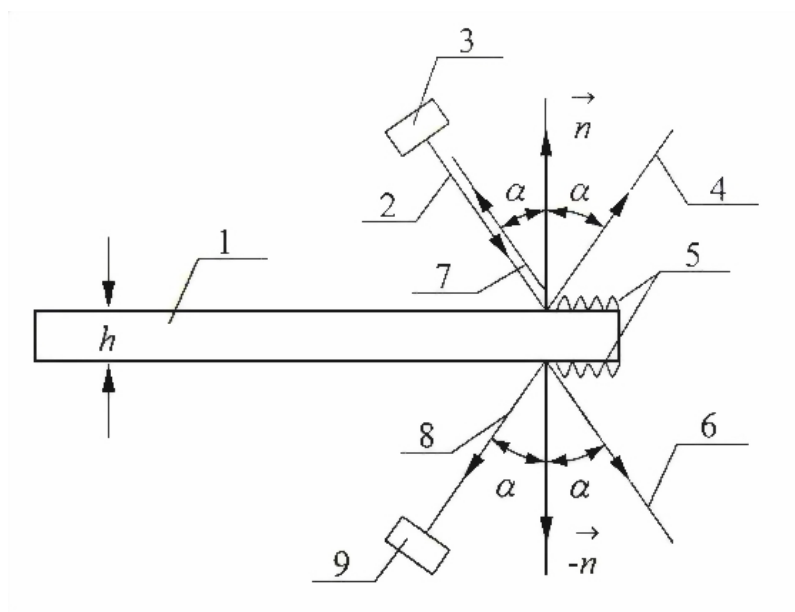
Princip nezrcadlového odrazu

Při studiu odrazu zvuku od tenké ocelové destičky umístěné ve vodě bylo zjištěno, že se při některých úhlech dopadu zvukové vlny na ohraničenou destičku objevuje silný odraz v právě opačném směru než je směr právě dopadající zvukové vlny – nezrcadlový odraz. Experimentálně bylo dokázáno, že nezrcadlový odraz je podmíněn příčným kmitáním v destičce, vznikajícím při úhlech dopadu splňující podmínku podle vzorce 2.11. [2]

$$c_{a0} = \frac{c}{\sin \alpha}, \quad [\text{m}\cdot\text{s}^{-1}] \quad (2.11)$$

kde c_{a0} je rychlost příčné (Lemba) vlny podélně rozprostírající se po destičce, c je rychlost podélné vlny v prostředí a α je úhel dopadu.

Vlny Lemba (bod 5 na obrázku 2.5) vybuzené na destičce v blízkosti jejího kraje se nestačí vyzářit do okolí (okolní tkáň), odrážejí se od kraje destičky a vracejí se v opačném směru, kde se vyzáří do okolní tkáň na místě původního vniku.



Obr. 2.5: Princip nezrcadlového odrazu [2]

Z výše uvedeného plyne, že při ozvučení tenké destičky 1 (obrázek 2.5) podélným vlněním ultrazvuku 2 dopadajícím pod úhlem α , vyzářeným zdrojem 3, který je umístěn v kapalném či plynném prostředí, lze kromě odražené vlny 4 a průchozí vlny 6, která odpovídá podmínce viz vzorec 2.11, také v důsledku vzniku vln Lemba 5 a konečnému ohraničení/rozměru destičky, pozorovat nezrcadlově odražené vlny 7 a 8. Vlnu 8 lze registrovat přijímačem 9. Odražené vlny 7, 8 opět odpovídají podmínce 2.11. [2]

Sama metoda určení rychlosti ultrazvuku v okolní tkáni spočívá v nalezení maximálního jasu konce jehly (maximální amplituda odraženého echo-signálu) zavedené v těle člověka při diapedtické máloinvasivní diagnostice kontrolované pomocí ultrazvukového skenování.

Velikost úhlu při maximálním jasu zobrazení nezrcadlového odrazu je jednoznačně svázaná s rychlostí ultrazvuku v neznámé okolní tkáni, ve které je jehla ponořena. Díky tomu existuje teoretická možnost určit rychlost ultrazvuku v neznámé tkáni pomocí přesné lokalizace umístění jehly v tkáni, která se určí ultrazvukovým skenováním. Jehla může být zároveň použita k odběru biopsie nebo k punkci, pomocí které může být množství diagnostických informací charakterizujících danou tkáň ještě rozšířeno.

Důležité je ale zmínit, že metoda je úspěšná pouze v homogenních tkáních, kdy lze téměř všechny jehly úspěšně zobrazit. V nehomogenních tkáních používání jehel nevede k použitelným výsledkům, hlavně v takových prostředích jako je hnus nebo rozkládající se tkáň. V takových prostředích odrazivost závisí nejen na vlastnostech jehly, ale hlavně na vzniklých vlnových efektech. [2]

Odrazivost

Podle [2] odrazivost jehel závisí od vlastností okolního prostředí i úhlu dopadu ultrazvukového impulsu na tělo jehly. Úhel dopadu je jednoznačně spojen vztahem 2.11 s rychlostí šíření ultrazvuku jehlou.

Kvantitativně lze odrazivost jehly ohodnotit (viz vzorec 2.12) pomocí vzájemného vztahu amplitudy echo-signálu A_α odraženého od konce jehly, získaného při pracovním úhlu α a amplitudy echo-signálu A_n odraženého od konce od jehly při úhlu rovnému normále skenování (obr.2.4 a obr.2.5). [2]

$$\chi = 20 \log \cdot \left(\frac{A_\alpha}{A_n} \right), \quad [\text{dB}] \quad (2.12)$$

kde α v rozsahu $15 - 20^\circ$.

Zvýšení odrazivosti konců diapedtických jehel se provádí několika způsoby: [2]

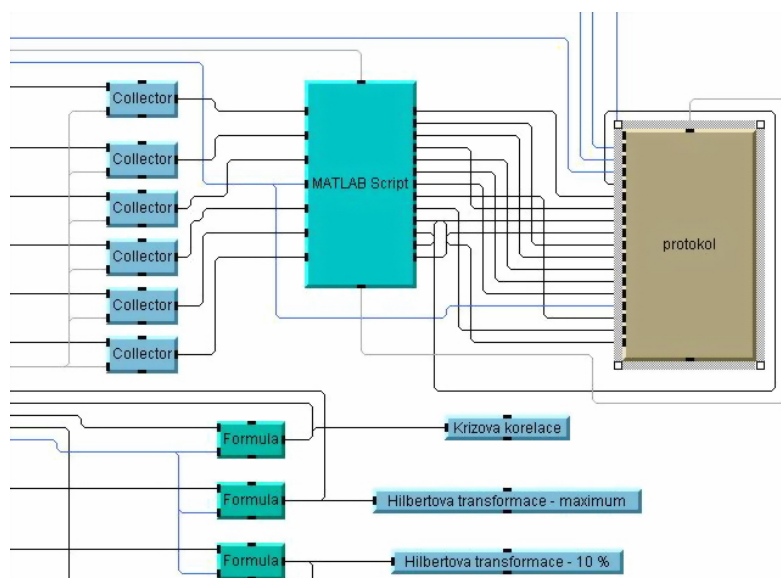
1. nanesením mikroreliefu v blízkosti středu jehly,
2. zavedením speciálního kontrastního materiálu do těla jehly,
3. speciálními hroty,
4. změnou tvaru hrotu jehly.

3 PROGRAMOVÉ ROZHRANÍ VEE AGILENT

Software VEE Agilent je graficky orientované vývojové prostředí pro tvorbu programových aplikací, automatizaci měřicích procesů, zpracování dat a řízení, určený pro platformu Windows. Tvorba programu zjednodušeně odpovídá vytváření vývojového diagramu automatizovaného měřicího procesu.

Program obsahuje značné množství matematických modulů a množství možností grafické prezentace získaných výsledků (teploměry, kontrolky, info panely, XY grafy, atd.). Dále je vybaveno souborem grafických ovládacích prvků (potenciometry, přepínače, tlačítka, atd.). Protože je velká pozornost věnována funkcím pro grafické zobrazení a matematické zpracování naměřených dat, je do prostředí VEE Agilent integrován Matlab Skript od společnosti MathWorks včetně The MathWorks Signal Processing Toolbox. Díky tomu má uživatel k dispozici pro zpracování výsledků měření více jak 500 analytických a vizualizačních funkcí z programu Matlab.

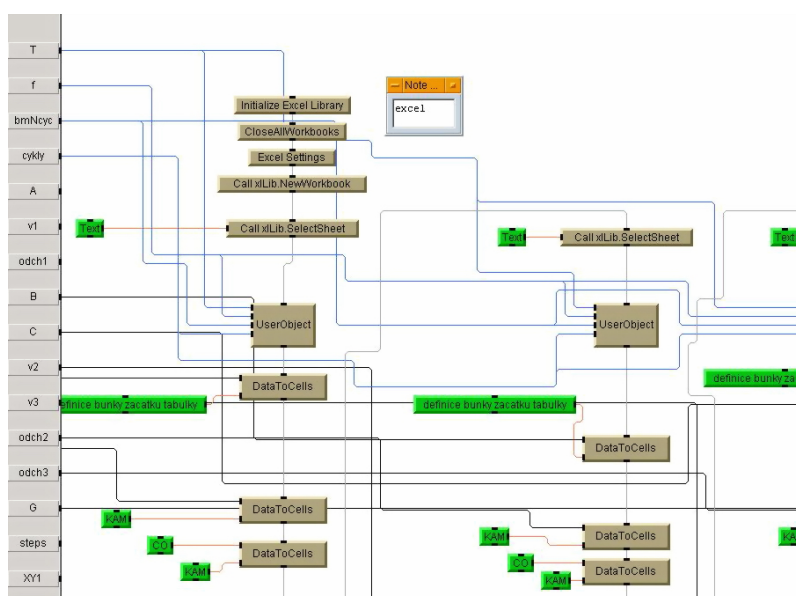
Maximální důraz je kladen na jednoduchost propojení s měřicími přístroji prostřednictvím sběrnice GPIB, LAN, USB, RS-232 nebo VXI. K dispozici jsou ovladače pro více než 1000 měřicích přístrojů od 70 různých výrobců. Pro snadnou komunikaci s ostatními aplikacemi a zdroji dat (Matlab, Microsoft office, C/C++ a další) obsahuje VEE Pro Active X Automation Server a Microsoft.NET Framework, díky kterým je možné snadno získávat data z jiných aplikací, generovat automatická e-mailová hlášení či automaticky obnovovat data na webových stránkách. [16] Podrobnější informace, download programu a uživatelské manuály viz [1].



Obr. 3.1: Prostředí VEE Agilent 8.5 – část vytvořeného programu

Příklad vizuálně sestaveného programu v prostředí VEE Agilent 8.5 je na obrázku 3.1. Logika tvorby vychází z objektově orientovaného programování. Toky dat mezi jednotlivými objekty programu jsou reprezentovány spojovými čarami, funguje zde automatická konverze formátu dat. Objekty reprezentují vstupy (tlačítka, virtuální přístroje, proměnné, ...), programové sekvence (cykly, rovnice, Matlab-Script, ...) a výstupy (grafy, měřidla, Excell, ...), viz obrázek 3.2.

Bloky jsou propojeny pomocí spojových čar, které reprezentují jak logickou posloupnost toku programu, tak i tok dat. Každý objekt také obsahuje svoji nápovědu. Připojovací místa čar na objektech označují: zleva vstup dat, zprava výstup dat. Vstup nahoře inicializuje objekt, který po vykonání činnosti předá inicializaci dalšímu objektu (výstup dole) (viz obrázek 3.1). Na obrázku 3.2 je zobrazena inicializace a definování buněk v programu Excel. Objekty většinou bývají reprezentovány ikonou z důvodu úspory místa. Lze je rozbalit poklepnutím myši a minimalizují se tlačítkem v pravém horním rohu objektu. [16]



Obr. 3.2: Prostředí VEE Agilent 8.5 – Inicializace Excel

Prostředí VEE Agilent umožňuje režim ladění, kdy si výsledný program můžeme krokovat blok po bloku. Po vyladění programu lze ve VEE Pro sestavit uživatelské rozhraní, které obsahuje pouze prvky důležité pro uživatele (viz obrázek 5.3 na straně 52).

4 MATEMATICKÝ APARÁT

Při realizaci měřených metod byly použity následně vysvětlené matematické metody. Pro lepší přehlednost textu budou uvedeny nyní a v dalším textu na ně bude odkazováno.

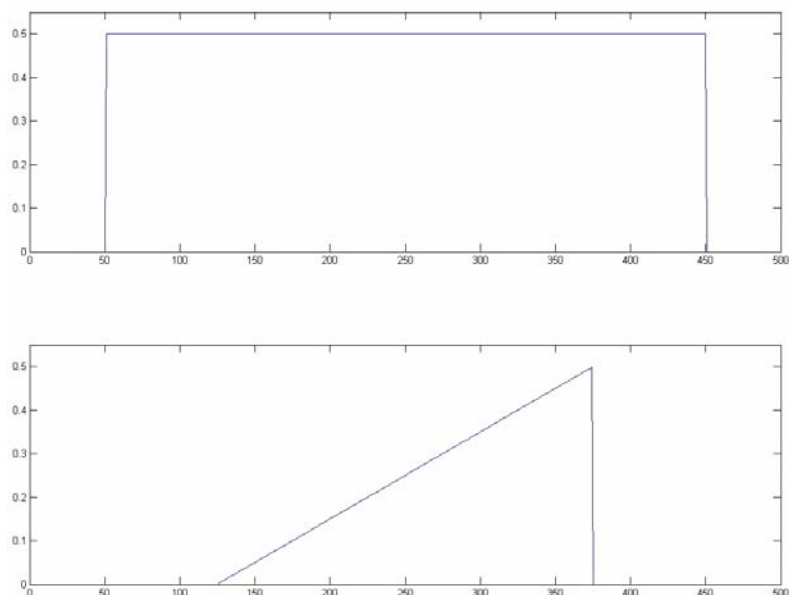
4.1 Korelace

Základním nástrojem pro kvantitativní hodnocení vztahu mezi dvěma signály je korelační funkce. Lze ji využít jako nástroj pro popis a zpracování signálů. Korelační funkci lze aplikovat na náhodné signály, na směs náhodných a periodických signálů.

Pomocí korelace měříme „podobnost“ dvou signálů. Křížová korelační funkce je maximální pro ta τ , pro která jsou $x(t)$ a $y(t + \tau)$ co nejpodobnější (nebo dokonce stejné). Naopak $R_{xy}(\tau)$ bude nabývat svého minima pro taková τ , pro která mají dva signály stejný tvar, ale opačné znaménko (jsou v protifázi). Korelace bude mít hodnotu blízkou nule v případě, že si signály nejsou „podobné“. [18]

$$R_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)y(t + \tau) dt \quad (4.1)$$

Oba signály $x(t)$ a $y(t)$ jsou reálné.

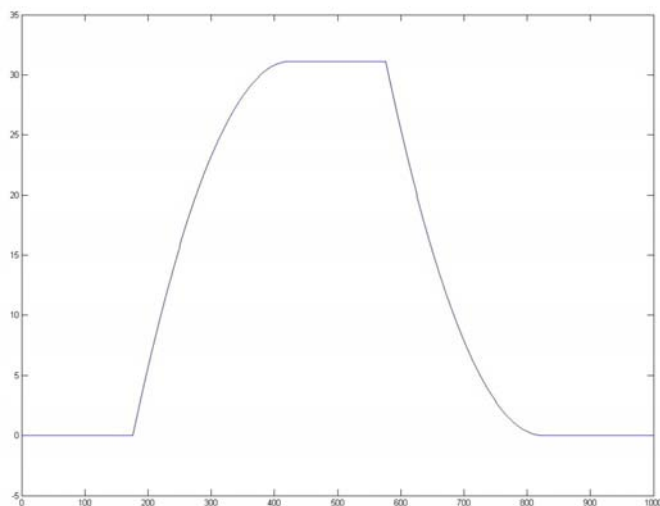


Obr. 4.1: Vstupní signály korelace $x(t)$ a $y(t)$

Postup výpočtu si lze představit tak, že dva signály (obrázek 4.1) vzájemně vůči sobě posouváme a pro každý krok, tj. pro každou hodnotu zpoždění τ , provedeme výpočet integrálu ze součinu obou průběhů v každém bodě (výsledek viz obrázek 4.2).

Korelační funkce, tak jak je zapsána ve 4.1, je definována pro spojité veličiny. Pro navzorkované diskrétní průběhy musíme nahradit integrál sumou (vzorec 4.2). Navíc vzhledem ke konečné době měření, tj. konečnému počtu vzorků (danému hustotou vzorkování a dobou měření), je výsledkem výpočtu pouze odhad korelační funkce, který je tím přesnější, čím větší počet vzorků je zahrnut do výpočtu. Je rozumné provádět korelační výpočet nejvýše pro posunutí $\tau = \pm T/2$, neboť pro větší posunutí dochází k překrytí pouze krátké části průběhů a výsledek korelace v těchto oblastech nemá dostatečnou výpovědní hodnotu. [19]

$$R(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n) x(n+m) \quad (4.2)$$



Obr. 4.2: Korelace signálů $x(t)$ a $y(t)$

4.2 Analytický signál

Uvažujme nejprve signál $x(t) = \cos(2\pi t)$. Zpozdíme-li jej fázově o $\frac{\pi}{2}$, dostaneme $\tilde{x}(t) = \sin(2\pi t)$. Zavedeme-li komplexní signál $a(t) = x(t) + j\tilde{x}(t)$, popisuje $a(t)$ pohyb v čase po jednotkové kružnici v komplexní rovině.

Můžeme napsat $a(t) = \cos(2\pi t) + j \sin(2\pi t) = e^{j2\pi t}$. Přecházíme tak od funkce \cos ke komplexní exponenciále.

Představme si nyní, že bychom k obecně danému reálnému signálu $x(t)$ našli takový signál $\tilde{x}(t)$, který by měl každou svoji kmitočtovou složku fázově zpožděnou o $\frac{\pi}{2}$ oproti $x(t)$. Takový signál $\tilde{x}(t)$ se může nazývat „ortogonální“, „kvadraturní“, či „duální“ k signálu $x(t)$. Pro dvojici $x(t)$, $\tilde{x}(t)$ můžeme v literatuře najít označení (Hilbertův) transformační pár. [4]

4.2.1 Definice

Analytický signál definujeme jako: [4]

$$a(t) = A(t) \cdot e^{j[\omega(t)t + \varphi(t)]}, \quad (4.3)$$

kde A, ω a φ jsou spojité reálné funkce času.

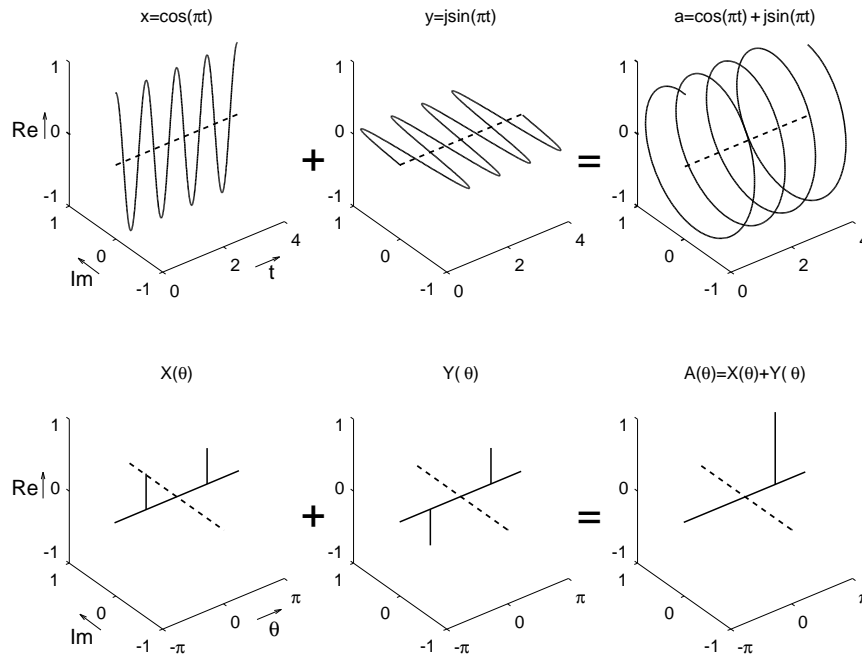
Z rovnice 4.3 definujeme reálný signál jako: [4]

$$x(t) = \text{Re}\{a(t)\} = A(t) \cdot \cos[\omega(t)t + \varphi(t)] \quad (4.4)$$

a analogicky: [4]

$$\tilde{x}(t) = \text{Im}\{a(t)\} = A(t) \cdot \sin[\omega(t)t + \varphi(t)]. \quad (4.5)$$

Způsobů výpočtů $\tilde{x}(t)$ z $x(t)$ více v části 4.3.



Obr. 4.3: Analytický signál a jeho vlastnosti [4]

4.2.2 Vlastnosti

Z obrázku 4.3 vyplývají důležité vlastnosti analytického signálu [4]:

- Hodnoty spektra na kladných kmitočtech jsou dvojnásobné oproti reálnému signálu.
- Hodnoty spektra na záporných kmitočtech jsou nulové.

- Hodnota spektra v nule kmitočtu je stejná jako u reálného signálu

Tyto vlastnosti je možné interpretovat tak, že analytický signál má oproti reálnému signálu poloviční kmitočtové pásmo.

4.2.3 Aplikace

Fázová demodulace signálu: [4]

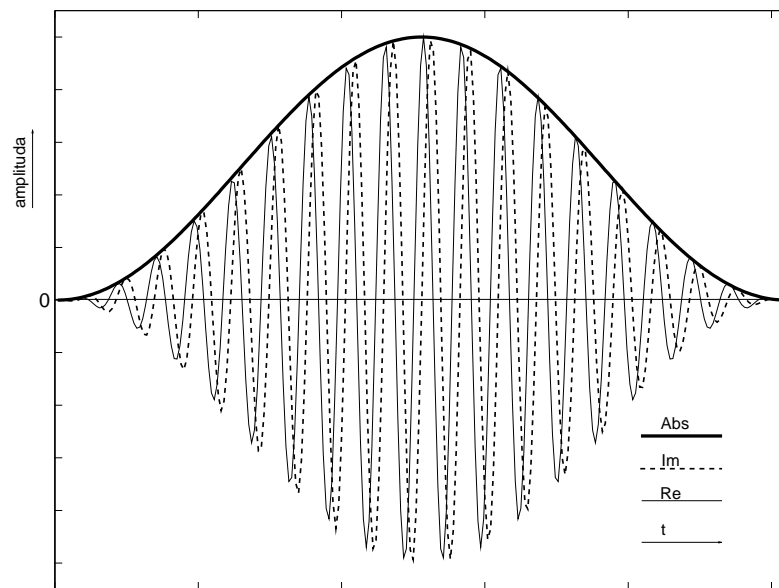
$$\varphi(t) = \arg \{a(t)\} = \arctan \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)} \quad (4.6)$$

Kmitočtová demodulace signálu: [4]

$$\omega(t) = \frac{d\varphi(t)}{dt} \quad (4.7)$$

Amplitudová demodulace signálu (obálková analýza) (viz obrázek 4.4): [4]

$$A(t) = |a(t)| = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)} \quad (4.8)$$



Obr. 4.4: Amplitudová demodulace [4]

4.3 Hilbertova transformace

Definice

Hilbertova transformace (dále jen \mathcal{HT}) je definována vztahem: [4]

$$\mathcal{H}\{x(t)\} = \tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (4.9)$$

Tento vztah lze přepsat pomocí operátoru konvoluce na: [4]

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} \cdot x(t) * \frac{1}{t}. \quad (4.10)$$

Transformace rovnice 4.10 pomocí Fourierovy transformace: [4]

$$\mathcal{H}(jf) = \frac{1}{\pi} \cdot \mathbf{F}\{x(t)\} \bullet \mathbf{F}\left\{\frac{1}{t}\right\} = \frac{1}{\pi} \cdot X(jf) \cdot \pi[-j\text{sign}(f)]. \quad (4.11)$$

Z rovnice 4.11 vidíme, že \mathcal{HT} v kmitočtové oblasti pracuje tak, že složkám se záporným kmitočtem fázi o $+\frac{\pi}{2}$ a složkám s kladným kmitočtem o $-\frac{\pi}{2}$ a zachovává jejich amplitudu.

Proveďme zpětnou Fourierovu transformaci: [4]

$$\tilde{x}(t) = \mathbf{F}^{-1}\{\mathcal{H}(jf)\} = \mathbf{F}^{-1}\{\mathbf{F}\{x(t)\}[-j\text{sign}(f)]\}. \quad (4.12)$$

Vyjádřeno slovně, vypočteme Fourierovu transformaci signálu $x(t)$, ve výsledném spektru vynásobíme koeficienty na záporných kmitočtech číslem j , na kladných kmitočtech číslem $-j$. Potom provedeme zpětnou Fourierovu transformaci a jejím výsledkem je signál $\tilde{x}(t)$. [4]

4.3.1 Aplikace

Hilbertova transformace se používá k přímému výpočtu analytického signálu ze signálu reálného. Připomeňme, že vlastnosti analytického signálu lze využít např. pro demodulaci signálu. Také některé komplexní transformace předpokládají použití analytického signálu.

Analytický signál získáme z reálného signálu $x(t)$ přidáním imaginární části – Hilbertova obrazu $x(t)$. [4]

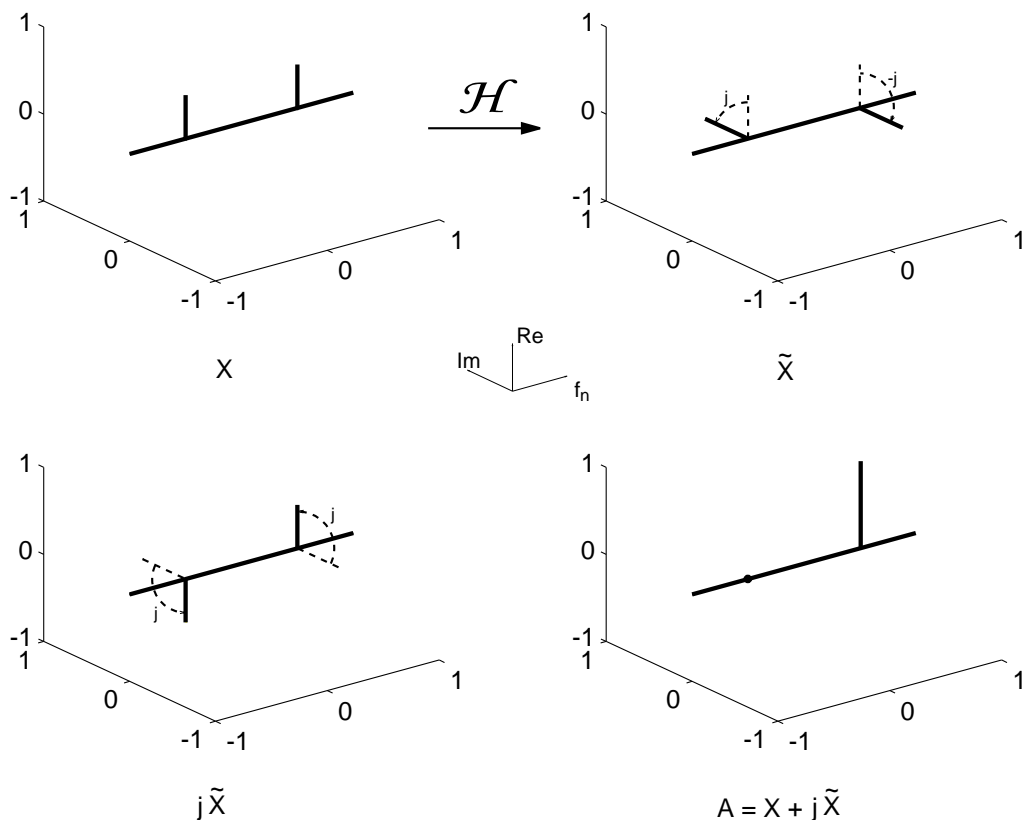
$$x_a(t) = x(t) + j\tilde{x}(t) \quad \tilde{x}(t) = \mathcal{H}\{x(t)\} \quad (4.13)$$

Na obrázku 4.5 vidíme, jak pomocí Hilbertovy transformace dospějeme od reálného signálu k signálu analytickému.

Nejprve proběhne \mathcal{HT} , která záporné složky spektra násobí j a kladné $-j$. Výsledek se vynásobí j , čímž dostáváme na kladných hodnotách nulový posun a na záporných posun do protifáze. Výsledek této operace, sečtený s původním signálem, dává analytický signál. [4]

4.3.2 Výpočet

Zaměříme se na možnosti výpočtu \mathcal{HT} pomocí počítače. V každém případě budeme nuceni realizovat výpočet konvoluce.



Obr. 4.5: Výpočet Hilbertovy transformace a analytického signálu [4]

Výpočet konvoluce je možné urychlit použitím rychlé Fourierovy transformace (dále jen FFT), protože konvoluci v časové oblasti odpovídá v kmitočtové oblasti prostý součin.

Varianta výpočtu s použitím FFT vychází ze vztahu 4.12, tedy: výpočet FFT, záměna Re , Im částí, změna znamének, zpětná FFT.

Modifikovaná varianta vychází z předpokladu, že analytický signál má nulové koeficienty na záporných kmitočtech. Pracuje takto: výpočet FFT, vynulování koeficientů na záporných kmitočtech, zpětná FFT, vynásobení výsledku číslem 2 (zde předpokládáme nulovou stejnosměrnou složku).

Při výpočtu konvoluce v časové oblasti (výpočet HT pomocí numerické integrace) se vychází z impulzní odezvy diskrétního Hilbertova filtru (Hilbertova transformátoru). Tato metoda, ačkoliv je výpočetně náročnější než předchozí, poskytuje oproti ní poloviční zpoždění výstupních dat. Předností je také to, že poskytuje výsledky „časově rovnoměrné“ po každém vzorku, kdežto metoda s FFT poskytuje se zpožděním celý blok dat. [4]

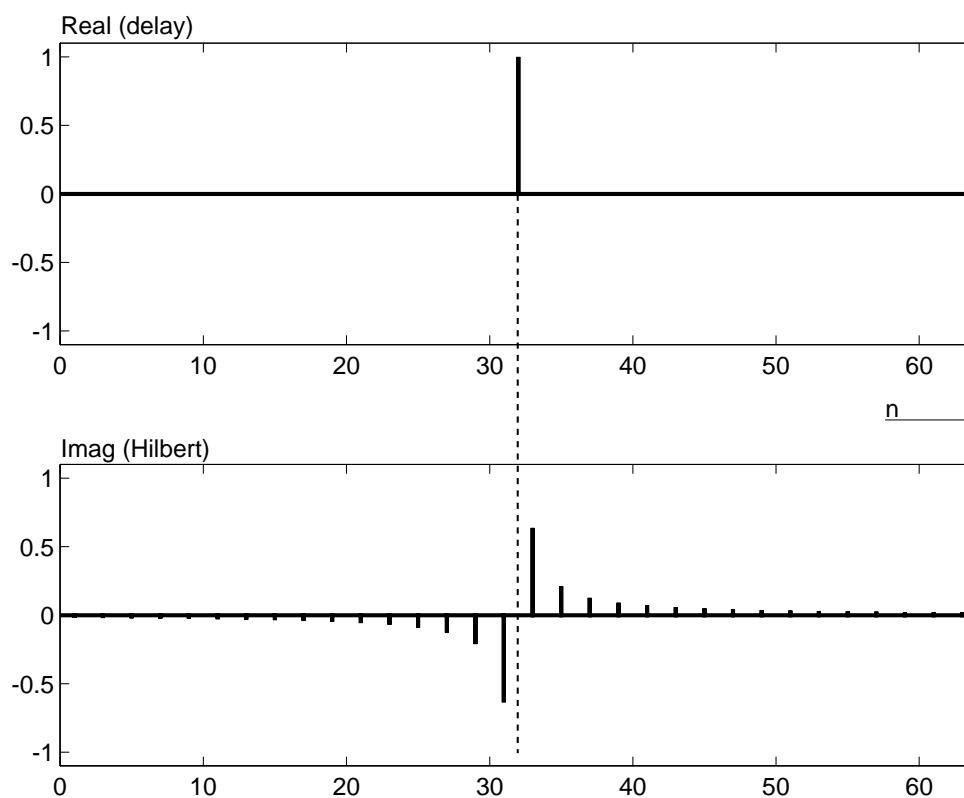
Nabízejí se různé cesty návrhu Hilbertova filtru: postup návrhu s teoretickým odvozením impulsní charakteristiky je uveden např. v [5].

Řešení je možné také pomocí přeložení dolní propusti. Tato metoda využívá vynásobení impulzní odezvy FIR filtru komplexní exponenciálou. Mezní kmitočet filtru je $f_s/4$. Výsledkem je FIR filtr s komplexními koeficienty, který kladné kmitočty propouští a záporné eliminuje. Počet koeficientů nechť je lichý. [4]

Z popsaných řešení se věnujme aplikaci teoreticky odvozené varianty z [5], podle níž je

$$\Im \{h(t)\} = \begin{cases} \frac{2}{n\pi} & n \text{ liché} \\ 0 & n \text{ sudé} \end{cases} \quad \Re \{h(t)\} = \begin{cases} 1 & n = 0 \\ 0 & \text{jindy} \end{cases}. \quad (4.14)$$

Vidíme, že tento systém není přesně realizovatelný, neboť je nekauzální. Vhodným řešením je zvolit konečný počet členů symetricky kolem bodu 0 a obě odezvy o tento počet zpozdít. Výsledek je možné upravit např. Hammingovým oknem, čímž se vyrovná kmitočtová charakteristika filtru.



Obr. 4.6: Impulsní odezva diskrétního Hilbertova transformátoru [4]

4.4 Výpočet chyby měření

Při realizaci měření vznikají určité chyby, které lze roztrždit do několika kategorií podle různých hledisek:

podle původu – chyby osobní a chyby měřících přístrojů, metody,

podle charakteru – chyby náhodné a chyby soustavné,

podle analytického vyjádření – chyby absolutní a relativní,

chyba krajní – mezní chyba (maximální chyba měření, ke které může za daných podmínek dojít),

nadměrná chyba – hrubá (svědčí o nespolehlivosti měření způsobené poruchou přístroje, omylem experimentátora, atd.).

Uvedeme-li chybu měření (ať už soustavnou, náhodnou, hrubou nebo jinou) v jednotkách měřené veličiny, hovoříme o chybě absolutní. Lepší představu o přesnosti měření však dává chyba relativní, vyjádřená jako podíl absolutní chyby měření a měřené veličiny. V praxi se uvádí obvykle procentuálním vyjádřením. [17]

Popis všech chyb je přehledně uveden v literatuře v kapitole 3 v [17].

V této práci je nejdůležitější zjištění chyby nepřímého měření, která vzniká dosažením měřené veličiny do fyzikálního vztahu. Tato chyba se řídí takzvaným zákonem šíření chyby podle [17]:

$$\delta(V) = \sqrt{\left[\frac{\partial f}{\partial x} \delta(X)\right]^2 + \left[\frac{\partial f}{\partial y} \delta(Y)\right]^2 + \dots} \quad (4.15)$$

kde $\delta(X)$ je chyba výsledku měření veličiny X , $\delta(Y)$ chyba výsledku měření veličiny Y . Nemusí se přitom jednat o stejný druh chyb, neboť velmi často měříme některé veličiny pouze jednou, jiné opakovaně. Ve většině případů požadovaná přesnost výsledku dovolí použít jednoduššího tvaru tohoto zákona: [17]

$$\delta(V) = \left|\frac{\partial f}{\partial x} \delta(X)\right| + \left|\frac{\partial f}{\partial y} \delta(Y)\right| + \dots \quad (4.16)$$

Chyba je pak pochopitelně o něco větší.

Pro praktickou potřebu výpočtu přesnosti výsledku lze uvést několik aplikací vzorce 4.16 pro nejčastěji se vyskytující tvary funkce V , kde a, b, k, m jsou konstanty, a $\delta(X)$ a $\delta_r(X)$ absolutní a relativní chyby.

Je-li tedy nepřímo měřená veličina součtem nebo rozdílem přímo měřených veličin, rozhoduje o chybě výsledku větší z absolutních chyb \Rightarrow nemá tedy smysl měřit

některou z veličin daleko přesněji (s menší absolutní chybou) než ostatní, neboť na chybu výsledku nemá prakticky žádný vliv. [17]

Je-li naopak nepřímo měřená veličina součinem nebo podílem přímo měřených veličin (a jejich mocnin), platí obdobný závěr pro relativní chyby \Rightarrow pro velikost výsledné relativní chyby je určující největší relativní chyba. [17]

$V = a X$	$\delta(V) = a \delta(X)$
$V = a X \pm b Y$	$\delta(V) = a \delta(X) + b \delta(Y)$
$V = a X^k$	$\delta_r(V) = k \delta_r(X)$
$V = a X^k b Y^m$	$\delta_r(V) = k \delta_r(X) + m \delta_r(Y)$
$V = \frac{X^k}{Y^m}$	$\delta_r(V) = k \delta_r(X) + m \delta_r(Y)$

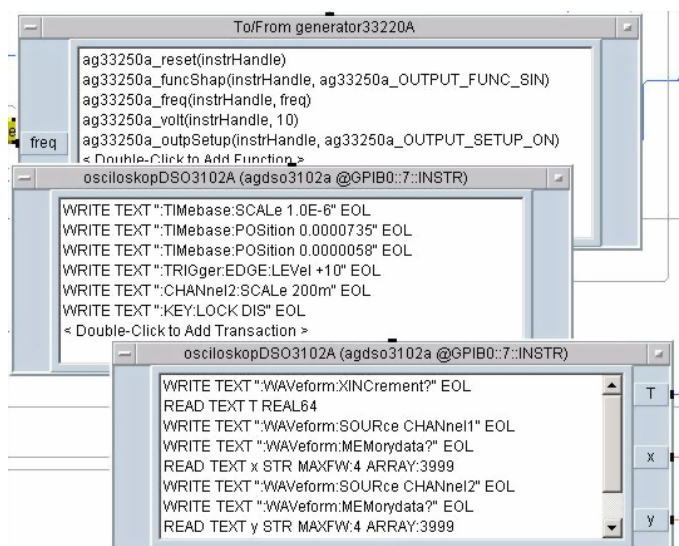
Tab. 4.1: Aplikace vzorce 4.16 [17]

5 REALIZACE

5.1 Popis vytvoření programu

Program se ve VEE Pro nevytváří klasickým psaním kódu, ale vkládáním a propojováním objektů. VEE Pro komunikuje s měřicími přístroji pomocí SCPI příkazů. Každý měřicí přístroj připojený k PC přes GPIB nebo USB lze přes Instrument manager¹ přidat na pracovní plochu VEE Pro a programovat jako Direct I/O nebo IVI-COM objekt. Objektům se přes příslušné menu nastavují příkazy SCPI, např. :WAVEform:MEMorydata? pro přečtení signálu z osciloskopu.

Příkazy se rozdělují na READ a WRITE příkazy. WRITE – pro zadání příkazu do přístroje a READ – pro přečtení odpovědi z přístroje (viz obrázek 5.1). Po nastavení funkcí přístrojů lze virtuálně propojovat měřicí přístroje s dostupnými objekty v programu VEE Pro (např. Start, Formula, MatlabScript, AlphaNumeric).



Obr. 5.1: Část vytvořeného programu – čtení dat z osciloskopu

5.1.1 Popis programu/ů

Programy pro měření absolutní (výsledky v části 5.2) a pro měření relativní (výsledky v části 5.4) vycházejí z podobného principu. Každý z programů lze rozdělit do tří částí „nastavení měřicích přístrojů a získání surových dat“, „zpracování naměřených dat“ a „zobrazení naměřených dat“. Tyto části jsou přizpůsobeny každému měření zvlášť, lze v nich ale najít podobnost.

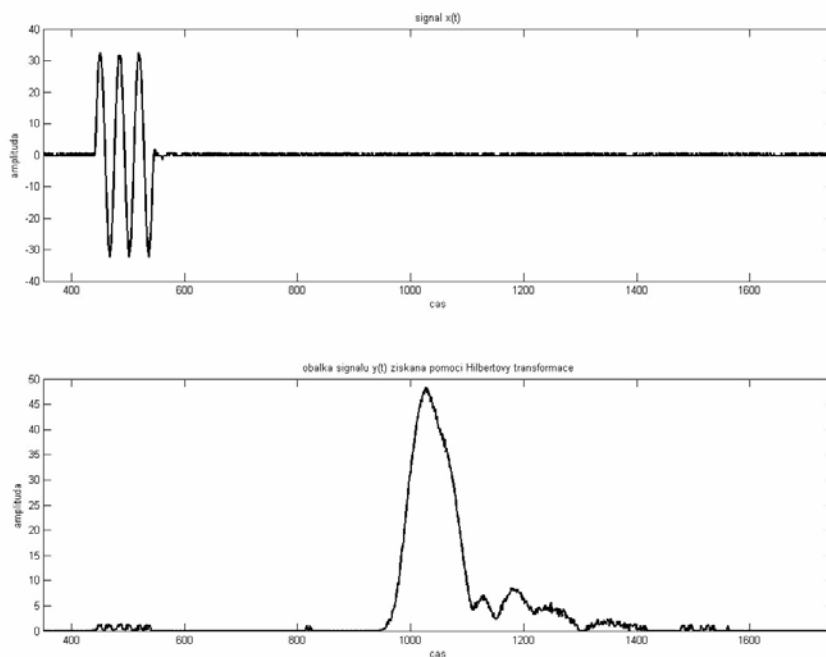
¹funkce VEE Pro pomocí které zjistíme měřicí přístroje připojené k PC.

První část programu obsahuje bloky pro nastavení proměnných (frekvence, počet měřicích cyklů, teplota) a nastavení generátoru s osciloskopem. Měřená data jsou z osciloskopu přijímána v šestnáctkové soustavě ve tvaru $0xXY$. Přijatý signál bylo potřeba převést do soustavy desítkové a následně dále zpracovat (viz příloha A.1). Získání a převod signálu bylo vyřešeno pomocí MatlabScriptu funkcí `hex2dec`.

Největším problémem této části bylo pravděpodobně správné vyřešení nastavení čtení z osciloskopu, umístění měřeného signálu $x(t)$ na začátek paměti osciloskopu (viz obrázek 5.1) a zbavení se znaku „x“ v šestnáctkovém vyjádření. Tento problém byl vyřešen opět v MatlabScript pomocí funkce `find` (viz příloha A.1).

Poznámka:

Algoritmus hledání funguje tak, že se nejdříve prohledají všechny hodnoty signálů $x(t)$, $y(t)$ a každé nalezené „x“ se nahradí hodnotou 0 ($0xAF \Rightarrow 00AF$). Hodnota v tomto formátu již lze MatlabScriptem přeložit do desítkové soustavy (funkce `hex2dec`).



Obr. 5.2: Signál $x(t)$ a obálka signálu $y(t)$ získaná pomocí \mathcal{HT}

Druhá část programu zabývající se vyhodnocením dat pracuje převážně s MatlabScriptem, ve kterém jsou řešeny časové lokalizace signálu za pomoci tří matematických metod: vzájemné korelace, maxima obálky a pomocí náběžné hrany signálu (viz příloha A.2) Teoretický popis problému je uveden v kapitole 4 na straně 41.

Vzájemná korelace vyhodnocuje maximum korelovaného signálu vůči začátku signálu $x(t)$ (obrázek 5.5), v MatlabScript funkce `xcorr`, `max`. Nalezení maxima

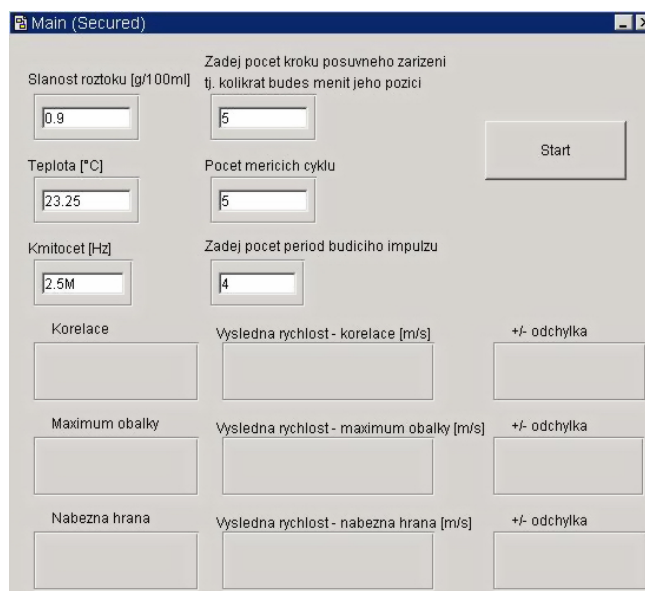
obálky signálu $y(t)$ využívá vytvoření obálky signálu $y(t)$ pomocí Hilbertovy transformace a nalezení jejího maxima (obrázek 5.2)², funkce `hilbert`, `max`. Pomocí náběžné hrany, nastavením vhodného rozlišovacího prahu, byl u všech metod nalezen začátek signálu $x(t)$, funkce `max` + rozhodovací podmínky a u signálu $y(t)$ pomocí nastavení vhodného prahu u obálky získané Hilbertovou transformací.

Práh byl stanoven u signálu $y(t)$ pro absolutní metodu na 10 % maxima signálu, pro relativní metodu, z důvodu velkého zašumění kvůli vzdálenosti snímače, na 30 % a u signálu $x(t)$ na 5 %. Zašumění viditelné na začátku průběhu signálu $y(t)$ (obrázek 5.5) a lépe na průběhu Hilbertovy transformace na obrázku 5.2 je kvůli správnému vyhodnocení pomocí náběžné hrany vyfiltrováno (dosazena hodnota střední úrovně signálu $y(t) \Rightarrow 0$).

Dále v druhé části dochází k nastavení cyklů v programu a ukládání průběžných výsledků do matic pomocí komponenty *Collector*, viz obrázek 3.1 na straně 39. V této části bylo také potřeba vyřešit přítomnost náhodného signálového šumu, který se projevoval náhodnými špičkami v signálu po celé délce průběhu. Toto také bylo jedním z problémů této části. Filtrace špiček v signálu je provedena pomocí mediánové filtrace v MatlabScript funkce `medfilt1`. Více viz příloha A.1.

Poznámka:

Filtrace probíhá tak, že se postupně „projíždí“ hodnoty signálu a při nalezení špičky (hodnota 3x větší nebo 3x menší než průměrná hodnota signálu) je hodnota přepsaná za hodnotu získanou mediánovým filtrem s řádem 9.



Obr. 5.3: Uživatelské prostředí pro měření rychlosti šíření ultrazvuku vytvořeného pomocí VEE Pro

² původní průběh signálu $y(t)$ viz obrázek 5.5

Třetí závěrečná část se zabývá zpracováním a zobrazením výsledků. Zobrazení výsledku je pomocí programu Excel v měřícím protokolu (viz přílohy A.3.1, A.3.2, A.4.1 a A.4.2). V protokolu jsou zobrazeny vstupní veličiny (frekvence, teplota, atd.), grafy (závislost zpoždění na vzdálenosti, závislost rychlosti na teplotě a frekvenci), naměřené hodnoty a výsledné rychlosti s odchylkou a chybou metody. Při realizaci této části byla největším problémem ne vždy úplně vyřešená komunikace programu VEE s programem Excel, hlavně jeho různá nastavení (grafy, tabulky).

5.2 Absolutní měření

K měření rychlosti ultrazvuku pomocí absolutní metody byla vybrána průzvučná metoda (viz část 2.2, strana 28). Konfigurace měřícího stanoviště je ukázána na obrázku 5.4. Schéma zapojení, které je uvedeno na obrázku 5.7 na straně 57, ukazuje zapojení měřícího stanoviště. Stanoviště obsahuje generátor impulzů, který je připojen USB rozhraním k počítači, ultrazvukový měnič (vysílač) připojený k budícímu SSC generátoru; dále ultrazvukový přijímač, osciloskop, který je napojen přes rozhraní GPIB³ k počítači a stabilizovaný zdroj napětí. Dále pak bylo využito pozičního systému a teploměru pro určení teploty. Zobrazení všech použitých měřících přístrojů lze najít v části 5.6.



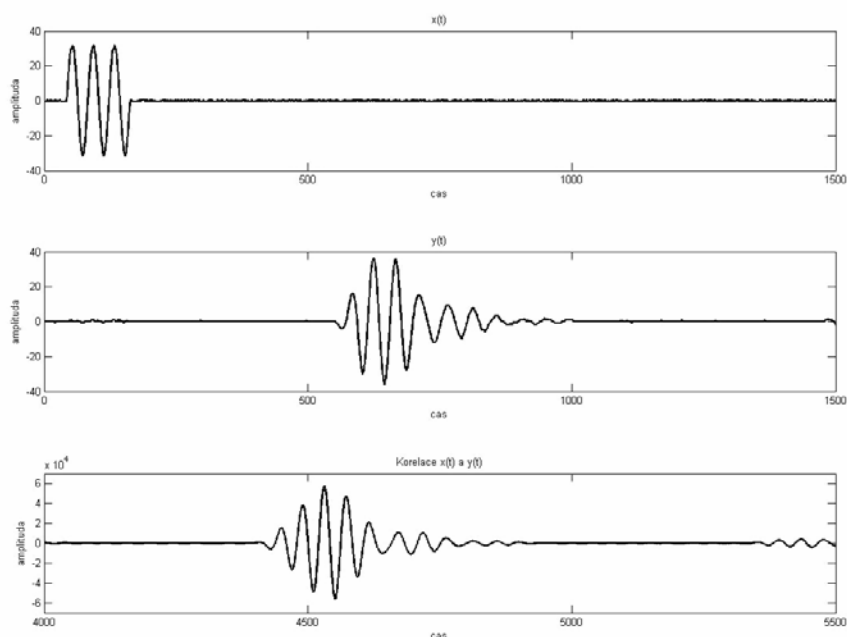
Obr. 5.4: Konfigurace měřícího stanoviště

Ultrazvukový impulz je vysílán z ultrazvukového měniče se zvoleným kmitočtem a amplitudou. Impulz prochází vzorkem a dopadá na snímač. Snímač je ve vzorku

³ standardní rozhraní pro propojení měřících přístrojů s počítačem za účelem automatizace měření (IEEE-488, HP-IB)

posouván pomocí pozičního systému k nebo od vysílače. Pomocí rozhraní GPIB je signál přenesen do počítače, kde je dále zpracován v programu VEE Pro 8.5.

Z hodnot zpoždění mezi vysílaným a přijímaným impulzem při různých vzdálenostech vysílače a přijímače lze určit rychlost vysílaného signálu. Určí se pomocí směrnice přímky grafu (Matlab: `polyfit(x, y, 1)`). V rovnici přímky $y = kx + q$ je směrnice k hledaná rychlost. Tvar vysílaného a přijímaného impulzu je na obrázku 5.5.



Obr. 5.5: Průběhy signálů $x(t)$ a $y(t)$ a jejich vzájemná korelace

5.2.1 Vyhodnocení

Absolutní měření bylo provedeno na dvou vzorcích. Prvním byla voda a druhým pak fyziologický roztok NaCl 9 %. V tabulkách 5.1 a 5.2 jsou zobrazeny zjištěné hodnoty rychlostí v obou vzorcích. Obě měření byla kumulační. Měření ve vodě bylo změřeno 100krát a měření ve fyziologickém roztoku 50krát. Symboly v tabulkách jsou: v je naměřená rychlost, $\delta(k)$ je absolutní chyba měření, v_{NORM} je tabulková rychlost získaná pomocí vzorce 5.1 nebo 5.2 a $\delta_r(M)$ je relativní chyba metody. K měření byly použity přístroje z tabulky 5.7.

Pro určení tabulkové rychlosti v_{NORM} bylo využito vzorců z [6]:

Pro vodu:

$$c_{water} = \sum_{i=0}^5 k_i T^i, \quad (5.1)$$

kde T^i je teplota a k_i koeficienty jsou:

i	$k_i(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$
0	+1402,38754
1	+5,03711129
2	-5,80852166 · 10 ⁻²
3	+3,34198834 · 10 ⁻⁴
4	-1,47800417 · 10 ⁻⁶
5	+3,14643091 · 10 ⁻⁹

Pro slané roztoky:

$$c_{saline} = 1449,05 + 45,7 T' - 5,21 T'^2 + 0,23 T'^3 + (1,333 - 0,126 T' + 0,009 T'^2) \cdot (10 S - 35) \quad (5.2)$$

kde $T' = T/10$ (T je °C) a S je koncentrace suché soli v gramech na 100 mililitrů roztoku.

Oba tyto vzorce mají absolutní chybu výsledku podle [6] rovnu $0,015 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

$T = 24^\circ\text{C}$	v	$\delta(k)$	v_{NORM}	$\delta_r(M)$
	m · s ⁻¹			%
Korelace	1500,749	31,517	1492,876	0,53
Maximum obálky	1491,557	31,330	1492,876	-0,01
Náběžná hrana	1497,929	31,469	1492,876	0,34

Tab. 5.1: Naměřené hodnoty absolutní metodou pro vodu

Výpočet absolutní chyby měření $\delta(k)$ vychází z rovnice regrese přímky $y = kx + q$, kde k je hledaná rychlost. Po úpravě rovnice dojdeme k tvaru:

$$k = \frac{\sum x_i y_i \cdot N - \sum y_i \sum x_i}{\sum x_i^2 \cdot N - (\sum x_i)^2}, \quad (5.3)$$

kde N je počet měření, x_i jsou hodnoty zpoždění impulzu a y_i jsou hodnoty vzdálenosti senzoru. Grafy v protokolech jsou vyneseny kvůli logičtějšimu zobrazení tak, že je měřená hodnota zpoždění na ose y . Chybu hodnoty vzdálenosti detektoru y_i předpokládáme $0,05 \text{ mm}$. Pomocí vzorců z tabulky 4.1 v části 4.4 lze vyjádřit relativní chybu $\delta_r(k)$ jako:

$$\delta_r(k) = \frac{\sum (\delta_r(x_i) + \delta_r(y_i)) \cdot N + \sum \delta_r(y_i) + \sum \delta_r(x_i) + \sum 2 \cdot \delta_r(x_i) \cdot N + 2 \cdot \sum \delta_r(x_i)}{\quad}, \quad (5.4)$$

Relativní chyba měření se vypočítá $\delta_r(XY) = \delta(XY)/XY$, kde XY je naměřená hodnota. Hodnotu absolutní chyby $\delta(k)$ získáme:

$$\delta(k) = \delta_r(k) \cdot v, \quad [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (5.5)$$

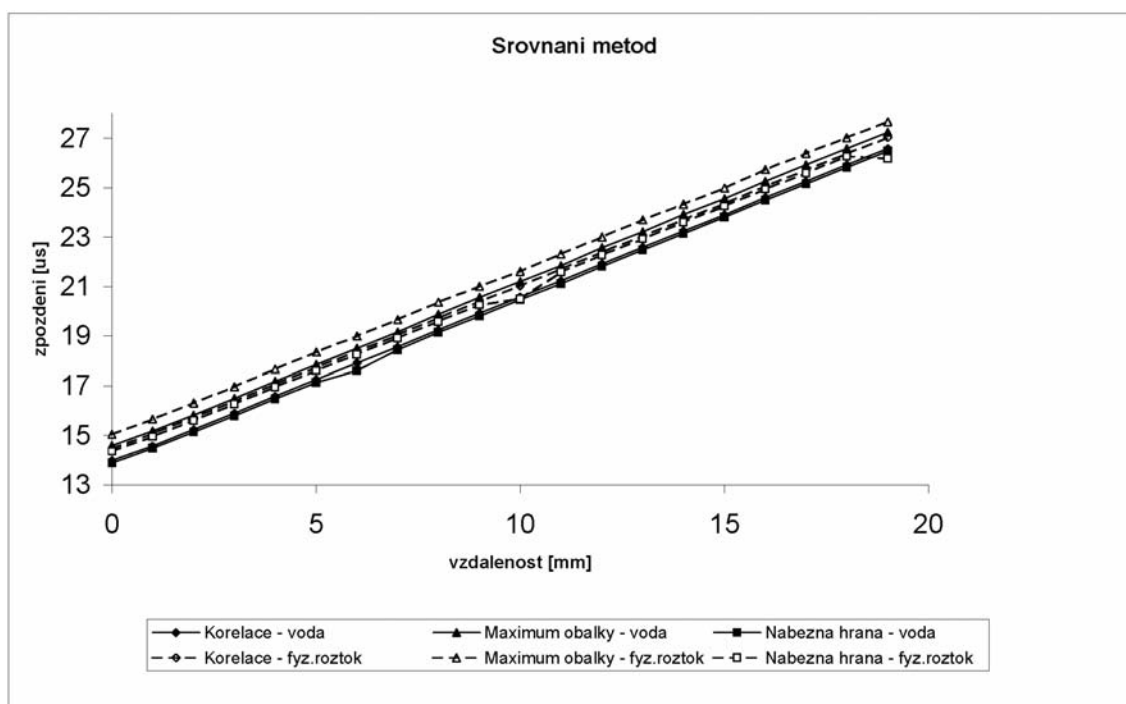
kde v je vypočítaná rychlost.

Soustavná chyba, která vzniká například nesprávným určením hodnoty zpoždění signálu $y(t)$ je těžko odhadnutelná, protože ji nelze jednoznačně a jednoduše určit. Ve vyjádření procentuální chyby měřicí metody $\delta_r(M)$ je ale tato chyba zahrnuta. Procentuální chyba metody se vypočítá:

$$\delta_r(M) = \frac{v - v_{NORM}}{v_{NORM}} \cdot 100 \quad [\%] \quad (5.6)$$

$T = 23,45^\circ\text{C}$	v	$\delta(k)$	v_{NORM}	$\delta_r(M)$
	m·s ⁻¹			%
Korelace	1505,929	31,625	1502,270	0,24
Maximum obálky	1496,739	31,432	1502,270	-0,37
Náběžná hrana	1527,119	32,070	1502,270	1,65

Tab. 5.2: Naměřené hodnoty absolutní metodou pro fyziologický roztok

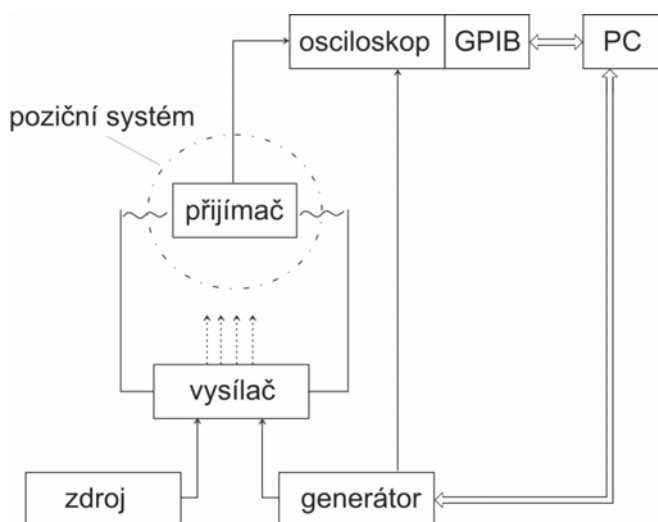


Obr. 5.6: Graf všech měření absolutní metody

V grafu 5.6 jsou vyjádřeny všechny metody vyhodnocení absolutní metody, a to jak pro měření ve vodě, tak i ve fyziologickém roztoku. Lze říct, že všechny funkce rostou lineárně \Rightarrow rychlost se se změnou vzdálenosti nemění, a také rychlost v vyjádřená ze směrnice přímky není zakreslena (viz grafy v přílohách A.3.1 a A.3.2). Relativní chyba měření ve vodě je největší u metody korelace 0,53 %. Při měření fyziologického roztoku je maximální relativní chyba 1,65 % u metody náběžné hrany.

5.3 Laboratorní úloha 1

Úkolem práce bylo také navržení laboratorních úloh pro použité metody měření rychlosti šíření ultrazvuku. Laboratorní úlohy jsou vypracovány pro absolutní a pro relativní metodu měření. Návrh laboratorní úlohy pro absolutní měření je uvedena v následujícím textu a laboratorní úloha pro relativní měření je uvedena v části 5.5.



Obr. 5.7: Schéma zapojení

Popis úlohy

Určení rychlosti ultrazvuku v ve vodě a roztocích soli pomocí absolutní metody měření šíření rychlosti ultrazvuku.

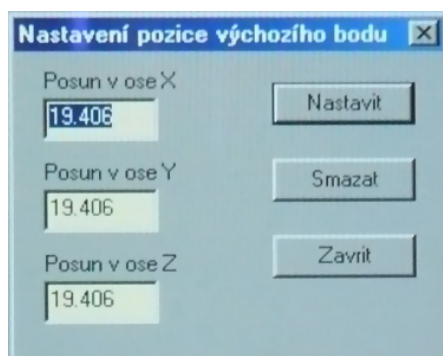
Úkoly měření

- Proměřte závislost zpoždění signálu ultrazvuku na změně vzdálenosti $t = f(d)$
- a vypočítejte rychlost ultrazvuku v ve vodě a ve slaném roztoku.

- Všechny dosažené výsledky zpracujte do výsledného protokolu měření.

Postup měření

1. Zapojte měřící stanoviště podle schématu zapojení na obrázku 5.7. Zkontrolujte připojené napájení!
2. Naplňte nádobu měřeným vzorkem a pomocí pozičního systému „zasuňte“ do vzorku přijímací senzor. Nastavení pomocí programu **NastavPosun** na Ploše (viz obrázek 5.8). Vertikální pohyb – osa x, kladná hodnota nahoru, záporná dolů⁴. Nastavte přijímací senzor do vzdálenosti cca 1 cm od vysílacího⁵. Na generátoru nastavte harmonický průběh (10 V, 2,2 MHz) a spusťte SSC generátor. Na osciloskopu by měly být vidět dva harmonické průběhy.
3. Na Ploše spusťte program **Absolutni metoda - voda** pro měření ve vodě nebo **Absolutni metoda - slane roztoky** (obrázek 5.3, strana 52) pro měření roztoků soli. Po nastavení všech proměnných spusťte měření a řiďte se instrukcemi programu.
4. Proměřte charakteristiku $t = f(d)$ minimálně v 5-ti bodech. Zjistěte, jak ovlivňuje výslednou rychlost v velikost kmitočtu f , počet period budícího impulsu a teplota T .
5. V protokolu, který je vygenerován programem můžete změnit měřítka os a doplnit regresní přímku pro lepší vizualizaci jednotlivých měření.
6. Všechny zjištěné a naměřené skutečnosti zaznamenejte do jednoho protokolu, ke kterému přiložte dílčí naměřené protokoly (viz přílohy A.3.1 a A.3.2).



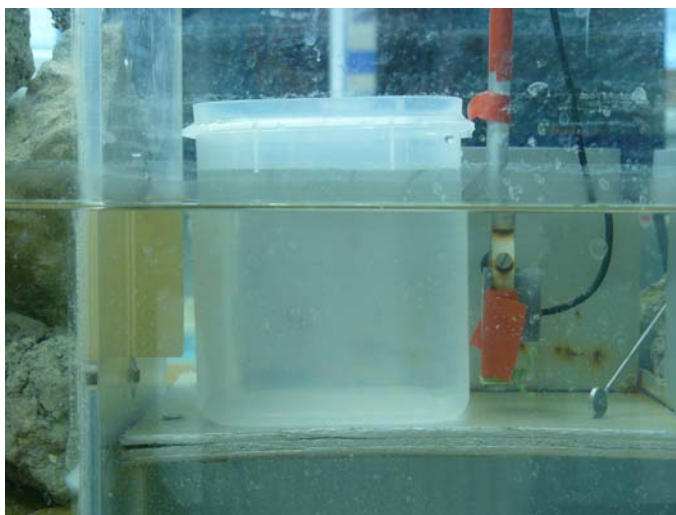
Obr. 5.8: Program **NastavPosun**

⁴ Vysílač i přijímač musejí být v jedné ose!!!

⁵ Poznámka: 1 krok posuvu odpovídá 1 mm vzdálenosti.

5.4 Relativní měření

Pro praktické změřeni rychlosti šíření ultrazvuku pomocí relativní metody byla vybrána průzvukná metoda měření (viz část 2.2, strana 28). Rychlost se nepočítá ze směrnice přímky jako u absolutní metody, ale pomocí rozdílů časů t_W a t_{SW} získaných po průchodu ultrazvuku vzorkem s vodou (známá rychlost šíření) a vzorkem obsahující zkoumaný roztok – fyziologický roztok (hledaná rychlost šíření).



Obr. 5.9: Konfigurace měřicího stanoviště

Konfigurace měřicího stanoviště je uvedena na obrázku 5.9 a schéma zapojení na obrázku 5.12. Měřicí stanoviště se kromě pozičního systému shoduje s konfigurací stanoviště u absolutní metody (viz část 5.2).

Jestliže popis metody vztáhneme k obrázku 5.12, tak přijímacím senzorem se přijímá impuls, který je prozářený médiem (vodou), měřeným vzorkem/vodou a stěnami krabice, ve které je vzorek uložen. Měří se čas prozáření jak pro vodu, tak pro měřený vzorek. Změřené časy se od sebe odečtou a díky znalosti rozměru vzorku se určí výsledná rychlost. Podrobněji v následující části 5.4.1. Naměřené hodnoty jsou vyhodnoceny jako u absolutní metody v programu VEE 8.5. Tvar vysílaného a přijímaného signálu se v podstatě shoduje se signály na obrázku 5.5 na straně 54.

5.4.1 Určení rychlosti šíření ultrazvuku ve vzorku

Při měření bylo použito schéma zapojení (obrázek 5.12). Pro určení výsledné rychlosti lze vycházet z obecného vzorce pro určení dráhy:

$$s = v \cdot t, \quad [\text{m}] \quad (5.7)$$

kde s je dráha, v rychlost a t čas.

Jestliže vyjádříme z 5.7 rychlost $v = s/t$ a vyjádření vztáhneme k obrázku 5.12, můžeme napsat pro měření vzorku obsahujícího vodu:

$$t_{SW} = \frac{D - L_1 - L_2}{v_W} + \frac{L_1 + L_2}{v_N} \quad [\text{s}] \quad (5.8)$$

kde t_{SW} je doba letu ultrazvuku pro nádobku s vodou, D je celková vzdálenost vysílač/přijímač, L_1 a L_2 tloušťka stěn nádoby se vzorkem, v_W je rychlost ultrazvuku ve vodě (viz 5.2) a v_N je rychlost šíření ultrazvuku v nádobce obsahující vzorek.

Pro vzorek obsahující jiný roztok než vodu:

$$t_S = \frac{D - L_1 - L_2 - L}{v_W} + \frac{L_1 + L_2}{v_N} + \frac{L}{v}, \quad [\text{s}] \quad (5.9)$$

kde t_S je doba letu ultrazvuku pro nádobku se vzorkem, L je tloušťka vzorku (definovaná vnitřní tloušťkou nádoby) a v je rychlost šíření ultrazvuku ve vzorku. Při sloučení rovnic 5.8 a 5.9:

$$t_S - t_{SW} = \frac{L}{v} - \frac{L}{v_W}, \quad [\text{s}] \quad (5.10)$$

můžeme odvodit výslednou rychlost šíření ultrazvuku ve vzorku v :

$$\frac{1}{v} = \frac{t_S - t_{SW}}{L} + \frac{1}{v_W} \Rightarrow v = \left(\frac{t_S - t_{SW}}{L} + \frac{1}{v_W} \right)^{-1} \quad [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (5.11)$$

5.4.2 Vyhodnocení

Měření relativní metodou bylo provedeno ve dvou fázích, proměření změny velikosti rychlosti v závislosti na kmitočtu $v = f(f)$ a proměření změny velikosti rychlosti v závislosti na teplotě $v = f(T)$. Obě fáze byly změřeny kumulativním měřením s 50-ti opakováními. Měřeným vzorkem byl fyziologický roztok NaCl 9 % o tloušťce 87 mm.

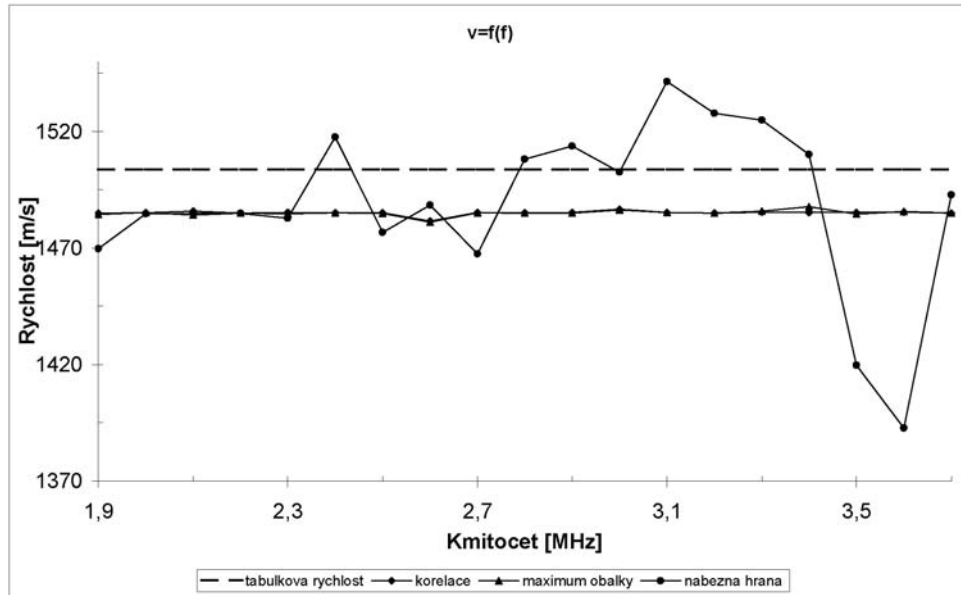
Závislost rychlosti na kmitočtu

$T = 24^\circ\text{C}$	f -pásmo	\bar{v}	$\overline{\delta(v)}$	v_{NORM}	$\pm\bar{\sigma}$
$L = 87 \text{ mm}$	MHz	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$			
Korelace	1,9÷3,7	1485,108	9,504	1503,756	0,918
Maximum obálky	1,9÷3,7	1485,015	13,243	1503,756	1,199
Náběžná hrana	1,9÷3,7	1489,032	78,957	1503,756	34,904

Tab. 5.3: Naměřené hodnoty relativní metodou pro $v = f(f)$

V tabulce 5.3 jsou uvedeny hodnoty pro závislost na kmitočtu, symboly v tabulce jsou: f -pásmo je kmitočtové pásmo použité při měření, \bar{v} je průměrná rychlost,

$\overline{\delta(v)}$ je průměrná absolutní chyba měření, v_{NORM} je tabulková rychlost a $\pm\bar{\sigma}$ je směrodatná odchylka metody, která je zde uvedena díky větší statistické cennosti než průměrná procentuální chyba metody. Průměrné hodnoty jsou zvoleny kvůli přehlednějšímu vyhodnocení a také proto, že se výsledná rychlost v s kmitočtem f nemění. Podrobné tabulky naměřených hodnot jsou uvedeny v příloze A.4.1.



Obr. 5.10: Graf měření relativní metodou $v = f(f)$

V grafu 5.10 jsou znázorněny všechny tři metody vyhodnocení měření. Je vidět, že metoda náběžné hrany velmi kolísá, ale i přes toto kolísání lze tvrdit, že i pomocí této metody bylo zjištěno, že se výsledná rychlost v s kmitočtem nemění.

Přesnost měření rychlosti v závislé na kmitočtu f se pohybuje nehledě na větší chybovost metody náběžné hrany ($\delta_r(3,5 \text{ MHz}) = -5,59\%$, $\delta_r(3,6 \text{ MHz}) = -7,38\%$) ve střední hodnotě okolo -1% . Větší chyba $\delta_r(M)$ u metody náběžné hrany může být způsobena větším zašuměním, které roste se vzdáleností senzorů. U ostatních metod se chyba pohybuje v rozmezí $-1,06\% \div -1,51\%$ (viz příloha A.4.1).

Výpočet absolutní chyby měření $\delta(v)$ vztahující se ke vzorci 5.11 se vypočítá:

$$\delta_r(v) = \delta_r(t_S - t_{SW}) + \delta_r(L) + \delta_r(v_W) \quad (5.12)$$

kde $\delta_r(t_S - t_{SW}) = \delta_r(t_S) + \delta_r(t_{SW})$ je součet relativních vyjádření směrodatných odchylek měření s vodou a se vzorkem, $\delta_r(L)$ je relativní chyba rozměru vzorku L , $\delta_r(v_W)$ je relativní chyba v_W . Absolutní chyba $\delta(v_W)$ je podle [6] rovna $0,015 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Absolutní chyba rozměru vzorku byla určena na $0,5 \text{ mm}$. Relativní chyba měření se vypočítá $\delta_r(X) = \delta(X)/X$, kde X je naměřená hodnota. Hodnotu $\delta(v)$ získáme ze vzorce 5.5. Relativní chybu metody určíme pomocí vzorce 5.6.

$L = 87 \text{ mm}$	$f = 2,2 \text{ MHz}$			
T	v	$\delta(v)$	v_{NORM}	$\delta_r(M)$
$^{\circ}\text{C}$	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$			$\%$
21,67	1478,449	9,042	1497,299	-1,26
22,3	1479,279	12,143	1499,087	-1,32
23,5	1483,321	9,675	1502,406	-1,27
24,5	1488,722	8,866	1505,088	-1,09
26	1492,524	9,484	1508,971	-1,09
27,6	1495,575	11,784	1512,931	-1,15
28,5	1495,907	12,919	1515,079	-1,27
29,1	1499,335	10,152	1516,480	-1,13
29,6	1501,473	14,761	1517,628	-1,06

Tab. 5.4: Relativní metoda $v = f(T)$ – Korelace

Závislost rychlosti na teplotě

V tabulkách 5.4, 5.5 a 5.6 jsou uvedeny naměřené a vypočítané hodnoty všech tří metod určení rychlosti šíření ultrazvuku v v závislosti na teplotě T . Symboly v tabulkách odpovídají symbolům z předchozích tabulek.

$L = 87 \text{ mm}$	$f = 2,2 \text{ MHz}$			
T	v	$\delta(v)$	v_{NORM}	$\delta_r(M)$
$^{\circ}\text{C}$	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$			$\%$
21,67	1477,655	11,370	1497,299	-1,31
22,3	1479,455	10,094	1499,087	-1,31
23,5	1483,316	10,478	1502,406	-1,27
24,5	1488,483	11,492	1505,088	-1,10
26	1492,043	10,889	1508,971	-1,12
27,6	1496,224	12,244	1512,931	-1,10
28,5	1495,892	12,331	1515,079	-1,27
29,1	1499,470	12,075	1516,480	-1,12
29,6	1501,504	12,942	1517,628	-1,06

Tab. 5.5: Relativní metoda $v = f(T)$ – Maximum obálky

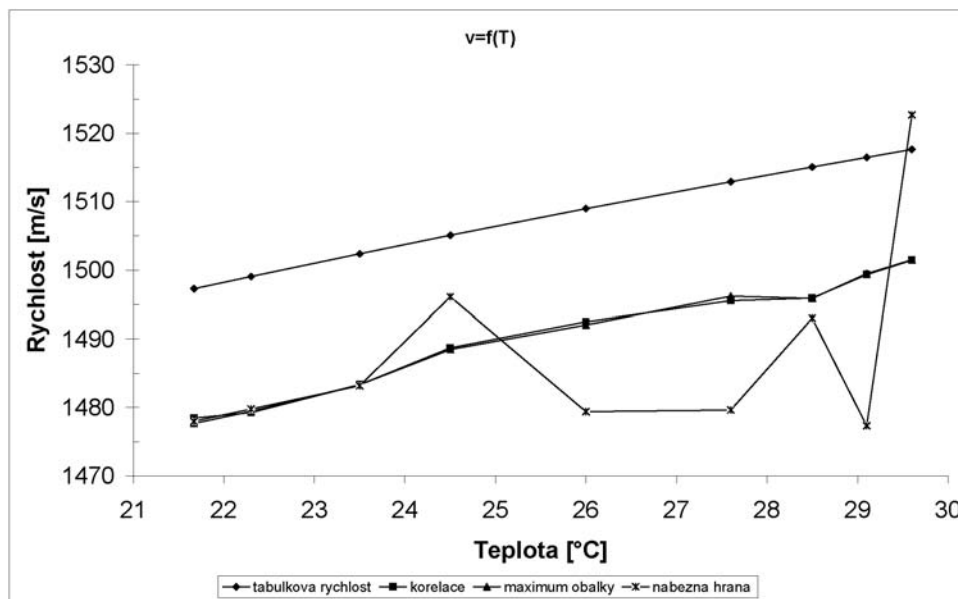
Velikost absolutní chyby $\delta(v)$ určíme ze vzorce 5.12 a 5.5, relativní chybu metody $\delta_r(M)$ pomocí vzorce 5.6.

Z grafu 5.11 je patrné, že rychlost šíření ultrazvuku v s teplotou T roste. Metoda náběžné hrany vykazuje stejně jako při měření závislosti na kmitočtu větší kolísání,

$L = 87 \text{ mm}$	$f = 2,2 \text{ MHz}$			
T	v	$\delta(v)$	v_{NORM}	$\delta_r(M)$
$^{\circ}\text{C}$	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$			$\%$
21,67	1478,017	8,812	1497,299	-1,29
22,3	1479,787	8,724	1499,087	-1,29
23,5	1483,204	8,705	1502,406	-1,28
24,5	1496,123	8,977	1505,088	-0,60
26	1479,418	22,454	1508,971	-1,96
27,6	1479,648	9,077	1512,931	-2,20
28,5	1493,044	15,014	1515,079	-1,42
29,1	1477,348	12,732	1516,480	-2,58
29,6	1522,705	19,219	1517,628	0,33

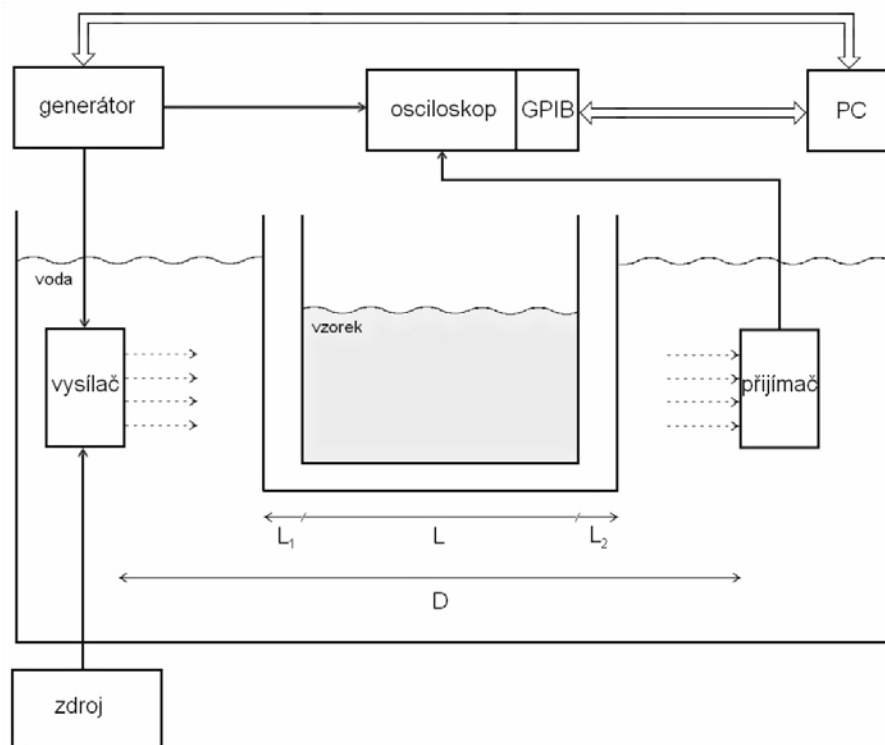
Tab. 5.6: Relativní metoda $v = f(T)$ – Náběžná hrana

ale i přesto je stoupající trend postřehnutelný. Největší chyba je u této metody - 2,58 %, u ostatních metod se chyba pohybuje v rozmezí -1,06 % ÷ -1,32 %.



Obr. 5.11: Graf měření relativní metodou $v = f(T)$

5.5 Laboratorní úloha 2



Obr. 5.12: Schéma zapojení

Popis úlohy

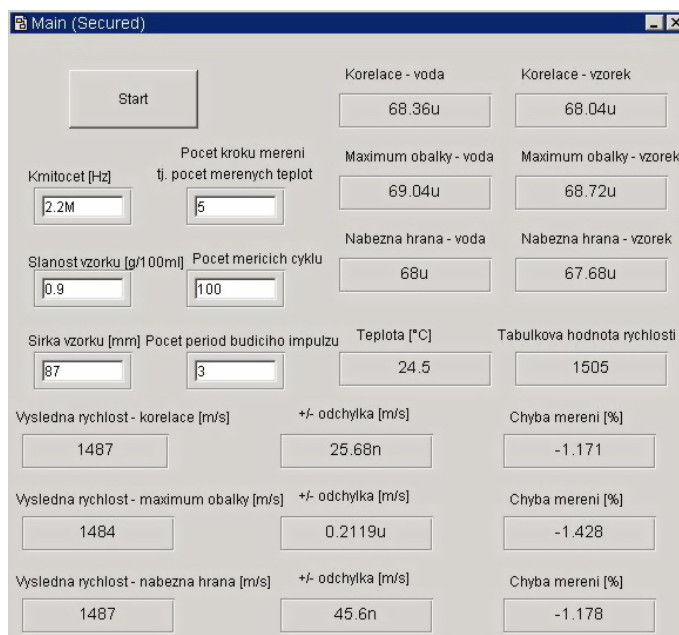
Určení rychlosti ultrazvuku v ve (slaném) vzorku, pomocí relativní metody měření šíření rychlosti ultrazvuku.

Úkoly měření

- Změřte změnu šíření rychlosti ultrazvuku v závislosti na změně frekvence $v = f(f)$.
- Změřte změnu šíření rychlosti ultrazvuku v závislosti na změně teploty $v = f(T)$.
- Všechny dosažené výsledky zpracujte do výsledného protokolu měření.

Postup měření

1. Zapojte měřící stanoviště podle schématu zapojení na obrázku 5.12. Zkontrolujte připojené napájení!



Obr. 5.13: Uživatelské prostředí pro měření $v = f(T)$

2. Naplňte nádobky, které budete používat k měření. Jednu nádobku měřeným vzorkem a druhou vodou⁶. Nejdříve vložte měřicí přípravek do akvária. Na generátoru nastavte harmonický průběh (10 V, 2,2 MHz) a spusťte SSC generátor. Na osciloskopu by měly být vidět dva harmonické průběhy.
3. Na Ploše spusťte program **Relativni metoda - v na f** pro měření závislosti na frekvenci. Nastavte všechny proměnné, spusťte měření a řiďte se instrukcemi programu.
4. Proměřte charakteristiku $v = f(f)$ minimálně v 5-ti bodech. Zjistěte, jak ovlivňuje výslednou rychlost v velikost kmitočtu f .
5. V protokolu, který je vygenerován programem můžete změnit měřítka os pro lepší vizualizaci jednotlivých měření (viz příloha A.4.1).
6. Pro změření závislosti na teplotě bude zapotřebí tři akvárií s různou teplotou vody (čerstvě napuštěná, odstátá a nahřátá). Před měřením napusťte studenou vodu do prvního akvária a ve všech akváriích změřte teplotu, kterou si poznamenejte.
7. Naplňte nádobky, které budete používat k měření, jednu nádobku měřeným vzorkem a druhou vodou⁵. Nejdříve vložte měřicí přípravek do akvária. Na ge-

⁵ Poznámka: voda i roztok musejí být teplotně stabilizovány, musejí mít stejnou teplotu.

nerátoru nastavte harmonický průběh (10 V, 2,2 MHz) a spusťte SSC generátor. Na osciloskopu by měly být vidět dva harmonické průběhy.

8. Na Ploše spusťte program **Relativni metoda - v na T** (viz obrázek 5.13). Nastavte všechny proměnné, spusťte měření a řiďte se instrukcemi programu.
9. Po změření každého kroku odpojte výstup generátoru, měřící přípravek přesuňte do dalšího akvária a pokračujte v dalším kroku programu do té doby, dokud neproměříte všechny akvária⁷.
10. Proměřte charakteristiku $v = f(T)$ ve všech akváriích. Zjistěte, jak ovlivňuje výslednou rychlost v teplota T .
11. V protokolu, který je vygenerován programem můžete změnit měřítka os pro lepší vizualizaci jednotlivých měření (viz příloha A.4.2).
12. Všechny zjištěné a naměřené skutečnosti zaznamenejte do jednoho protokolu, ke kterému přiložte dílčí naměřené protokoly.

5.6 Použité měřicí přístroje

Všechny použité přístroje jsou uvedeny v tabulce 5.7

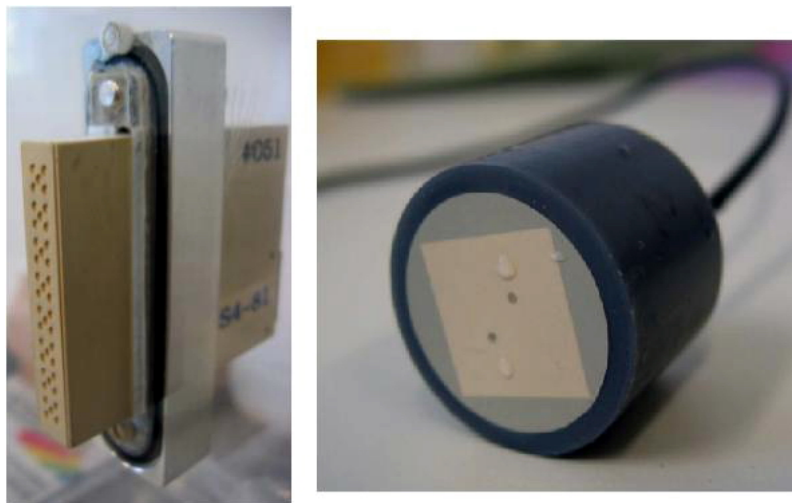


Obr. 5.14: Generátor Agilent 33220A a osciloskop Agilent DSO3102A

⁷ Pozor! Při měření třetího „nahřátého“ akvária vypněte termostat! Funkční termostat vnáší do měření chybu.

Přístroje	Výrobní číslo/SAP
Interface USCT SSC Generator	–
Stabilizovaný zdroj $\pm 5\text{ V}$; $\pm 12\text{ V}$	BK126 v. č. 1717913 BK126 v. č. 331043
Generátor Agilent 33220A	SAP 1000146215-0
Osciloskop Agilent Technologies DSO3102A	v. č. CN45002662
<i>Rozhraní GIPB</i> Agilent – extension module for DSO3000 N2861A Agilent Technologies 82357A USB/GPIB Interface	SAP 1000146229 SAP 1000146230
PC Procesor Intel(R)Core(TM)2 Windows XP SP3	v. č. DA330189/1106
Teploměr Precision Thermometer 4600	SAP 309173-0

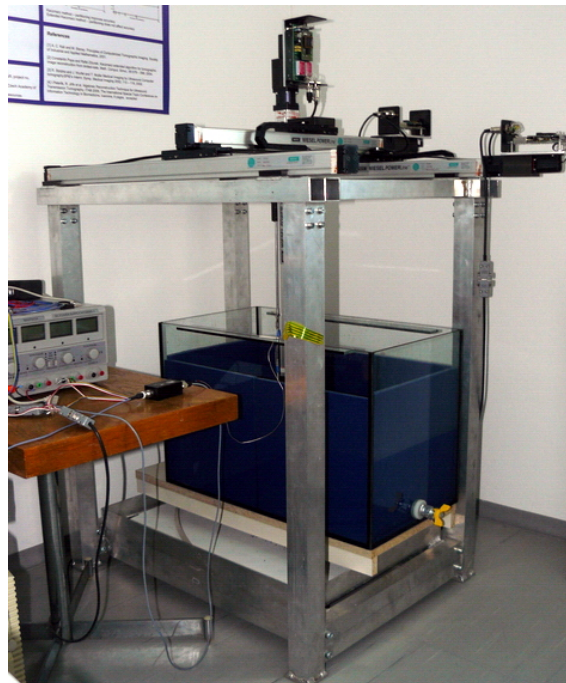
Tab. 5.7: Přístroje použité při měření a zpracování dat



Obr. 5.15: Vysílací a přijímací senzor



Obr. 5.16: Budící generátor SSC



Obr. 5.17: Poziční systém



Obr. 5.18: GPIB prodlužovací modul 82357A USB/GPIB Interface



Obr. 5.19: Stabilizovaný zdroj BK 126 a teploměr Precision

ZÁVĚR

Cílem předložené diplomové práce *Měření rychlosti šíření ultrazvuku* byly, kromě prostudování metod měření rychlosti šíření ultrazvuku, zejména návrh a realizace těchto metod pro měření rychlosti šíření ultrazvuku na experimentálním pracovišti ÚBMI. Dále pak volba měřených materiálů a jejich následné ilustrativní proměření.

Po prostudování dostupných metod měření byla pro měření vybrána průzvučná metoda, která je pro pracoviště ÚBMI nejvíce vhodná. Měření byla realizována vývojovým prostředím Agilent VEE 8.5. K určení rychlosti šíření ultrazvuku byly navrženy tři metody určení rychlosti: pomocí korelace, pomocí maxima obálky a pomocí náběžné hrany. Algoritmy pro každou danou metodu jsou implementovány v navržených měřících programech.

Samotné programové zpracování (nastavení přístrojů → získání dat → zpracování měřených dat → statistické vyhodnocení → zobrazení) tvořilo hlavní těžiště práce, které zabralo také nejvíce času. Vytvořené programy mohou tvořit základ pro další práce/projekty týkající se automatizovaného měření a zpracování nejen ultrasonografických veličin.

Pro testování vytvořených programů byla na základě prostudování literatury vybrána prostředí voda a fyziologický roztok. Absolutní metodou měření se určila rychlost šíření ultrazvuku v těchto materiálech a metodou relativní se zjistila rychlost šíření ultrazvuku ve zkoumaném vzorku (fyziologický roztok) v závislosti na kmitočtu a na teplotě.

Měření absolutní metodou byly všemi metodami zjištěny rychlosti šíření ultrazvuku ve vodě ($1492 \div 1501 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) i ve fyziologickém roztoku ($1498 \div 1527 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), dále bylo určeno, že rychlost šíření ultrazvuku se nemění se vzdáleností. Relativní metodou bylo zjištěno, že rychlost šíření ultrazvuku není závislá na kmitočtu, ale bylo potvrzeno, že výsledná rychlost je závislá na teplotě. Se zvětšující se teplotou rychlost šíření roste.

Všechny metody dosáhly dobrých výsledků měření, kdy největší nalezená chyba metody byla u absolutních metod 1,65 % oproti tabulkové hodnotě a u metod relativních to bylo 2,58 %. Obě tyto maximální chyby náležely metodě náběžné hrany, která dosahuje ze všech tří navržených metod nejmenší přesnosti. Nicméně i přesto je metoda určení rychlosti šíření pomocí náběžné hrany použitelná. Je také postřehnutelné, že relativní metoda podléhá určité soustavné chybě měření. Výsledná rychlost je rovnoměrně zatížena chybou o velikosti přibližně -1 %. To může být způsobeno chybou měřících přístrojů, chybou měření rozměru vzorku, nečistotami ve vodě či ve vzorku, větším zašuměním signálu nebo jinou blíže neurčenou chybou.

Dalším z úkolů práce bylo navrhnutí dvou laboratorních úloh, které jsou rozpracovány výše v textu. Pro realizovatelnost těchto úloh ve výuce ÚBMI je ovšem potřeba vytvořit měřicí přípravek, ve kterém budou vysílač i přijímač v jedné ose, aby se předešlo složitému nalezení této osy. Také u metody absolutní není bezpodmínečně nutné používat poziční systém, ale stačí, aby přípravek obsahoval 5 ÷ 10 pevně definovaných bodů měření, ve kterých lze měření provádět. U metody relativní z důvodu konečné velikosti paměti v osciloskopu (u osciloskopu DSO3102A paměť obsahuje 4000 hodnot ⇒ při vzdálenosti vzorků 20 ns je změřitelná vzdálenost ve vodě maximálně 12 cm) je potřeba najít kompromis mezi tloušťkou vzorku (krabičky) a přesností měření (čím větší let paprsku vzorkem, tím větší přesnost metody). Také je potřeba hlídat zapojení přístrojů do počítače, protože při odpojení přístrojů z počítače a následném připojení do jiného vstupu USB než původně, je navržený program nefunkční (nutné přeadresování přístrojů v Agilent Pro).

LITERATURA

- [1] AGILENT TECHNOLOGIES: *Oficiální stránka firmy Agilent*, [online]. Poslední revize duben 2009. Dostupné na: <<http://www.home.agilent.com>>.
- [2] BULATOVA, E. G.: *Izgibnie kolebanija v zadačach akustičeskogo kontrolja i diagnostiki*. Disertační práce. UDGU, Iževsk, RF 2000.
- [3] DRASTICH, A.: *Zobrazovací systémy v lékařství*. Skripta FEI VUT v Brně, Brno 1990.
- [4] FUKSA, A.: *Spektrální analýza vzorkovaných nestacionárních signálů*. Diplomová práce, FE-katedra měření ČVUT, Praha 2000.
- [5] JAN, J.: *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. VUTIUM, Brno 2002.
- [6] MILLER, E., HILL, K., BEMBER, D. ET AL: *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. Prentice Hall Europe (a Pearson Education company). Harlow, UK 1986. Přeloženo do ruštiny: DMITRIJEV, V. N., JUŠIN, V. P. ET AL: *Primerenie ultrazvuka v medicine*. Mir, RF 1989.
- [7] NAVRÁTIL, L., ROSINA, J A KOLEKTIV: *Medicínská biofyzika*. Grada Publishing, Praha 2005.
- [8] GREENSPAN, M., TSCHIEGG, C. E.: *Tables of the speed of sound in water*. J. Acount. Soc. Am. 1959, 31, 75–81.
- [9] OPHIR, J., LIN, T.: *A Calibration-Free Method for Measurement of Sound Speed in Biological Tissue Samples*. IEE Trans. Ultrason. Freq. Contrl., vol. 35, no. 5, str. 573–577, 1988.
- [10] PING HE: *Experimental Verification of Models for Determining dispersion from Attenuation*. IEEE Trans. Ultrason. Freq. Contrl., vol. 46, no. 3, str. 706–714, 1999.
- [11] PING HE: *Measurement of acoustic dispersion using both transmitted and reflected pulses*. J. Acoustical Society of America, 107 (2), str. 801–807, 1999.
- [12] PROCHÁZKA, T.: *Mechanické účinky ultrazvuku*. Bakalářská práce B-EST FEKT VUT v Brně, Brno 2006.
- [13] ROZMAN, J.: *Ultrazvuková technika v lékařství, diagnostické systémy*. Skripta FEI VUT v Brně, Brno 1980.

- [14] ROZMAN, J. A KOLEKTIV: *Modelová studie vyzařování ultrazvukových sond*. VUT v Brně, Brno 2002.
- [15] RYBIČKA, J.: *L^AT_EX pro začátečníky*. Konvoj, Brno 2003.
- [16] SLUŠTÍK, R.: *Uživatelský manuál Agilent VEE Pro 7.5.* Bakalářská práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky. Zlín 2006.
- [17] UHDEOVÁ, N. A KOLEKTIV: *Fyzikální praktikum*. Skripta VUT v Brně, FEKT, ústav fyziky. Brno 2003.
- [18] VLACH, J., PRŮŠA, Z., RAJMIC, P.: *Interaktivní applety pro vybrané operace se signály*. VUT, Brno 2009.
- [19] VOPÁLENSKÝ, M.: *Korelační metoda měření rychlosti*. ČVUT, Praha 2004.
- [20] WIKIPEDIA: *The free encyclopedia*, [online]. Poslední revize březen 2007. Dostupné na: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Ultrasound>>.
- [21] WIKIPEDIE: *Otevřená encyklopedie*, [online]. Poslední revize duben 2009. Dostupné na: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Radikál>>.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

- B-MODE Ultrazvukové zobrazení využívající jasovou modulaci
- CW-Doppler Ultrazvukové zobrazení využívající kontinuální Dopplerovské vyšetření – Continuous Wave-Doppler
- C/C++ Programovací jazyk
- Direct I/O Ovladač pro přímé spojení s měřícím přístrojem
- FFT Rychlá Fourierova transformace – Fast Fourier Transform
- FIR Filtry s konečnou impulzní odezvou – Finite Impulse Response
- FUS Metoda ultrazvukové chirurgie – Focused Ultrasound Surgery
- GPIB Úplný soubor měřících přístrojů a jiného vybavení, který je sestaven k provádění specifikovaných měření – General Purpose Interface Bus,
- HIFU Metoda ultrazvukové chirurgie – High Intensity Focused Ultrasound
- \mathcal{HT} Hilbertova transformace
- IVI-COM Ovladače měřících přístrojů k platformě LabVIEW a LabWindows/CVI
- LAN Lokální síť – Local Area Network
- MI Mechanický index
- M-Mode Ultrazvukové zobrazení využívající k zobrazení časového rozvoje
- RS-232 sériový port ke komunikačnímu rozhraní – Recommended Standard 232
- SCPI Standardní příkazy pro programovatelné přístroje – Standard Commands for Programmable Instruments
- TI Teplotní index
- TOF Doba letu paprsku – Time of Flight
- USB Univerzální datová sběrnice – Universal Serial Bus
- VME Standard počítačové sběrnice – VersaModule Eurocard bus
- VXI Univerzální sběrnice využívající zásuvných měřících modulů u měřících přístrojů – VME eXtensions for Instrumentation