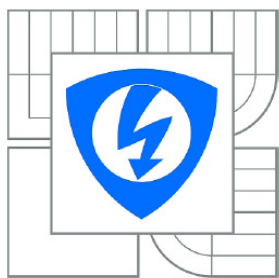


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

FANTOMY PRO OFTALMOLOGICKÝ ULTRAZVUKOVÝ SYSTÉM

PHANTOMS FOR ULTRASOUND SYSTEM IN OPHTHALMOLOGY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

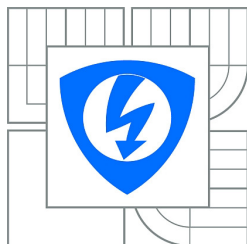
Bc. VOJTĚCH FABÍK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ

BRNO 2013



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Vojtěch Fabík

Ročník: 2

ID: 119701

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Fantomy pro oftalmologický ultrazvukový systém

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principy ultrazvukových zobrazovacích systémů, zaměřte zejména na jejich aplikaci v oftalmologii. 2) Prostudujte metody využívané v pachymetrii a biometrii, seznamte se s kombinovaným ultrazvukovým systémem Nidek Echoscans 4000. 3) Prostudujte možnosti simulačního softwaru Field II a pomocí něj navrhnete strukturu fantomu, který bude simulovat charakter živého lidského oka. 4) Proveďte příslušné simulace a zhodnoťte dosažené výsledky. 5) Na základě simulací navrhnete fyzický fantom. Zaměřte se zejména na výběr vhodných materiálů, které mají podobné akustické vlastnosti jako struktury živého oka. 6) Podle pokynů vedoucího fantom realizujte. 7) Proveďte příslušná měření a porovnejte je se simulacemi a fyzickými rozměry modelu. 8) Vypracujte laboratorní úlohu, která bude demonstrovat postupy měření a kalibrace přístroje. 9) Proveďte diskuzi dosažených výsledků a zhodnoťte navržený fantom. Pro splnění semestrálního projektu je nutné vypracování bodů 1) až 4).

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JENSEN, J.A. Linear description of ultrasound imaging systems, Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark, July 5 to July 9, 1999, Technical University of Denmark, June, 1999.

[2] RUMACK, C. M., WILSON, S. R., CHARBONEAU, J. W., Levine, D. Diagnostic Ultrasound, 2-Volume Set, Missouri: Elsevier Mosby, 2010

[3] JENSEN, J.A. Users' guide for the Field II program, Technical University of Denmark, 2001

Termín zadání: 17.9.2012

Termín odevzdání: 24.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

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 následku porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestně právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku c.40/2009 Sb.

Abstrakt

V naší práci jsme se seznámili se zobrazovacími ultrazvukovými systémy a jejich využitím v oftalmologii, zejména s přístrojem Nidek 4000. Byly popsány oftalmologické vyšetřovací metody. Dále jsme pomocí toolboxu Field II nasimulovali fantom oka a vytvořili jeho B-scan a biometrické zobrazení, kde jsme porovnali účinky různých centrálních frekvencí ultrazvukových sond a různých rychlostí šíření ultrazvuku na výsledné hodnoty. Následně jsme vytvořili fantomy z agarózového gelu a materiálů o různých vlastnostech. Na těchto fantomech jsme zkoumali vliv rychlosti šíření ultrazvuku na výsledky měření a vliv koncentrace agarózového gelu na rychlosti šíření ultrazvuku. Vytvořili jsme fantomy simulující lidské oko. Byl vytvořen protokol měření pro použití ve výuce.

Abstract

In our work we have studied the ultrasonic imaging systems and their use in ophthalmology, especially with the device Nidek 4000. We described ophthalmological examination methods. In addition, we are using the simulation program Field II. It simulated eye phantom and created his B-scan and biometry, where we compared the effects of different central frequency ultrasonic probes and different speeds of sound in the resulting values. We also created phantoms using agarose gel and materials of different properties. On phantoms, we studied the effect of the velocity of ultrasound in measurement results, effect of the concentration of the agarose gel to the velocity of sound. And we created phantoms simulating the human eye. Measurement protocol was created for use in teaching.

Klíčová slova

Ultrazvuk, oftalmologické ultrazvukové zobrazovací systémy, Field II, Nidek 4000, fantom oka, A-scan, B-scan, biometrie, pachymetrie, agarózový gel, rychlost šíření ultrazvuku.

Keywords

Ultrasound, ophthalmic ultrasound imaging systems, Field II, Nidek 4000, eye phantom, A-scan, B-scan, biometry, pachymetry, agarose gel, speed of ultrasound.

FABÍK, V. *Fantomy pro oftalmologický ultrazvukový systém*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 81 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Harabiš.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Fantomy pro oftalmologický ultrazvukový systém 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 tohoto projektu 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 24. května 2013

.....

podpis autora

Poděkování

Mé poděkování patří panu Ing. Vratislavu Harabišovi za odborné vedení, za poskytování rad a připomínek při tvorbě této diplomové práce. Dále děkuji své rodině za trpělivost, podporu a pomoc.

V Brně dne 24. května 2013

.....

podpis autora

Obsah

Úvod.....	9
1 Ultrazvuk	10
1.1 Zdroj ultrazvuku.....	10
1.2 Fyzikální veličiny ultrazvukového vlnění.....	11
1.3 Odraz a lom ultrazvukových vln.....	12
1.4 Rozptyl ultrazvukových vln.....	14
2 Ultrazvuk v oftalmologii.....	15
2.1 Lomné prostředí oka	15
2.2 Pachymetrie.....	16
2.3 Ultrazvuková biometrie.....	16
2.3.1 A-scan	17
2.3.2 B-scan.....	17
3 Ultrazvukový přístroj Nidek 4000	18
4 Field II	19
5 Simulované fantomy	20
5.1 Nastavení parametrů ultrazvukové sondy	22
5.2 Vliv frekvence ultrazvukové sondy na výstupy fantomu.....	22
5.3 Rychlost ultrazvuku a její vliv na výstupy fantomu	25
5.4 GUI pro Field II	26
6 Fyzické fantomy	27
6.1 Agarózový fantom.....	27
6.1.1 Průběh měření	27
6.1.2 Závislost rychlosti šíření uzv na koncentraci agarózového gelu.....	29
6.2 Fantomy oka.....	32
6.2.1 Fantom oka č. 1	33
6.2.2 Fantom oka č. 2.....	38
6.2.3 Fantom č. 3.....	41
6.2.4 Fantom oka č. 4.....	43
6.3 GUI pro rozměřování výsledků B-scanu	46
7 Porovnání simulovaných a fyzických fantomů.....	46
8 Protokol měření	47

Závěr	48
Seznam literatury	50
Seznam příloh.....	52

Úvod

Oftalmologické vyšetřovací metody jsou většinou bezkontaktní a neinvazivní. To však neplatí o ultrazvukovém vyšetření, které je zatím v mnoha ohledech nepřekonané, a jeho aplikace může být pro pacienta nepříjemná. Ultrazvukové sondy je nutné přikládat přímo na oko, což může vyvolat bolestivý podnět. Využívají se proto různé anestetické kapky a masti.

Pro výuku práce s oftalmologickými ultrazvukovými zobrazovacími systémy a pro jejich výzkum je nevhodné provádět potřebné pokusy na živých subjektech. Z toho důvodu nahrazujeme skutečný orgán fantomem.

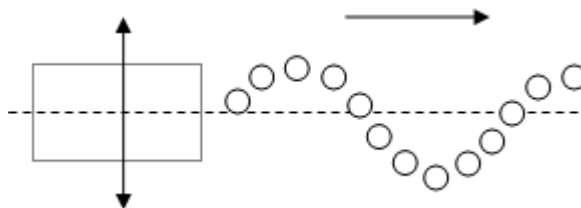
Pro simulaci ultrazvukového zobrazení existuje spousta softwarů. V naší práci jsme se seznámili s toolboxem pro modelování, simulování ultrazvukových polí a dějů Field II, který nám umožnil vytvořit fantom oka a následně jeho B-scan a biometrické zobrazení.

Dále jsme se v práci zabývali výrobou fantomů, které by mohly být použity ve výuce. Pro popis vlivu rychlosti šíření materiálu, na hodnoty měření, jsme vytvořili fantomy z agarózového gelu o různých koncentracích a délkách. Jako modely oka byly následně do agarózového gelu zality materiály o různých vlastnostech. Ty poté vytváří na záznamech ultrazvukového systému odezvy, vypadající přibližně jako záznamy měření na reálném oku.

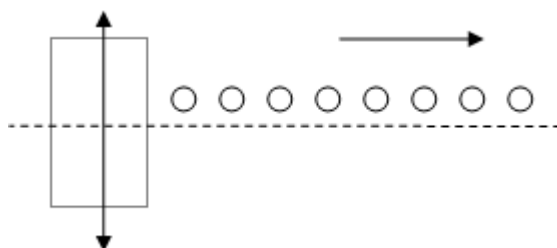
Byl také vytvořen protokol měření, který bude použit ve výuce. Zde se studenti seznámí se základními principy měření pomocí ultrazvukového systému Nidek 4000.

1 Ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické vlnění o frekvenci vyšší, než je horní hranice slyšitelnosti lidského ucha. Ta se pohybuje subjektivně okolo 20 kHz. Pro diagnostické účely se používají frekvence od 1 do 20 MHz. 1 GHz je hranice, nad níž se již mechanické kmity označují jako hyperzvuk. V pružných prostředích lidského těla, měkké tkáně a tekutiny, se ultrazvuk šíří formou podélného vlnění (viz Obr. 2), v kostech formou vlnění příčného (viz Obr. 1). [1]



Obr. 1: Příčné vlnění



Obr. 2: Podélné vlnění

1.1 Zdroj ultrazvuku

Zdrojem ultrazvukového vlnění (dále uzv) je uzv měnič umístěný v sondě diagnostického přístroje. Tento měnič má na svých protilehlých stranách napařené elektrody, na něž se v režimu generace přístroje přivádí vysokofrekvenční impulsní signál. Ke stavbě měniče jsou používány materiály, které vykazují přímý a nepřímý piezoelektrický jev. Takovými materiály jsou například krystaly nemající střed souměrnosti (např. křemen, sfalerit, atd.).

Přímý piezoelektrický jev je děj, kdy na plochách měniče vznikají elektrické náboje při jeho mechanickém namáhání (tzn. tlak, ohyb, tah, krut). Toho využívá uzv systém při módu přijímání.

Nepřímý piezoelektrický jev je děj opačný. Pokud na měnič působí vnější elektrické pole, vyvolá se deformace krystalu. Při použití střídavého napětí se začne krystal periodicky zkracovat a prodlužovat, vzhledem k frekvenci napětí, což má za následek rozkmitání.

Kmitání krystalu je doprovázeno vznikem mechanického vlnění. Můžeme tak dostat zvuk o určitých frekvencích. Frekvence můžeme ovlivnit materiálem krystalu a parametry střídavého napětí. Tohoto je využito při režimu vysílání uzv systému. [2]

1.2 Fyzikální veličiny ultrazvukového vlnění

Základním rozdílem mezi uzv signálem a elektromagnetickým signálem, jenž je využíván u jiných zobrazovacích systémů, je přímá vazba uzv s prostředím, jímž se šíří. Toto prostředí vytváří primární parametrické pole. Popis uzv pole je proto přímo vázán na popis pole parametrického. [2]

Uzv prochází hmotou pomocí vibrací částic, které tvoří hmotné prostředí. Částice se při přenosu nepohybují makroskopicky, ale pouze vibrují kolem svých rovnovážných poloh. Díky elastické provázanosti jednotlivých částic se vibrace předávají z jedné na druhou a dochází k šíření vlnění prostředím. Díky elastickému spojení a konečné hmotnosti částic dochází ke zpoždění přenosu a v důsledku třecích sil prostředí částečné absorpci energie. Toto má za následek částečnou přeměnu v teplo. [2]

Rychlost šíření podélných uzv vln c (kmitání částic ve směru šíření vln) v homogenním prostředí, jehož rozměry kolmé na směr šíření jsou ohraničeny, je závislá na elasticitě E a hustotě ρ :

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (1)$$

Některé rychlosti šíření v lidském těle jsou uvedeny v tabulce 1.

Tab. 1: Rychlost šíření UZV v lidských tkáních [2]

Médium	Rychlost [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
vzduch	331
krev	$1,57\cdot 10^3$
kosti	$2,5- 4,7\cdot 10^3$
mozek	$1,54\cdot 10^3$
tuk	$1,45\cdot 10^3$

Rychlost šíření uzv v různých tkáních je v širokém rozsahu nezávislá na frekvenci f vlnění. Proto se využívá vztahu mezi vlnovou délkou λ a frekvencí:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2)$$

Vlnová délka je velmi důležitá u diagnostických aplikací. Určuje nejmenší vzdálenost mezi dvěma objekty, které leží na ose uzv svazku a mohou být od sebe odlišeny. Určuje tedy prostorovou rozlišovací schopnost systému. [2]

K vybuzení vibrací částic, které šíří uzv vlnu, je zapotřebí dodat energii [J] resp. akustický výkon N za jednotku času [$J \cdot s^{-1} = W$]. Ultrazvukové pole je také popsáno jeho intenzitou I , která je definována střední hodnotou energie, jenž projde jednotkou plochy za jednotku času, orientovanou kolmo na směr, ve kterém se vlna šíří [$J \cdot s^{-1} \cdot m^{-2} = W \cdot m^{-2}$]. [2]

Akustický výkon můžeme určit z následujícího vztahu

$$N = I \cdot S, \quad (3)$$

kde S je celková plocha, do které měnič vyzařuje.

Intenzita I je definována ve velké vzdálenosti od zdroje u postupného rovinného vlnění v homogenním izotropním prostředí vztahem

$$I = p \cdot c, \quad (4)$$

kde p je neakustický tlak [Pa]. [2]

Intenzita uzv energie je tedy měřítkem akustické energie.

Akustická impedance Z , je jednou z nejvýznamnějších veličin pro popis prostředí, jímž se uzv šíří, a má zásadní význam pro odraz a prostup vlny na rozhraní dvou prostředí. [2]

$$Z = \rho \cdot c \quad (5)$$

$$Z = \sqrt{E + \rho} \quad (6)$$

Akustický tlak, který je vyvozován při postupu vlny prostředím, má na ostatní veličiny vazbu přes následující vztahy:

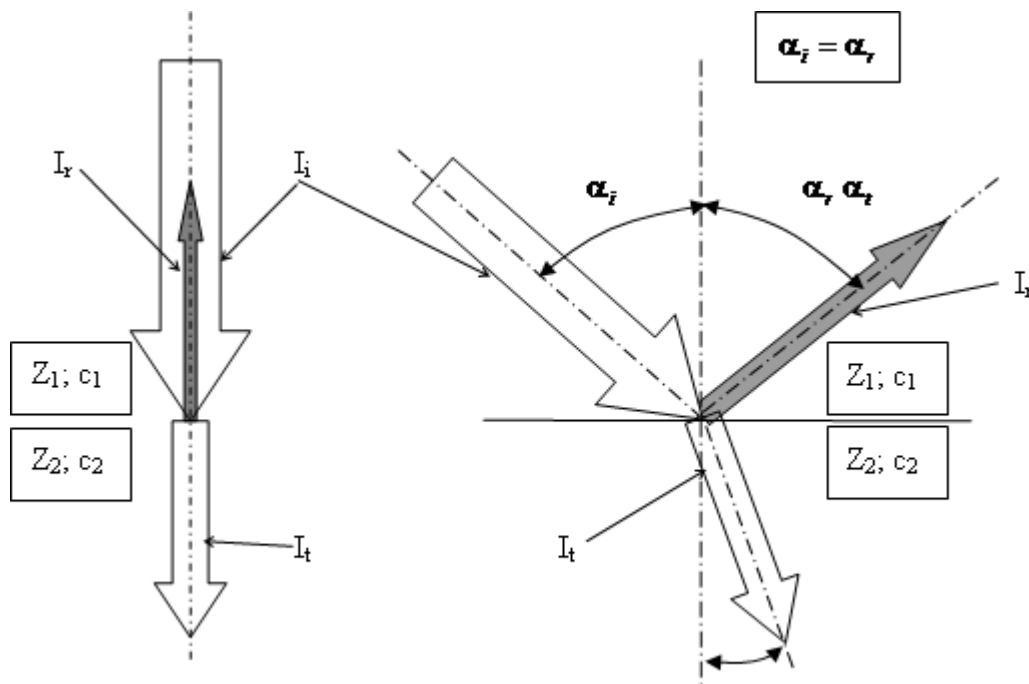
$$p = Z \cdot c \quad (7)$$

$$I = \frac{p^2}{Z} \quad (8)$$

1.3 Odraz a lom ultrazvukových vln

Uzv se šíří v homogenním prostředí přímočaře. Pokud uzv svazek dopadne na rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích, částečně projde do druhého prostředí a částečně se odrazí zpět do prostředí prvního. Při přechodu z prostředí do prostředí dochází k lomu vlnění, pokud nejde o dopad kolmý. K odrazu a lomu však dojde jen tehdy, pokud má rozhraní rozměry větší, než je vlnová délka vlnění. Jsou-li rozměr rozhraní a vlnová délka přibližně stejné, dochází k ohybu vlnění. [2]

Poměrem amplitud vlnění odraženého a vlnění původního, dostaneme amplitudový reflexní koeficient r_a (viz Obr. 3). [2]



Obr. 3: Odraz a lom ultrazvukového vlnění [2]

Dopadne-li vlnění na rozhraní ve směru normály k rovině rozhraní, můžeme r_a stanovit z následujícího vztahu:

$$r_a = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}, \quad (9)$$

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

Často se používá i tzv. Intenzitní reflexní koeficient r_i . Ten je definován poměrem reflektované intenzity akustické vlny k její intenzitě před dopadem na rozhraní. Vztah veličin je následující:

$$r_i = r_a^2. \quad (10)$$

Předešlé dva vzorce platí jen pro kolmý dopad. V klinické praxi je však lze používat, protože odchylka svazku již několik stupňů způsobí, že šikmou odraženou vlnu (viz Obr. 3), již uzv přijímač není schopen zachytit. I přesto jsou výpočty koeficientů pro lidské tělo velmi nepřesné a to z toho důvodu, že jsou určeny jen malými rozdíly mezi velkými hodnotami akustické impedance. Běžně má hodnota r_a řádově jednotky procent. [2]

Úhel odrazu α_1 a úhel dopadu α_2 (viz Obr. 3), jsou shodné a nezávisí na velikosti akustické impedance.

Část vlny, která není odrazena, proniká do druhého prostředí a její intenzita I_t oproti intenzitě původní vlny I_i je popsána vztahem:

$$G = \frac{I_t}{I_i} = 1 - r_a^2, \quad (11)$$

po dosazení z předchozích rovnic dostaneme:

$$G = 1 - r_a. \quad (12)$$

Hodnota G , definuje tzv. koeficient přenosu uzv energie.

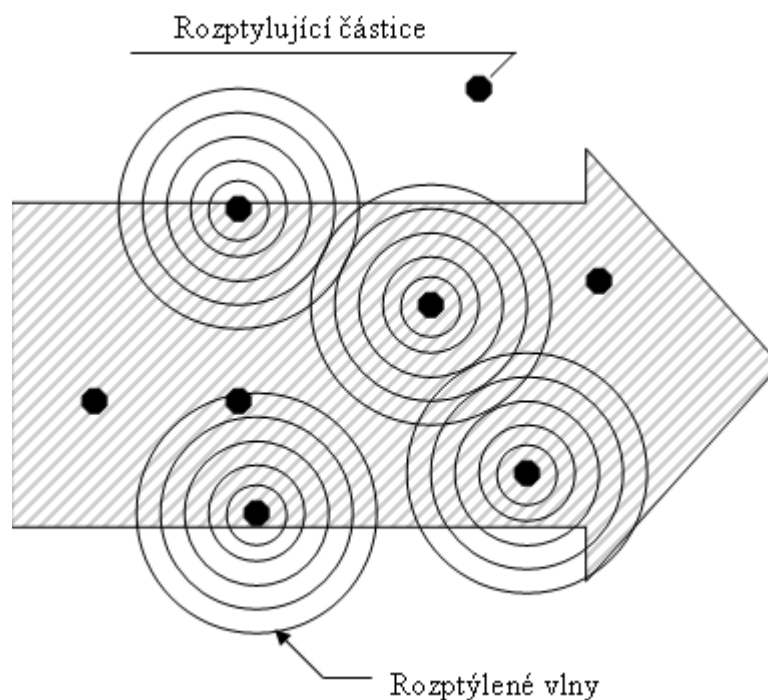
Úhel lomu α_t závisí na rychlosti šíření vlny v obou prostředích. Poměr sinu úhlu dopadu a lomu je dán Snellovým zákonem:

$$\frac{\sin \alpha_i}{\sin \alpha_t} = \frac{c_1}{c_2} = n_{1,2}, \quad (13)$$

ten definuje index lomu ultrazvukové vlny. [2]

1.4 Rozptyl ultrazvukových vln

K rozptylu ultrazvukového vlnění dochází v prostředí, které obsahuje částice mající podobné rozměry jako vlnová délka vlnění. V lidském těle je takovou látkou například krev s krevními buňkami erythrocyty. Částice absorbují část energie vlnění a zpět ji vysílají v podobě sférického pole (viz Obr. 4). [2]



Obr. 4: Rozptyl uzv [2]

Mechanismus rozptylu je označován jako Reyleighův rozptyl. Tento pak závisí na změnách akustické impedance rozptylujících částic, jejich velikosti, frekvenci uzv vlnění. Velikost rozptylu se zvětšuje se vzrůstající frekvencí vlnění. Amplituda rozptýlené vlny je přímo úměrná kvadrátu frekvence. [2]

2 Ultrazvuk v oftalmologii

V oftalmologii ultrazvukové vyšetření hraje zásadní roli při diagnostice a léčení celé řady onemocnění oka a očnice. V dnešní době je možno tuto metodu nahradit bezkontaktním vyšetřením například OCT, která je pro pacienta pohodlnější, ale stále se přesností nevyrovná ultrazvuku.

V oftalmologii se využívá frekvence ultrazvuku od 5 do 30 MHz. Při rutinním vyšetření je volena frekvence od 8 do 15 MHz. Nižší frekvence slouží pro odhalování patologických útvarů v nitru oka, frekvence vyšší jsou používány především při biometrii (viz 2.3 Ultrazvuková Biometrie). Z topografickoanatomické polohy oka v očnici lze používat pouze impulzní obrazovou metodu uzv, která umožňuje provádět vyšetření přes víčko nebo přímo z povrchu oka. [3]

Používají se sondy pro kontaktní a imerzní způsob vyšetření. Při kontaktním způsobu se sonda většinou přikládá při rozevřených víčkách přímo na oko. Kvůli pohodlí pacienta se provádí lokální znecitlivění pomocí kapek a dále se používá kontaktní tekutina, která kryje rohovku. Sonda se přikládá na střed rohovky a poté na osm míst předního segmentu, aby došlo k co nejlepšímu pokrytí nitra oka. [3]

Sonda pro imerzní vyšetření má válcovitou předsádku z plexiskla, na kterou se přilepí sklerální kontaktní čočka s kruhovým otvorem uprostřed. Čočka těsně přiléhá na spojivku souběžně s limbem. Předsádka je umístěna před sondou z důvodu odstranění blízkého pole. Kontakt mezi sondou a rohovkou zajišťuje fyziologický roztok obsažený v předsádce. [3]

2.1 Lomné prostředí oka

Uzv vyšetření oka je umožněno díky dostatečně velkým rozdílům akustických impedancí mezi jednotlivými anatomickými strukturami oka. Ve zdravém oku je pět akusticky definovaných rozhraní, ve kterých se ultrazvuk šíří různou rychlostí c . První rozhraní: rohovka ($c=1639$ m/s) – komorová voda ($c=1534$ m/s), druhé rozhraní: komorová voda – čočka (čirá čočka $c=1647$ m/s), třetí rozhraní: čočka – sklivec ($c=1534$ m/s), čtvrté

rozhraní: sklivec – sítnice (rychlost šíření v sítnici nebyla zatím nikdy změřena, ale předpokládá se, že je shodná s rychlostí šíření ve vodě $c=1480\text{m/s}$). Poslední rozhraní je mezi sítnicí a tkáněmi které jsou uloženy za ní. [3]

2.2 Pachymetrie

Jedná se o vyšetření tloušťky rohovky. Získané hodnoty se využívají k zjištění reálného nitroočního tlaku. Pokud je rohovka ztlustělá, dochází při měření tonometrem k naměření vyšších hodnot nitroočního tlaku. Pokud je naopak rohovka ztenčená, naměříme hodnoty nižší. Takovéto nesprávné měření zvyšuje riziko pozdního odhalení oční vady, nejčastěji glaukomu, jehož vznik je ve velké míře zapříčiněn zvýšeným nitroočním tlakem, kdy je utlačován oční nerv. [4]

Ultrazvuková pachymetrie stále umožňuje nejpřesnější měření. Fyziologická hodnota tloušťky v centru rohovky je $550\ \mu\text{m}$. Směrem ke krajům tloušťka vzrůstá. [5]

2.3 Ultrazvuková biometrie

V oftalmologii, v porovnání s ostatními medicínskými obory, má biometrie největší nároky na přesnost vzhledem k měření tak malého anatomického objektu jakým je oko. Je to metoda, při které se měří axiální délka oka. Axiální délka je určena vzdáleností mezi centrem povrchu rohovky a fovea centralis (jamka uprostřed žluté skvrny). Mezi těmito body probíhá tzv. osa vidění. Naměřené hodnoty slouží k výpočtu optické mohutnosti oka, čehož se využívá při korekci optických vad oka. [6]

Axiální délky jsou uvedeny v tabulce níže (viz Tab. 2). Tyto hodnoty jsou velice subjektivní a není přesně dáno, při které délce dochází ke vzniku oční vady. Jako fyziologickou hodnotu však můžeme brát průměrnou délku vyskytující se v populaci. [7]

Tab. 2: Axiální délka oka [7]

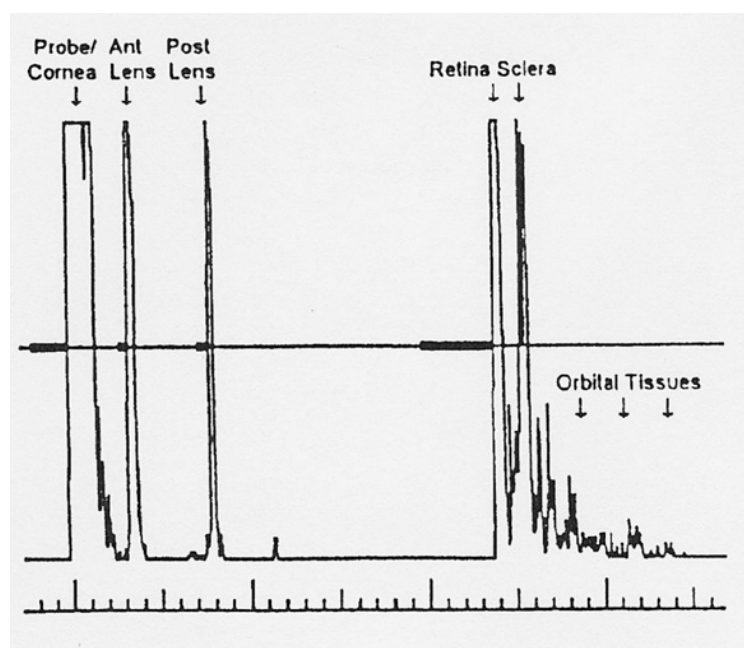
Axiální délka	[mm]
Krátká	20,00-21,99
Průměrná	22,00-25,99
Středně dlouhá	26,00-28,00
Dlouhá	28,00-30,00

K měření biometrie oka se nejčastěji používá A-scan (viz 2.3.1 A-scan) mód ultrazvukového systému. Pomocí něj získáme echogram (viz Obr. 5), na němž jsou viditelná jednotlivá rozhraní oka. Ke správnému změření délky je třeba znát rychlost šíření uzv v oku. Starší přístroje využívaly k přepočtu průměrnou rychlost šíření pro celé oko, moderní systémy

již využívají různé rychlosti odpovídající jednotlivým strukturám (viz 2.1 Lomné prostředí oka). [6]

2.3.1 A-scan

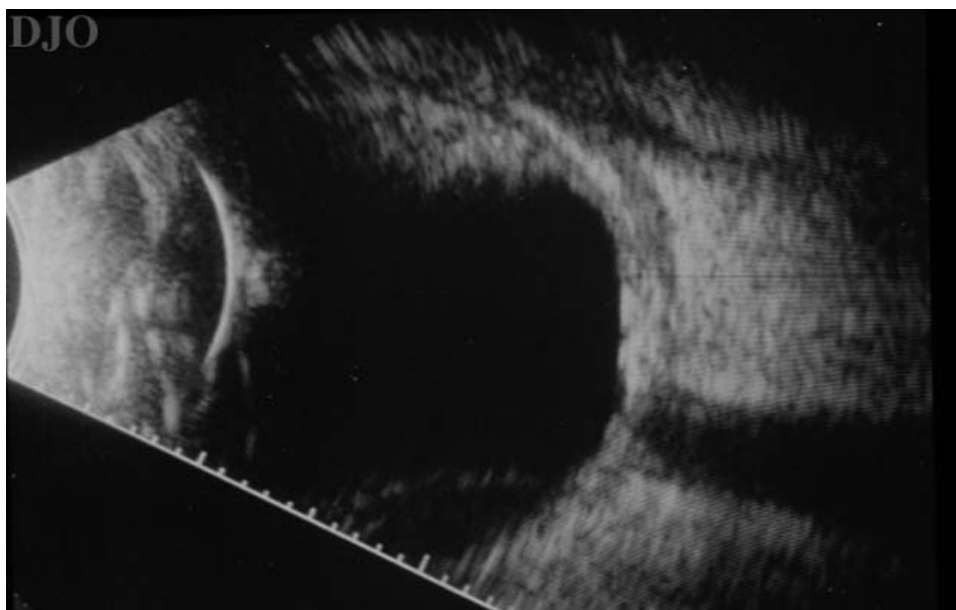
Při vyslání impulsu uzv vysílačem do tkáně, dojde na nehomogenitách k odražení energie zpět k sondě. Ta v dobách mezi vysílanými impulzy slouží jako detektor. Odražené signály vytváří akustická echa, která svým časovým sledem odpovídají prostorovému šíření uzv impulsu, tzn. i odrazům energie. Po převedení ech na elektrický signál získáme informaci o distribuci tkáňových rozhraní (viz Obr. 5). [2], [8]



Obr. 5: A-scan oka pomocí ultrazvuku [9]

2.3.2 B-scan

Na rozdíl od A-scanu, kde se využívá výchylkové modulace signálu, je zde využito modulace jasové. Jas stopy je modulován velikostí signálu jednotlivých ech ve směru hlavního paprsku akustického svazku. Pokud postupně posouváme s vyzařovaným paprskem ve vhodném směru (např. rovnoběžně s původním paprskem), obdržíme dvojrozměrný obraz tkáňových rozhraní (viz Obr. 6). [2], [8]



Obr. 6: B-scan uzv zobrazení oka [10]

3 Ultrazvukový přístroj Nidek 4000

Přístroj Nidek-4000 je kompletní ultrazvukový diagnostický systém, který sdružuje funkce pro provádění měření B-scanu, biometrie a pachymetrie v oftalmologii.

Při B-scanu lze získat velice kvalitní zobrazení díky obrazu tvořenému čtyřmi sty řádky v úhlu 60°. Naměřené hodnoty jsou přenášeny na XGA monitor s rozlišením 1024 na 768 pixelů (viz Obr. 7).

Zpracování biometrických dat je urychleno algoritmem, který oproti konvenčním přístrojům zvýšil rychlost výpočtů dvojnásobně.

V pachymetrickém režimu měření tloušťky rohovky je maximální chyba $\pm 5 \mu\text{m}$. K přístroji se dodávají tři sondy pro měření pachymetrie. Sonda lomená v úhlu 45° s pevnou špičkou, přímá biometrická sonda a sonda pro snímání B-scanu. Všechny sondy využívají frekvence 10 MHz. [11], [12]

Tyto sondy jsou fokusovány pomocí uzv čoček, což je vhodně zakřivené rozhraní dvou prostředí s různými rychlostmi šíření uzv energie, které je přiloženo k měniči sondy. [2]

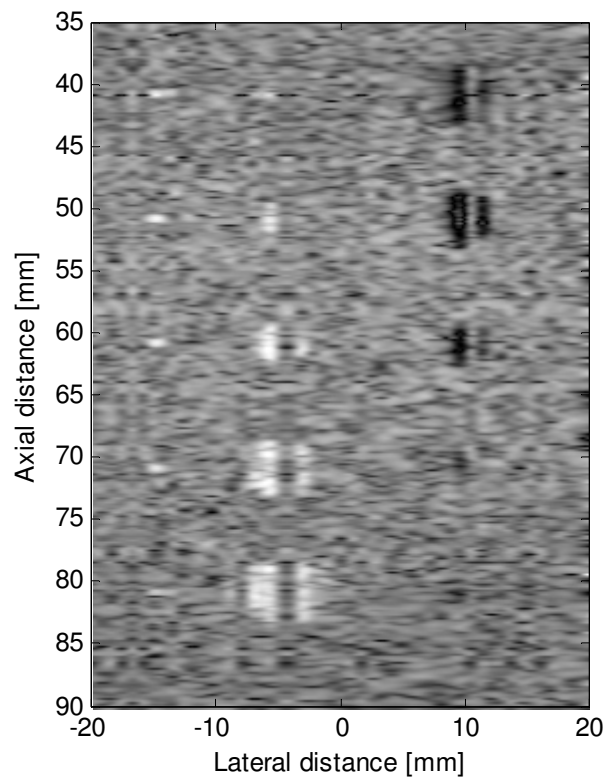
Sdílení dat je umožněno pomocí USB rozhraní nebo pomocí LAN. [11]



Obr. 7: Nidek-4000 při snímání B-scanu [11]

4 Field II

Field II je program pro simulaci ultrazvukových polí a ultrazvukového zobrazení pomocí lineární akustiky. Program využívá Tupholme-Stepanishen metodu pro výpočet impulsního ultrazvukového pole. Dále je schopen výpočtu generovaného a pulzního pole, jak pro pulzní, tak spojitě vlnění, pro velké množství různých ultrazvukových snímačů. Také jakékoli lineární zobrazení lze simulovat jako realistické lidské tkáně. Program je nadstavbou programovacího prostředí Matlab 2007. Příklad nasimulovaného cystického fantomu je na následujícím obrázku (viz Obr. 8). [13]

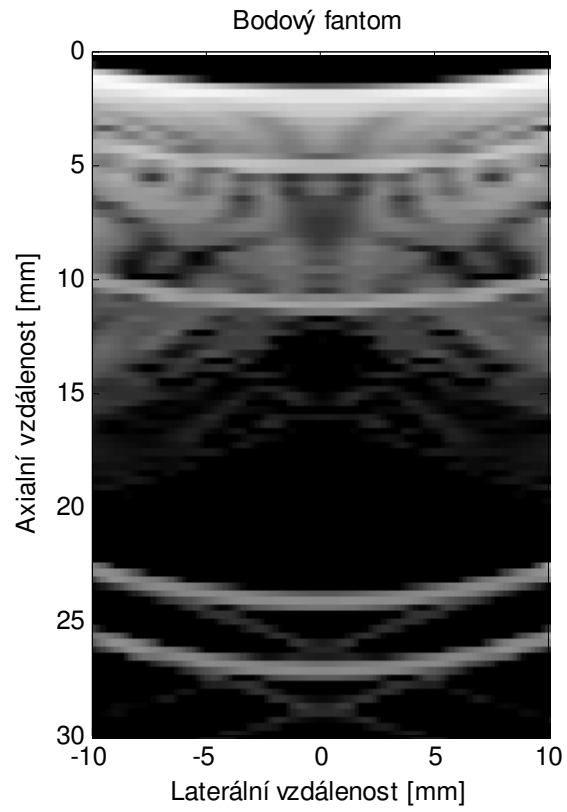


Obr. 8: Simulace cystického fantomu pomocí Field II

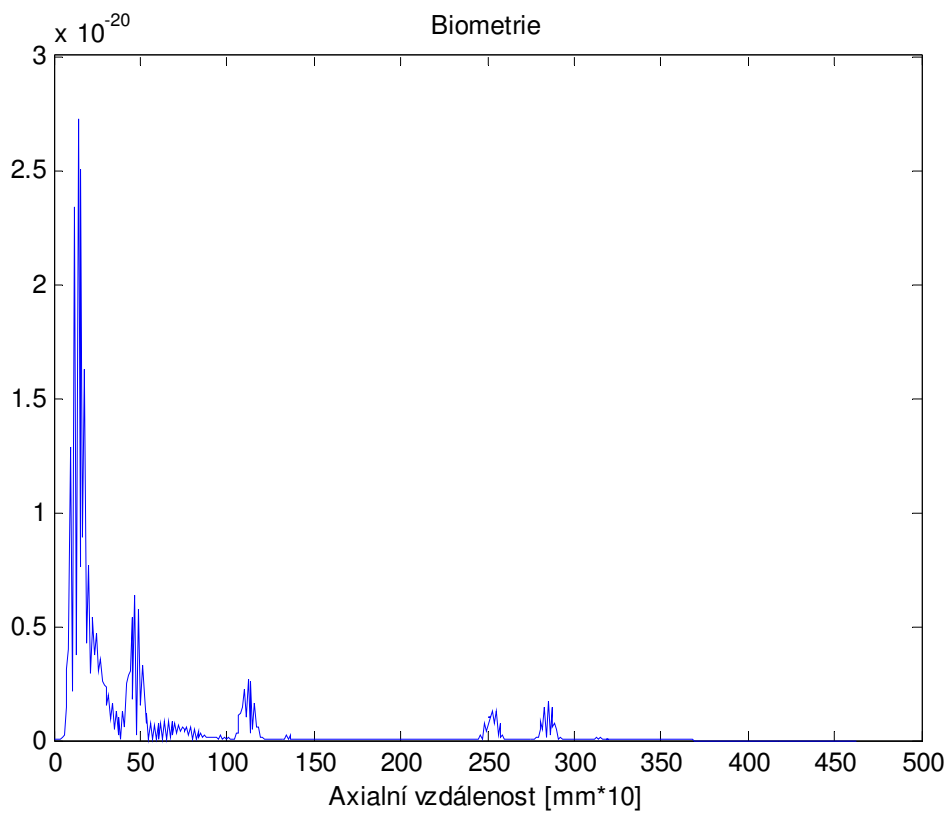
5 Simulované fantomy

Pro nasimulování oftalmologického fantomu, jsme v simulátoru Field II vytvořili bodový fantom, ve kterém jsou umístěny body ve vzdálenosti 1, 4, 10, 23, 26 mm. Počet bodů odpovídá počtu optických rozhraní v lidském oku (viz 2.1 Lomné prostředí oka).

Výstupem fantomu je obraz simulující B-scan ultrazvuku (viz Obr. 9) a průběh jasové složky prostředního sloupce obrazové matice B-scanu. Toto simuluje biometrii oka (viz Obr. 10).



Obr. 9: Simulace B-scanu



Obr. 10: Simulace biometrie

5.1 Nastavení parametrů ultrazvukové sondy

Ve Field II lze nastavit následující proměnné, které určují parametry sondy:

f0 = 3e6	<i>Centrální frekvence sondy [Hz]</i>
fs = 100e6	<i>Vzorkovací frekvence [Hz]</i>
c = 1540	<i>Rychlost ultrazvuku [m/s]</i>
lambda = c/f0	<i>Vlnová délka [m]</i>
width = lambda	<i>Šířka elementů</i>
element_height = 5/1000	<i>Výška elementů [m]</i>
kerf = 0.1/1000	<i>Vzdálenosti elementů [m]</i>
focus = [0 0 70]/1000	<i>Ohnisková vzdálenost [m]</i>
N_elements = 128	<i>Počet fyzických elementů</i>
N_active = 64	<i>Počet aktivních elementů.</i>

Parametry centrální frekvence sondy a rychlost ultrazvuku jsme v průběhu simulací měnili, ostatní parametry zůstaly nadefinovány stejně.

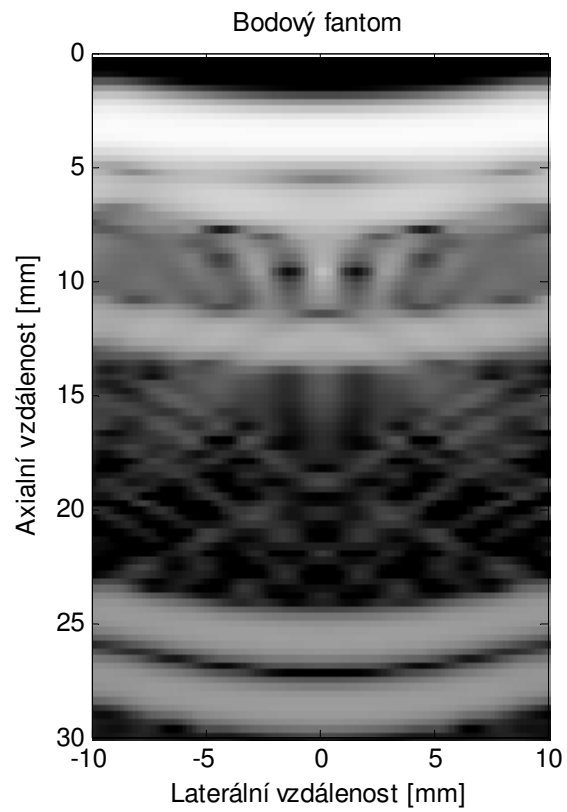
5.2 Vliv frekvence ultrazvukové sondy na výstupy fantomu

Pro zjištění vlivu centrální frekvence sondy na výsledky ultrazvukového vyšetření, jsme ve Field II volili frekvenci sondy 1-6 MHz. Vyšší frekvence nejsou simulátorem podporovány a nižší neposkytují potřebné výsledky. Ostatní parametry byly nastaveny tak, jak je uvedeno v předchozí kapitole.

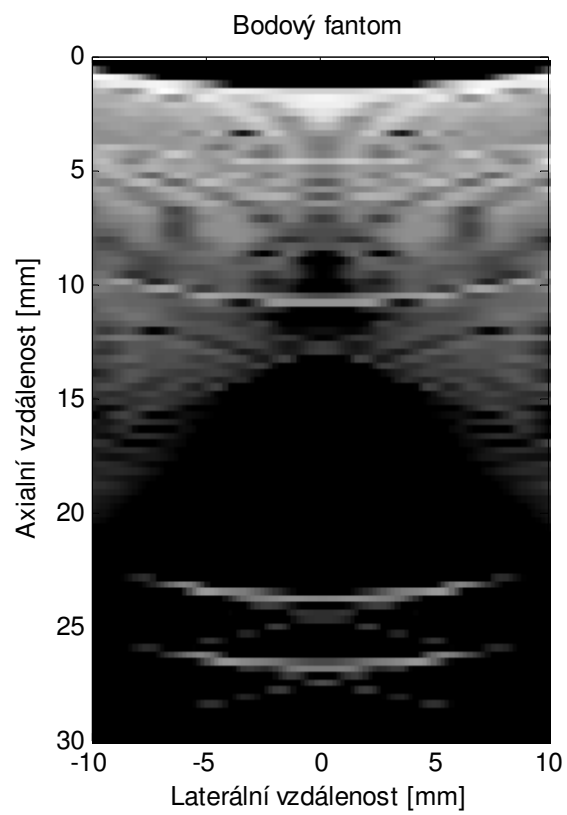
Rychlost šíření ultrazvuku byla ponechána na hodnotě 1540 m/s, což je průměrná rychlost šíření ultrazvuku v lidských tkáních. [7]

Při porovnání výsledných B-scanů bylo patrné, že frekvence má vliv na rozlišovací schopnost ultrazvuku. S rostoucí frekvencí se rozlišení zlepšovalo (viz Obr. 11 a Obr. 12 a Příloha A).

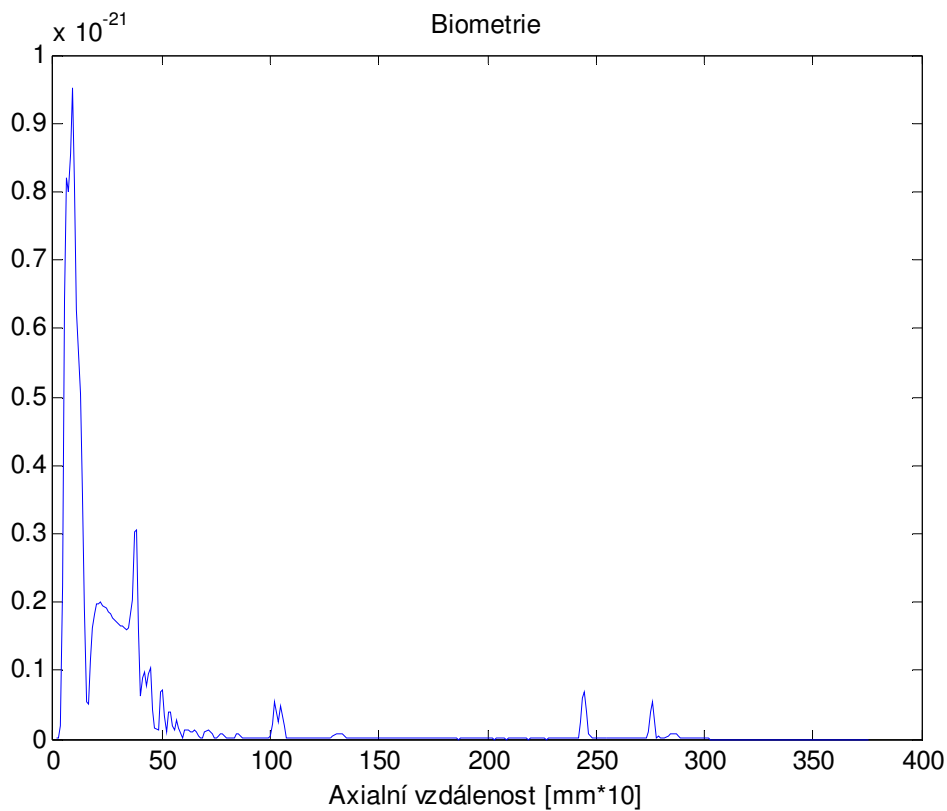
Dále jsme pomocí změny frekvence došli k výsledku biometrie, která nejlépe odpovídala zvoleným parametrům fantomu. Toho bylo dosaženo při frekvenci 5 MHz (viz Obr. 13). Na Obr. 13 vidíme 5 extrémů, odpovídajících 5 zvoleným bodům fantomu a jejich jasové složce v obraze B-scanu (viz Obr. 14). Extrémy se nacházejí ve vzdálenostech 0,9; 3,8; 10,2; 24,5; 27,6 mm. Tuto frekvenci jsme dále využili při porovnávání vlivů různých rychlostí ultrazvuku na výstupy simulací.



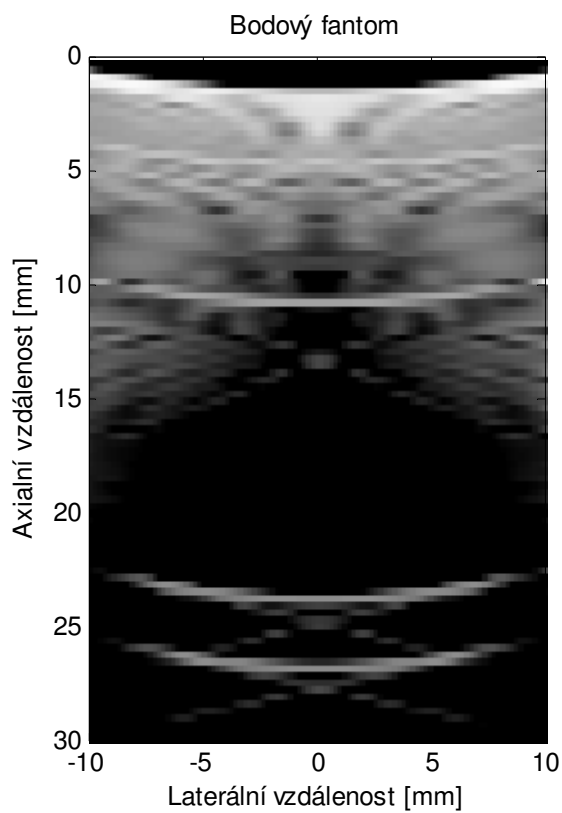
Obr. 11: Bodový fantom při frekvenci 1 MHz



Obr. 12: Bodový fantom při frekvenci 6 MHz



Obr. 13: Biometrie pro frekvenci 5 MHz



Obr. 14: B-scan při frekvenci 5 MHz

5.3 Rychlost ultrazvuku a její vliv na výstupy fantomu

Předpokládali jsme, že rychlost šíření ultrazvuku bude mít vliv na výpočet vzdáleností jednotlivých bodů fantomu při simulaci biometrie. Vlivy změny rychlosti jsme porovnávali při centrální frekvenci sondy 5 MHz. Byly použity rychlosti uzv jednotlivých anatomických struktur v lidském oku (viz 2.1 Lomné prostřední oka). Dále jsme pro lepší přehlednost výsledků zvolili dvě rychlosti, které jsou dostatečně vzdáleny rychlostem šíření ve strukturách oka. Výsledné pozice maxim v biometrických simulacích (viz Příloha B) jsme zapisovali do tabulky (viz Tab. 3).

Z těchto hodnot je patrné, že nejpřesnější výsledky dostáváme při rychlostech šíření ultrazvuku, které se nejvíce blíží průměrné rychlosti šíření v lidských tkáních. Rychlosti, které jsou příliš vzdálené od průměrné, způsobují posun vzdáleností především prvního maxima. Toto může mít u reálných přístrojů za následek zkreslení naměřených údajů.

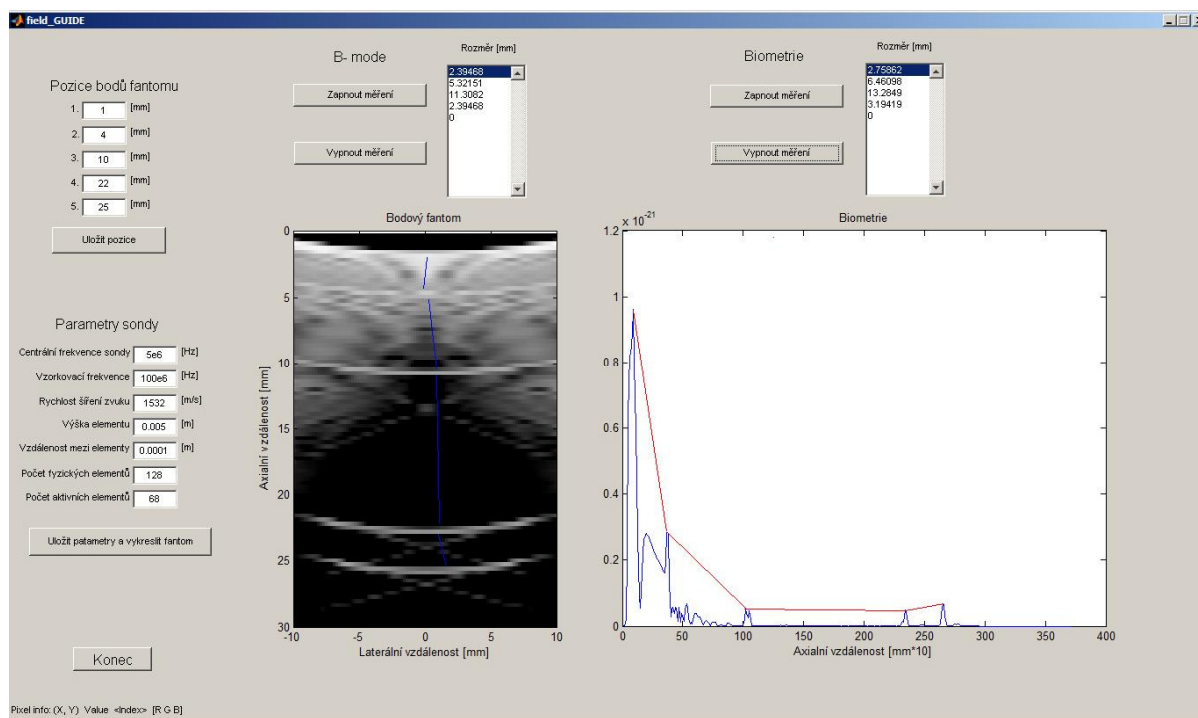
Při provádění biometrie je třeba počítat s různými rychlostmi šíření ultrazvuku v odlišných lidských tkáních.

Tab. 3: Odečtené hodnoty maxim v simulacích biometrie pro různé rychlosti

Tkáň	Rychlost [m/s]	Axiální vzdálenost [mm]				
		1. max	2.max	3.max	4.max	5.max
Námi zvolená rychlost	1140	0,6	3,8	10,2	24,5	27,6
Sítnice (voda)	1480	0,8	3,4	10,2	24,5	27,6
Komorová voda, sklivec	1534	0,9	3,8	10,2	24,5	27,6
Průměrná rychlost šíření uzv v lidském těle	1540	0,9	3,8	10,2	24,5	27,6
Rohovka	1639	0,6	3,8	10,3	24,5	27,6
Oční čočka	1647	0,6	3,8	10,3	24,5	27,6
Námi zvolená rychlost	2000	0,7	3,8	10,3	24,5	27,6

5.4 GUI pro Field II

Pro snazší práci s toolboxem Field II a jednodušší vytváření bodových fantomů, jsme pomocí Matlab Guide vytvořili grafické prostředí (viz Obr. 15). V levém horním rohu se nachází pět edit boxů, kam lze zadávat jednotlivé pozice bodů fantomu v rozsahu 0 až 30 mm. Nově zadané hodnoty je vždy třeba uložit stiskem tlačítka *Uložit pozice*. Níže se pak nachází blok, kam lze zadávat parametry sondy. Po zadání všech parametrů a stisku tlačítka *Uložit parametry a vykreslit fantom*, dojde k vytvoření obrazů simulace B-scanu a biometrického měření příslušného fantomu. V horní části grafického prostředí se nachází ovládací prvky, umožňující provádět měření v příslušných obrazech. Po stlačení tlačítka *Zapnout měření* se zobrazí kurzor, kterým můžeme zvolit dva body obrazu, mezi kterými se vypočítá vzdálenost. Naměřené hodnoty se vypisují do listboxu vedle ovládacích tlačítek. Měření lze ukončit dvojitým poklepem na tlačítko *Vypnout měření*.



Obr. 15: Grafické prostředí GUI pro vytváření fantomu ve Field II

6 Fyzické fantomy

Pro účely porovnání nasimulovaných dat ve Field II, byly vytvořeny dva druhy fyzických fantomů, kde jsme využili zejména agarózového gelu a dalších materiálů, které mají podobné vlastnosti jako tkáň lidského oka. Agaróza je běžně používaná pro výrobu ultrazvukových fantomů. [14], [15]

6.1 Agarózový fantom

Tento fantom byl vytvořen za účelem popsání vlivu různých rychlostí šíření ultrazvuku na výsledky biometrického ultrazvukového měření a zároveň k popsání závislosti rychlosti šíření na koncentraci agarózového gelu.

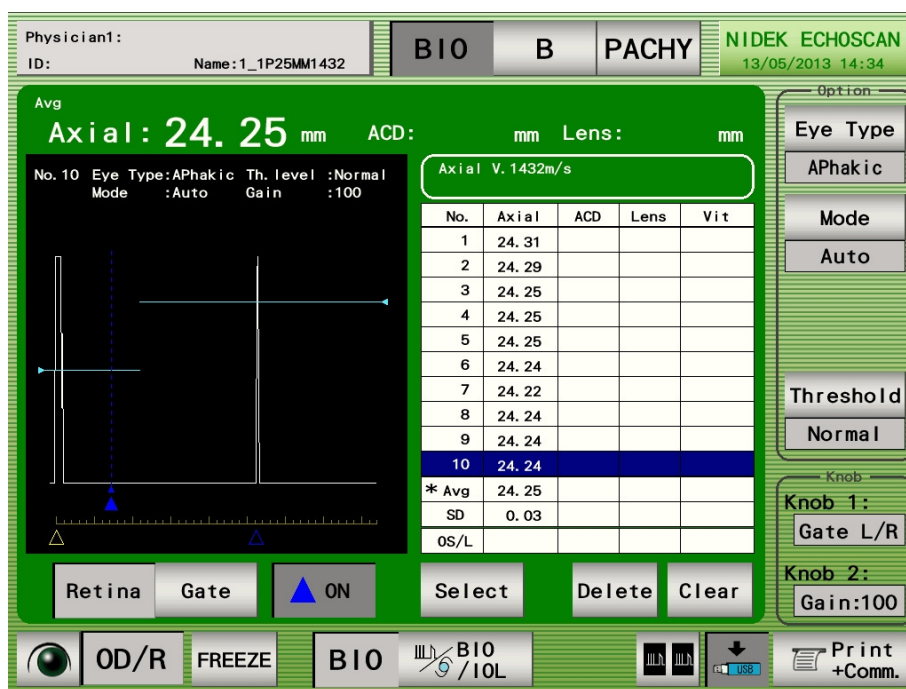
Pro toto měření jsme vytvořili 2, 3, 4, 5 % koncentrace agarózového gelu, smícháním destilované vody a krystalické agarózy. Vzniklý roztok jsme zahřívali v mikrovlnné troubě, dokud se krystalky agarózy úplně nerozpustily. Je nutné dávat pozor, aby nedocházelo k varu, jinak by se utvořily vzduchové bubliny, které mají negativní vliv na ultrazvukové vlnění. Proto se musí roztok průběžně promíchávat. Následně jsme v plastové formě pro každou koncentraci odlili gel do tloušťky 5, 15 a 25 mm. Na těchto kvádrících jsme poté prováděli měření. Původně bylo měření prováděno i s gelem o koncentraci 1 %, ale pro jeho velkou pružnost bylo velice obtížné naměřit přesné hodnoty. Docházelo k deformaci objektu přiloženou sondou.

6.1.1 Průběh měření

Jednotlivé vzorky jsme ponořovali do nádoby s destilovanou vodou tak, aby byla vzdálenost ode dna alespoň 3 cm a nedocházelo tak k nežádoucím odrazům uzv. Voda byla temperována na pokojovou teplotu 22 °C.

Pomocí přístroje Nidek 4000 jsme na těchto vzorcích prováděli biometrické měření v režimu APhakic. Tento režim umožňuje měřit axiální vzdálenost za použití pouze jedné centrální rychlosti uzv (viz Obr. 16). V praxi se využívá u oka, ve kterém chybí čočka a není tedy potřeba zohledňovat její rozdílnou rychlost oproti okolním tkáním. V tomto režimu jsme měnili hodnoty rychlosti šíření na 1432, 1532 a 1632 m/s. Jednotlivé axiální vzdálenosti byly odečítány z biometrických echogramů (viz Obr. 16 a Příloha C) a hodnoty zaneseny do tabulek (viz Příloha C). Pro zvýšení přesnosti bylo měření každého vzorku provedeno

tříkrát a průměrné hodnoty jsou vypsaný v tabulkách níže (viz Tab. 4, Tab. 5, Tab. 6). Rozptyl hodnot je zanedbatelný, proto jej v tabulkách neuvádíme.



Obr. 16: Záznam biometrie agarózového fantomu o délce 25 mm a koncentraci 5 %

Tab. 4: Hodnoty axiálních vzdáleností pro rychlost 1432 m/s

1432 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,26	14,60	24,50
3%	4,32	14,73	24,78
4%	4,41	14,84	25,03
5%	4,54	14,94	25,16

Tab. 5: Hodnoty axiálních vzdáleností pro rychlost 1532 m/s

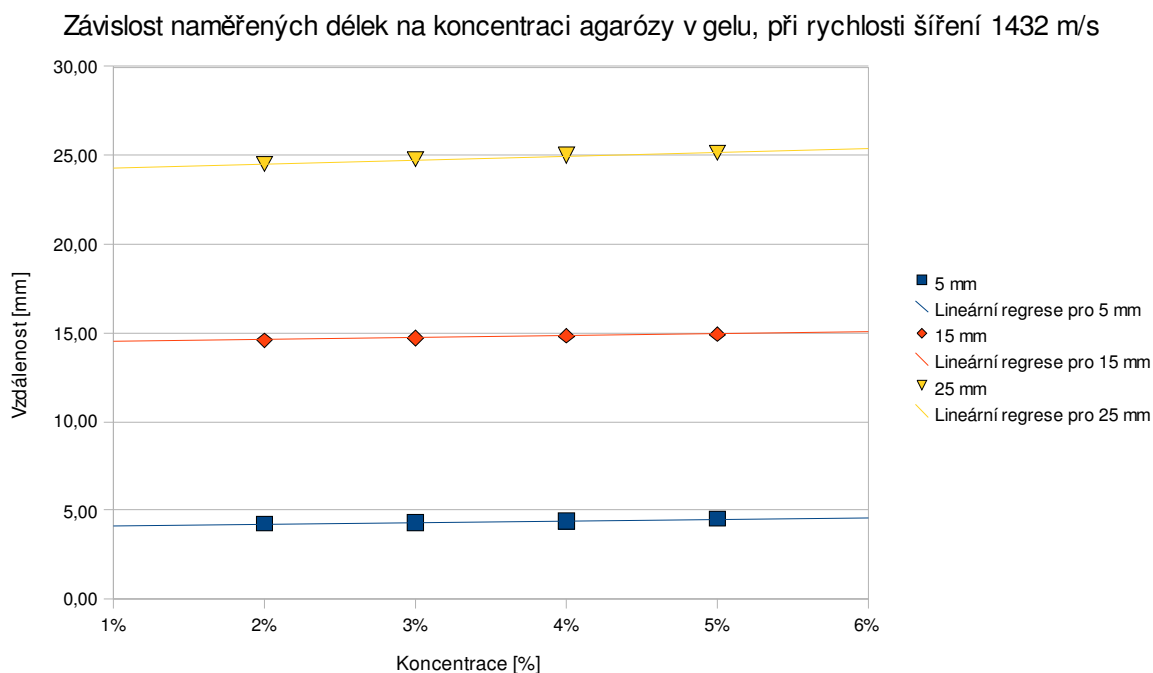
1532 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,56	15,62	26,27
3%	4,62	15,76	26,51
4%	4,71	15,87	26,77
5%	4,85	15,99	26,92

Tab. 6: Hodnoty axiálních vzdáleností pro rychlost 1632 m/s

1632 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,85	16,64	27,87
3%	4,93	16,79	28,24
4%	5,02	16,91	28,52
5%	5,17	17,03	28,67

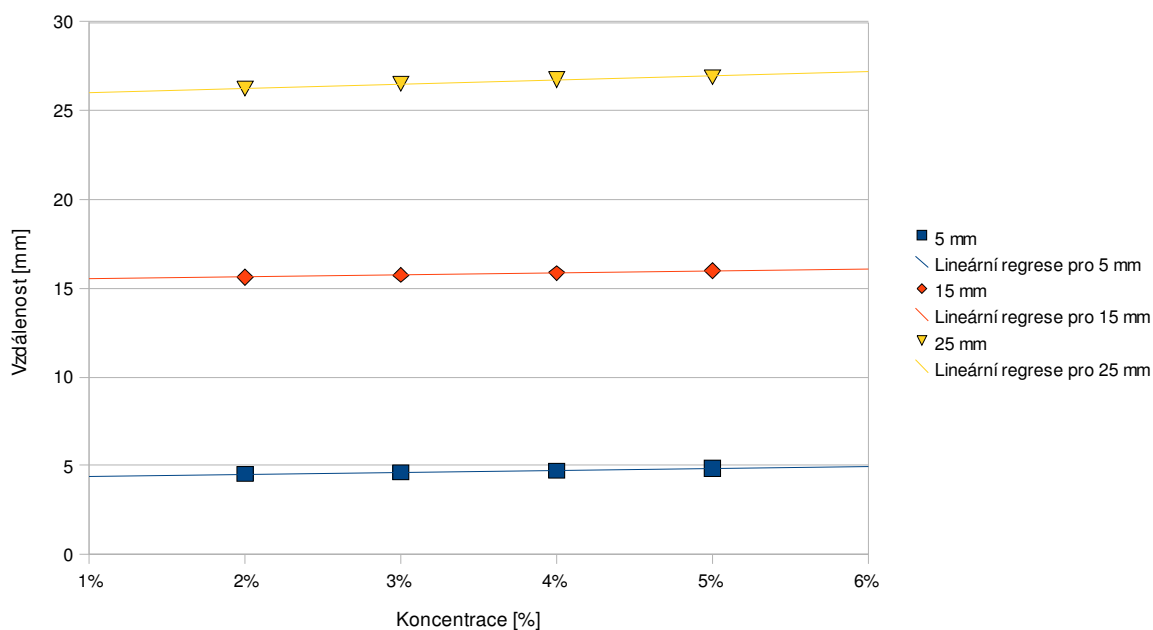
6.1.2 Závislost rychlosti šíření uzv na koncentraci agarózového gelu

Z naměřených hodnot délek pro různé koncentrace při určité rychlosti šíření (viz Tab. 4, Tab. 5, Tab 6), jsme sestrojili grafy (viz Obr. 17, Obr. 18, Obr. 19). Z těchto grafů je patrné, že při změně koncentrace agarózy v gelu, narůstá naměřená hodnota délky daného fantomu. To znamená, že v různých koncentracích gelu, se uzv šíří jinou rychlostí. Dále můžeme pozorovat linearitu změny naměřených hodnot. Lze tedy předpokládat lineární závislost rychlosti šíření na koncentraci.



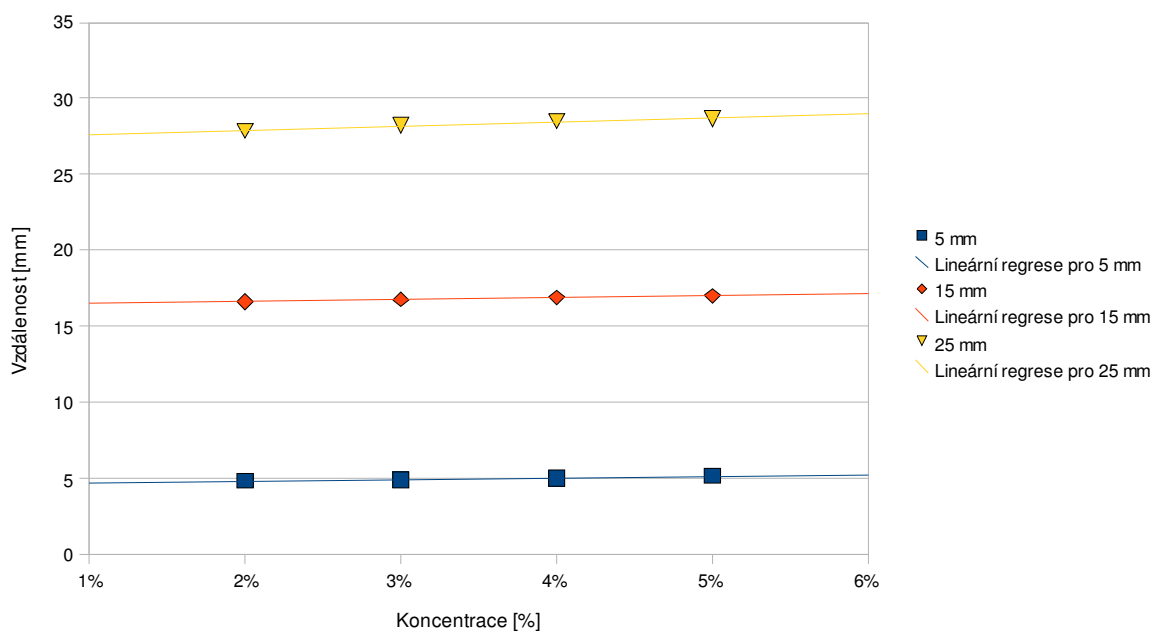
Obr. 17: Graf závislosti naměřené délky na koncentraci agarózy, při rychlosti šíření 1432 m/s

Závislost naměřených délek na koncentraci agarózy v gelu, při rychlosti šíření 1532 m/s



Obr. 18: Graf závislosti naměřené délky na koncentraci agarózy, při rychlosti šíření 1532 m/s

Závislost naměřených délek na koncentraci agarózy v gelu, při rychlosti šíření 1632 m/s



Obr. 19: Graf závislosti naměřené délky na koncentraci agarózy, při rychlosti šíření 1632 m/s

Za předpokladu, že naměřená délka fantomu bude odpovídat reálné délce, pokud nastavíme v ultrazvukovém systému rychlost, která odpovídá reálné rychlosti šíření ve fantomu, můžeme z grafů závislostí rychlosti šíření na naměřených délkách fantomu

o dané koncentraci a dané délce (viz Obr. 20, Příloha C), odečíst příslušnou hodnotu rychlosti (viz Tab. 7).

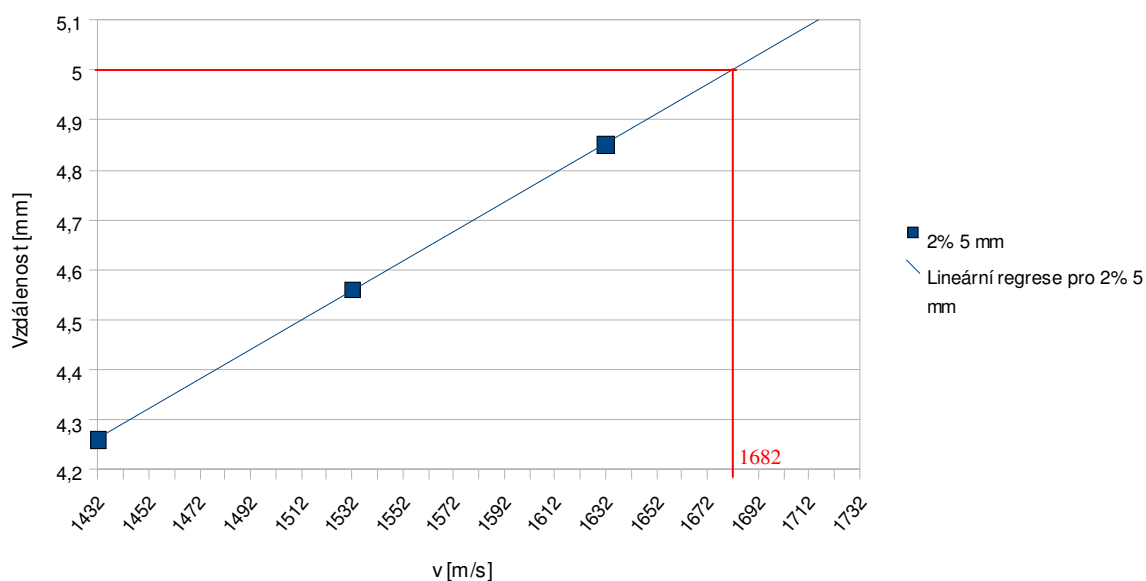
Dle teoretických předpokladů, by se měla rychlost šíření v uzv s rostoucí koncentrací gelu zvyšovat. Čím hustší prostředí, tím vyšší rychlost šíření. Například ocel má mnohem větší rychlost šíření (5890 m/s), než třeba voda (při 20 °C 1480 m/s). [16] To se však neděje. Dochází naopak ke snižování rychlosti. Příčina tohoto trendu, je nejspíše ztráta pružnosti gelu při zvyšování koncentrace.

Dále dochází k rozdílům mezi rychlostmi šíření fantomů o stejné koncentraci a jiné délce, dle předpokladů by se měly rovnat. Tento jev nastává nejspíše z důvodu zpomalování uzv, při průchodu agarózovým gelem. Čím je délka fantomu delší, tím větší zpomalování nastává. Pro důkaz tohoto jevu jsme si stanovili parametr rozdílu naměřené délky fantomu při rychlosti 1632 m/s a rychlosti 1432 m/s pro všechny koncentrace a rozměry (viz Tab. 8). Z těchto hodnot jsme vytvořili průměr. Tento parametr dokazuje, že dochází ke zpomalení uzv s rostoucí délkou fantomu. Čím je parametr větší, tím je strmější průběh regresní přímky v grafech, ze kterých se odečítají hodnoty rychlostí (viz Obr. 20, Příloha C), a tím je výsledná hodnota rychlosti nižší, jak dokazuje tabulka (viz Tab. 8). Vyšší hodnota parametru taky znamená, že dochází k většímu zkreslení naměřených dat oproti reálu. Ke zpomalení uzv může docházet vlivem struktury agarózového gelu, který je tvořen sítí dvoušroubovicových vláken agarózy a póry vyplněnými destilovanou vodou.

K útlumu uzv dochází i vlivem přeměny vibrační energie, kterou předává uzv měnič prostředí, na jiné formy energie v interakci s prostředím. Například tepelná energie nebo vnitřní energie molekul. V závislosti na vzdálenosti od měniče, můžeme celkový útlum intenzity uzv energie popsat následujícím vztahem, kde x je vzdálenost od čela měniče, I_x je intenzita v dané vzdálenosti, I_0 je počáteční intenzita a α je koeficient útlumu. [2]

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (14)$$

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (2%, 5 mm)



Obr. 20: Odečet rychlosti pro fantom délky 5 mm při koncentraci 2 %

Tab. 7: Odečtené rychlosti fantomů o daných rozměrech a koncentracích

	Rychlost šíření uzv [m/s]		
	5 mm	15 mm	25 mm
2%	1682	1470	1460
3%	1655	1458	1445
4%	1625	1448	1430
5%	1578	1438	1422

Tab. 8: Rozdíly vzdáleností mezi hodnotami při rychlosti šíření 1632 m/s a 1432 m/s

	5 mm	15 mm	25 mm
2%	0,59	2,04	3,37
3%	0,61	2,06	3,46
4%	0,62	2,07	3,49
5%	0,63	2,09	3,51
Průměrná hodnota	0,61	2,07	3,46

6.2 Fantomy oka

Pro účely měření pomocí oftalmologického ultrazvukového systému Nidek 4000, byly vytvořeny čtyři typy fantomu oka. Tyto fantomy jsou realizovány jako kvádry 2 % agarózového gelu, ve kterém jsou zalaty různé materiály. Gel nahrazuje měkké struktury oka, jako je sklivce a komorová voda. Ostatní materiály simulují tužší struktury, rohovku, čočku, sítnici.

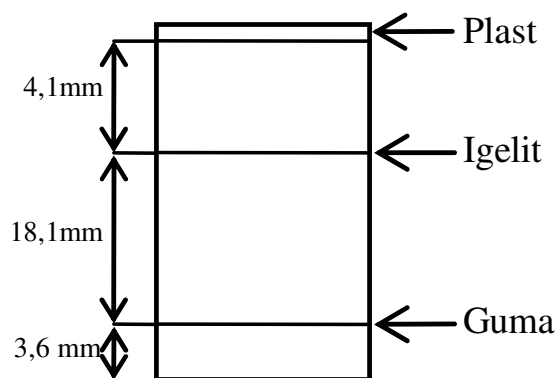
Každý fantom má jiné vlastnosti a lze s ním provádět, buď všechna oftalmologická ultrazvuková měření, Biometrii, B-scan i pachymetrii, nebo je využití ultrazvukového systému limitováno použitými materiály a jejich umístěním v gelu jen na některé měřicí metody. Podrobněji jsou jednotlivé fantomy popsány níže.

6.2.1 Fantom oka č. 1

Tento fantom (viz Obr. 21) vznikl jako model oka, na kterém lze provádět měření pomocí B-scanu, biometrie i pachymetrie. Je realizován jako kvádr 2 % agarózového gelu, ve kterém jsou zality tři různé materiály. Jeho rozměry a struktura jsou znázorněny na nákresu níže (viz Obr. 22). První rozhraní je vytvořeno plastovou destičkou, která představuje rohovku. Je dostatečně tlustá, aby na ní šlo provádět pachymetrické měření a zároveň je dostatečně propustná pro uzv, tak aby šly pozorovat hlubší struktury. Další rozhraní je tvořeno igelitem. Tento materiál vytváří na echogramu dvě dostatečně vzdálené odezvy, což představuje nitrooční čočku. Poslední rozhraní je realizováno tenkým gumovým páskem, který simuluje sítnici. Může také dojít ke vzniku odezvy mezi koncem agarózového kvádrů a podložky, což může být považováno za simulaci echa bělimy.



Obr. 21: Fyzický fantom oka č. 1



Obr. 22: Nákres struktury fantomu č. 1

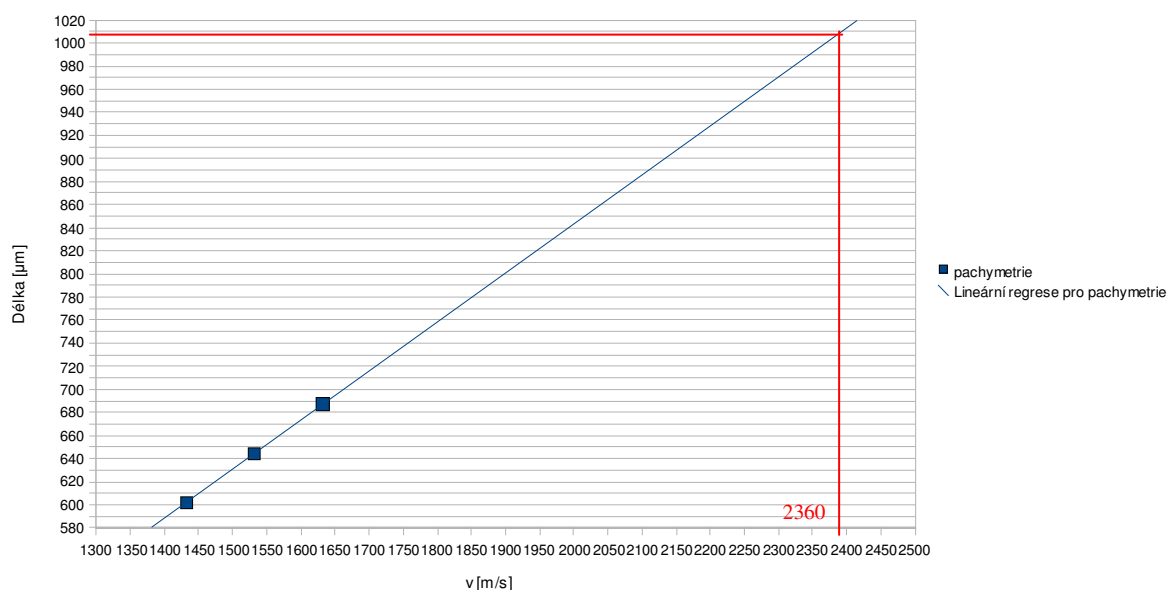
Pachymetrie: při tomto měření se pachymetrická sonda přikládala na plastovou destičku a v pachymetrickém režimu ultrazvukového systému bylo provedeno měření při rychlosti šíření uzv 1640 m/s, což odpovídá rychlosti v rohovce (viz Obr. 24).

Nidek 4000 umožňuje měnit topografické mapy snímání povrchu rohovky. Ty však neměly na výsledné naměřené hodnoty zásadní vliv (viz Příloha C). Dále jsme v tomto režimu měnili rychlosti šíření uzv jako v případě agarózového fantomu (1432, 1532, 1632 m/s) (viz Příloha D). Docházelo i ke stejnému jevu, zvětšování vzdáleností se vzrůstající rychlosti šíření (viz Tab. 9). Z těchto hodnot můžeme vytvořit graf (viz Obr. 23) a odečíst hodnotu rychlosti pro daný materiál. Tato hodnota je přibližně 2360 m/s.

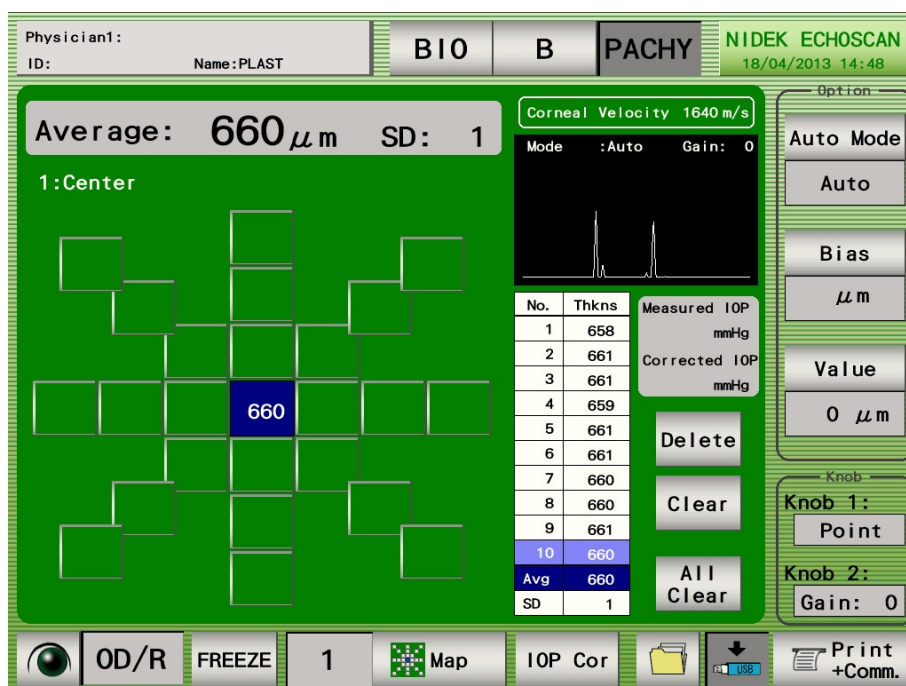
Tab. 9: Hodnoty pachymetrie při různých rychlostech šíření

Rychlost šíření uzv [m/s]	Rozměry [μm]
1432	602
1532	644
1632	687
Skutečná vzdálenost	1007

Závislost hodnot pachymetrie na rychlosti šíření uzv



Obr. 23: Graf hodnot pachymetrie pro různé rychlosti šíření uzv



Obr. 24: Pachymetrické měření plastové destičky při rychlosti šíření 1640 m/s

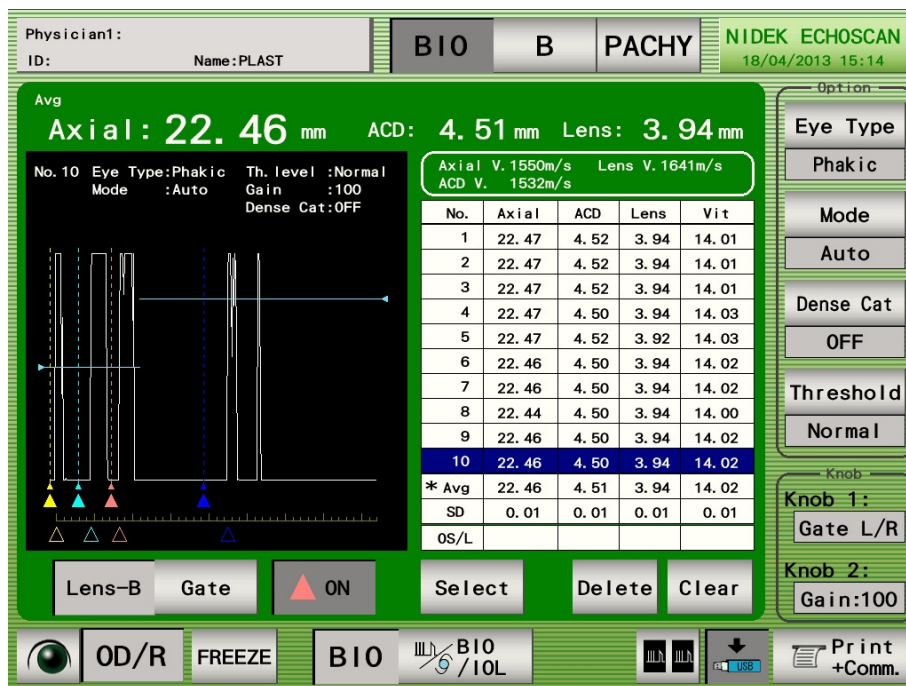
Biometrie: měření jsme prováděli v módu APhakic, kde jsme opět měnili hodnoty rychlosti šíření (1432, 1532, 1632 m/s) (viz Příloha D) a zaznamenávali jsme hodnoty axiálních vzdáleností (viz Tab. 10). Hodnota axiální vzdálenosti je měřena po první pík, který se nachází za propustí pro echo sítnice (viz Obr. 25- modrá čárkovaná čára v záznamu biometrie). Z tabulky vyplývá, že různé rychlosti měření poskytují jiné hodnoty axiální

vzdálenosti. Odchytky od skutečné vzdálenosti jsou způsobeny průměrnou vyšší rychlostí šíření uzv ve fantomu.

Tab. 10: Vzdálenosti pro různé rychlosti šíření uzv v biometrii fantomu č. 1

Rychlost šíření uzv [m/s]	Rozměry [mm]
1432	21,17
1532	22,65
1632	24,12
Skutečná vzdálenost	26,4

Dále jsme prováděli měření v režimu Phakic, který umožňuje pracovat s různými rychlostmi šíření pro jednotlivé struktury lidského oka. Jednotlivé struktury je třeba v ovládacím prostředí přístroje manuálně označit propustmi, jako v případě sítnice. To umožní automatické změření vzdáleností mezi píky představujícími rozhraní jednotlivých tkání. Tedy rohovka až přední strana čočky (ACD), přední strana až zadní strana čočky (Lens), zadní strana čočky až sítnice (Vit). Dále je změřena celková axiální délka (Axial). Na obrázku níže (viz Obr. 25) vidíme tabulku naměřených hodnot a dále biometrii fantomu s píky odpovídajícími rohovce, přední a zadní straně čočky, sítnici a poslední píky vzniklý rozhraním na konci fantomu mezi agarózou a vzduchem, představující echo bělimy. Použité rychlosti šíření byly pro axiální dráhu 1550 m/s, pro čočku 1641 m/s a pro komorovou vodu 1532 m/s.

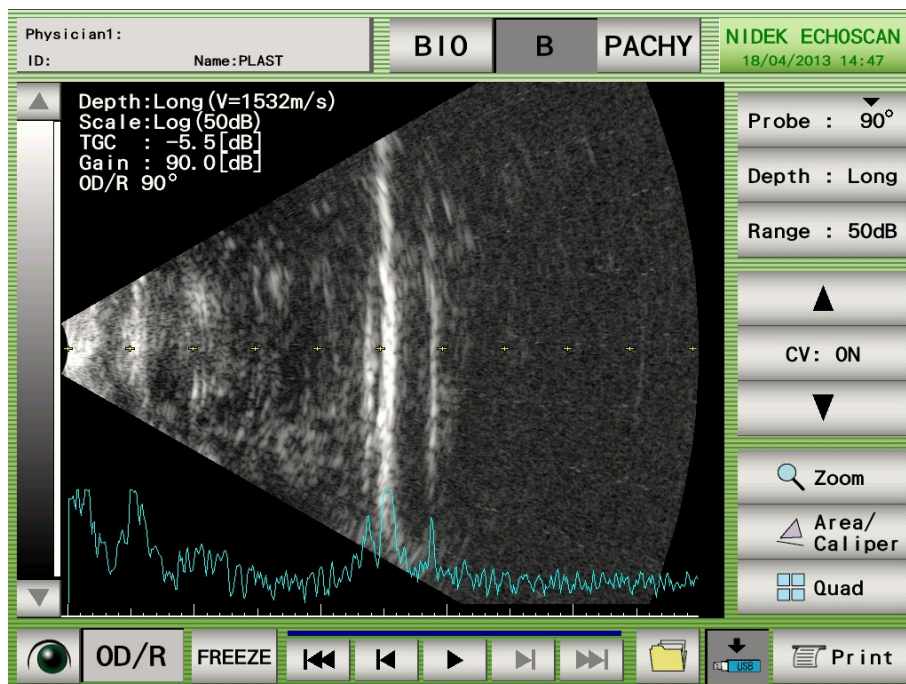


Obr. 25: Biometrie v režimu Phakic, fantom č. 1

B-scan: v tomto módu jsme zvolili úhel projekce sondy 90°, hloubka zobrazení byla nastavena na *long* a intenzita jasu byla nastavena na 50 dB (viz Obr. 26). Dále tento mód umožňuje měnit výpočetní rychlost šíření uzv, kterou jsme měnili stejně jako v předchozích případech (1432, 1532, 1632 m/s). Na rozdíl od pachymetrie a biometrie, v tomto módu nemá tato změna průkazný vliv na naměřené hodnoty (viz Obr. 26 a příloha D). Na B-scanu (viz Obr. 26) můžeme vidět pět rozhraní. První, hned na začátku echogramu, odpovídající rohovce, dále následují přední a zadní strana čočky, sítnice a bělimy. Jejich polohy na axiální ose jsou popsány v tabulce (viz Tab. 11). V reálném fantomu jsou pouze čtyři rozhraní, ale v ultrazvukovém obraze je jich patrných pět. To je způsobeno vysokou rychlostí šíření v igelitu, který simuluje čočku. V tabulce je patrný posun naměřených hodnot, což je způsobeno nekonstantními rychlostmi šíření v jednotlivých materiálech fantomu.

Tab. 11: Odečtené hodnoty z B-scanu a reálné hodnoty fantomu

Pozadí rozhraní	Odečtené pozice [mm]	Reálné pozice [mm]
1.	0	0
2.	4,5	4,7
3.	9,4	/
4.	24,5	22,8
5.	28,5	26,4



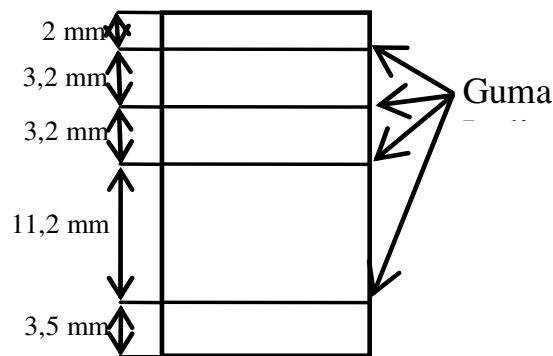
Obr. 26: B-scan fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1532 m/s

6.2.2 Fantom oka č. 2

V tomto fantomu (viz Obr. 27), jsou ve 2 % agarózovém gelu zalaty čtyři stejné tenké plátky guma (viz Obr. 28). První plátek reprezentuje rohovku, další dva představují přední a zadní stranu čočky a poslední simuluje sítnici. Na rozdíl od igelitu ve fantomu č. 1, je zde nutno čočku realizovat dvěma rozhraními. Guma, při své malé tloušťce a nízké rychlosti šíření, nevytvoří dvě odlišitelné odezvy. Její odezvy na echogramu splývají. Tento fantom je vhodný pro měření pomocí biometrie a B-scanu. Pachymetrické měření není možné provést, protože gumový pásek nemá dostatečnou tloušťku.



Obr. 27: Fyzický fantom č. 2



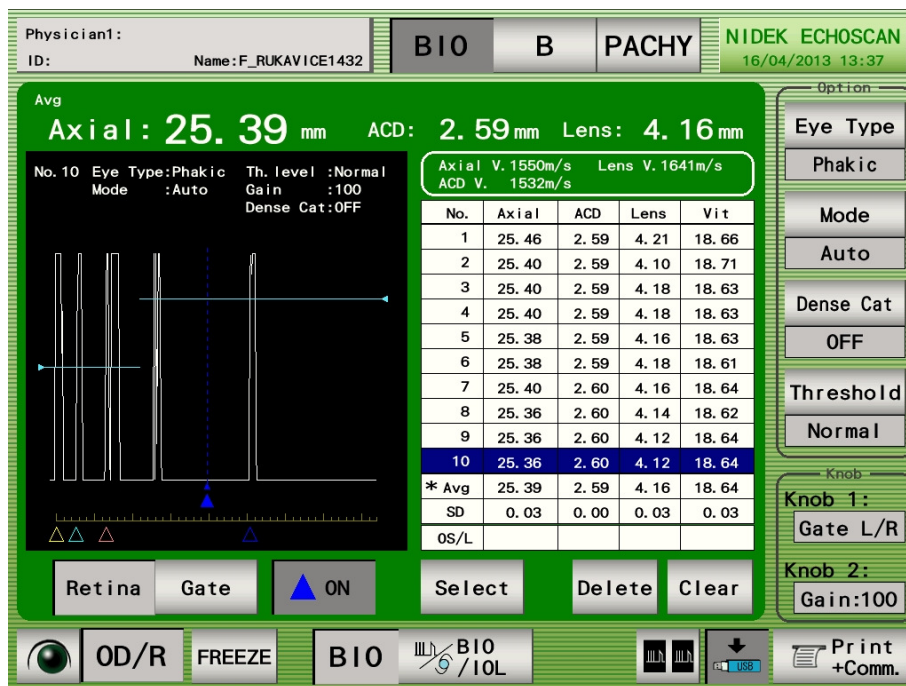
Obr. 28: Nákres struktury fantomu č. 2

Biometrie: Měření bylo prováděno v režimu APhakic, kde jsme měřili vliv různých rychlostí šíření uzv na axiální vzdálenost fantomu (viz Tab. 12 a Příloha E).

Tab. 12: Axiální vzdálenosti fantomu č. 2 pro různé rychlosti šíření

Rychlost šíření uzv [m/s]	Rozměry [mm]
1432	19,51
1532	20,87
1632	22,24
Skutečná vzdálenost	23,1

Následně jsme měření provedli v režimu Phakic, kde byly opět změřeny vzdálenosti mezi píky simulujícími příslušná rozhraní oka, nastavení parametrů systému byly shodné s fantomem č. 1. Hodnoty vzdáleností jsou vypsány v tabulce na obrázku níže (viz Obr. 30). Na tomto obrázku najdeme i průběh biometrického měření, kde můžeme vidět pět píků. Odezva rohovky je až druhá v pořadí. To je způsobeno tím, že na povrchu fantomu je vrstva gelu, který překrývá první gumový plátek. To způsobí odsazení této odezvy od počátku echogramu. V pořadí třetí a čtvrtá odezva simuluje čočku a poslední pík simuluje sítnici.

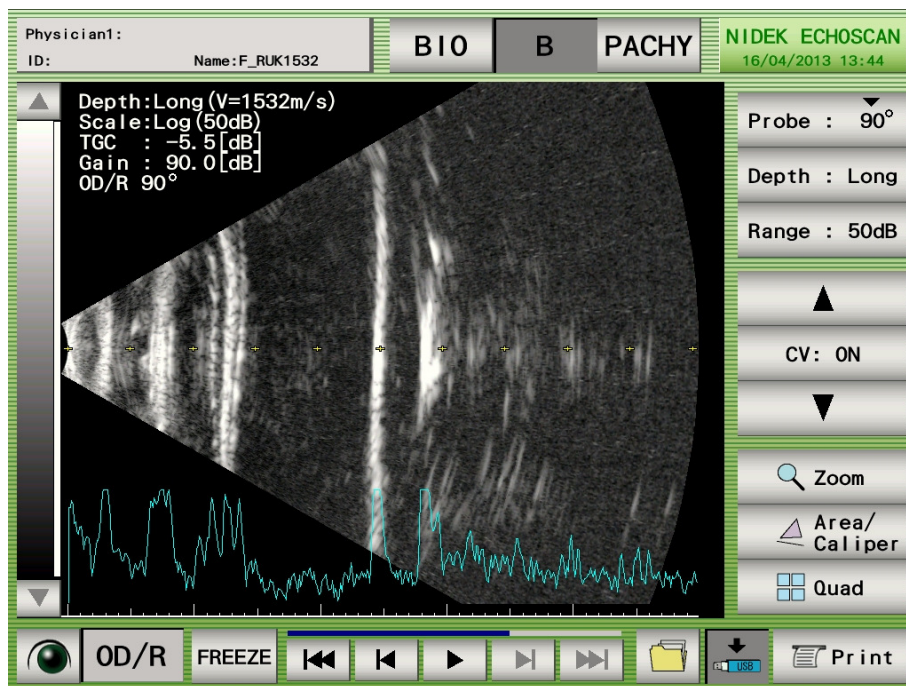


Obr. 29: Biometrie v režimu Phakic fantomu č. 2

B-scan: stejně jako u předchozího fantomu byly parametry systému nastaveny na zobrazení v úhlu 90°, intenzita jasu 50 dB a hloubka zobrazení *long*. Měnil se rychlosti šíření uzv (1432, 1532, 1632 m/s). Vliv těchto změn nebyl na získaných datech patrný (viz Obr. 31 a Příloha E). Rozměry naměřené pomocí ultrazvukového přístroje a reálné hodnoty vzdáleností jsou uvedeny v tabulce (viz Tab. 13). Na naměřených hodnotách je patrný posun, což je způsobeno vyšší rychlostí šíření v gumovém materiálu

Tab. 13: Odečtené hodnoty B-scanu a reálné hodnoty axiální polohy rozhraní fantomu č. 2

Pozice rozhraní	Odečtené pozice [mm]	Reálné pozice [mm]
1.	2,6	2
2.	6,5	5,2
3.	12,1	8,4
4.	23,8	19,6
5.	27,67	23,1



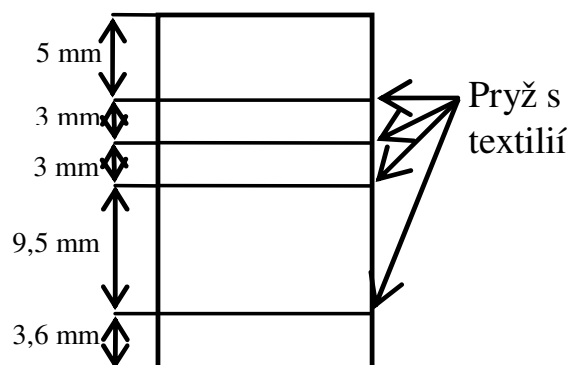
Obr. 30: B-scan fantomu č. 2, při rychlosti šíření 1532 m/s

6.2.3 Fantom č. 3

V tomto fantomu (viz Obr. 32), byla do 2 % agarózového gelu zalita pryž s vrstvou textilie. Tato textilie způsobovala útlum uzv, proto bylo možné provést pouze měření pomocí B-scanu. Pachymetrii nešlo provést pro nedostatečnou tloušťku materiálu. Rozměry fantomu a struktura je znázorněna na obrázku (viz Obr. 33). Ve fantomu, stejně jako u předchozího, jsou umístěny čtyři pryžové plátky. Ty simulují rohovku, přední a zadní stranu čočky a sítnici.



Obr. 31: Fyzický fantom č. 3

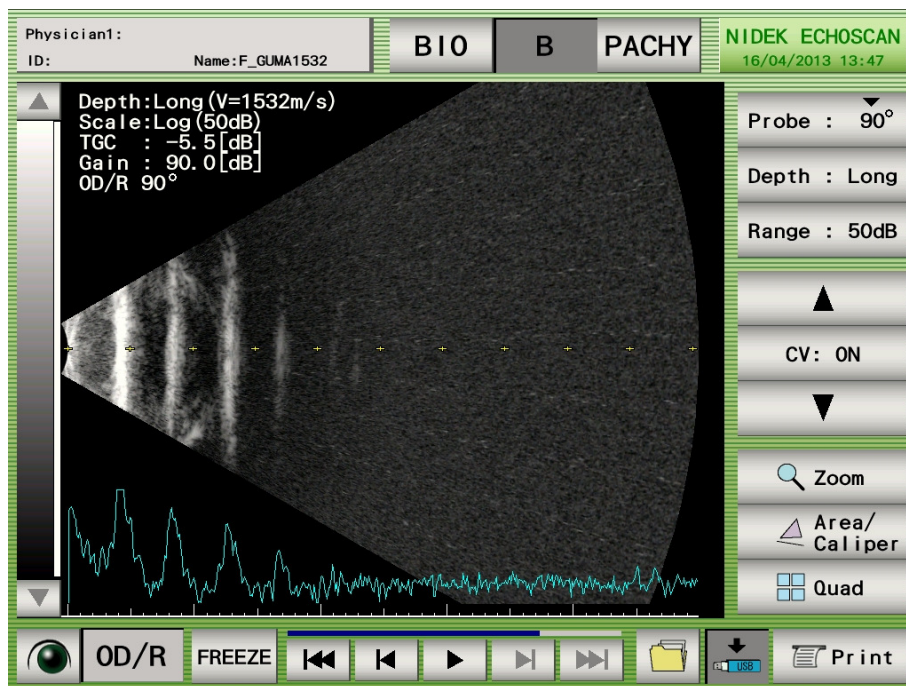


Obr. 32: Struktura fantomu č. 3

B-scan: i u tohoto fantomu jsme použili nastavení zobrazení v úhlu 90° , intenzita 50 dB, hloubka zobrazení *long*. Ani zde různé rychlosti šíření nezpůsobily změnu naměřených hodnot (viz Obr. 34 a Příloha F). Povrch fantomu je opět překryt gelem, to má za následek posun první odezvy dále po axiální ose. Na záznamu B-scanu můžeme pozorovat pět rozhraní. První představuje rohovku, další dvě přední a zadní stranu čočky. Čtvrté neodpovídá sítnici, je to nejspíš artefakt vzniklý nerovnoměrným vrstvením agarózového gelu. Sítnici simuluje až páté rozhraní. Echo simulující bělimu zde není zřetelné. To je málo viditelné v důsledku útlumu uzv předchozími vrstvami materiálu. Pozice odečtených hodnot ze záznamu B-scanu a skutečných hodnot axiálních poloh jsou uvedeny v tabulce (viz Tab. 14). U těchto hodnot není rozdíl mezi naměřenými a reálnými pozicemi až tak velký. To je způsobeno podobnou rychlostí šíření jak v gelu, tak v pryžovém materiálu. Kdy konstantní rychlost šíření umožní změřit hodnoty blízké reálným.

Tab. 14: Odečtené a reálné hodnoty axiálních poloh rozhraní fantomu č. 3

Pozice rozhraní	Odečtené pozice [mm]	Reálné pozice [mm]
1.	3,7	5
2.	7,6	8
3.	12,6	11
4.	/	/
5.	20,5	20,5



Obr. 33: B-scan fantomu č. 3, při rychlosti šíření 1532 m/s

6.2.4 Fantom oka č. 4

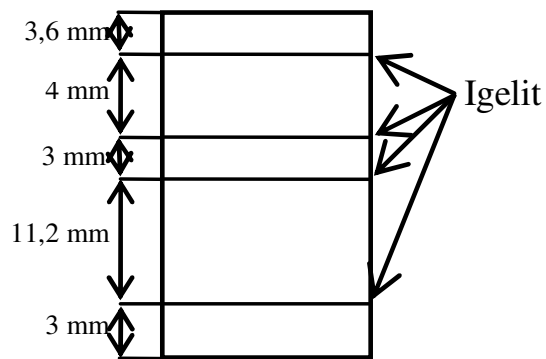
V tomto fantomu (viz Obr. 35) jsou v 2 % agarózovém gelu zalaty čtyři proužky igelitu (viz Obr. 36), který byl použit i u fantomu č. 1 pro simulaci čočky. Znovu je povrch překryt gelem, dojde tedy k posunu první odezvy po axiální ose. Jak můžeme vidět na záznamech B-scanu (viz Obr. 38), tento materiál vytváří vždy dvě rozlišitelná echa. Proto můžeme pozorovat na záznamu osm rozhraní. V případě biometrie (viz Obr. 37), se na echogramu vyskytují artefakty, které způsobují zvýšení počtu ech.

Na snímku B-scanu (viz Obr. 38) lze pozorovat prohnutí posledního rozhraní fantomu. Tento jev může simulovat tumor nebo cystu deformující sítnici oka.

U tohoto fantomu jsme neprováděli žádná měření z důvodu velkého množství odezev, neodpovídajících počtu očních rozhraní.



Obr. 34: Fantom č. 4



Obr. 35: Struktura fantomu č. 4

Physician1: ID: Name: FOLIE

BIO B PACHY NIDEK ECHOSCAN 02/05/2013 10:27

Avg Axial: 20.24 mm ACD: mm Lens: mm

No. 10 Eye Type: Aphakic Th. level: Normal Mode: Auto Gain: 100

Axial V. 1532m/s

No.	Axial	ACD	Lens	Vit
1	20.28			
2	20.30			
3	20.30			
4	20.26			
5	20.22			
6	20.20			
7	20.20			
8	20.20			
9	20.20			
10	20.24			
* Avg	20.24			
SD	0.04			
OS/L				

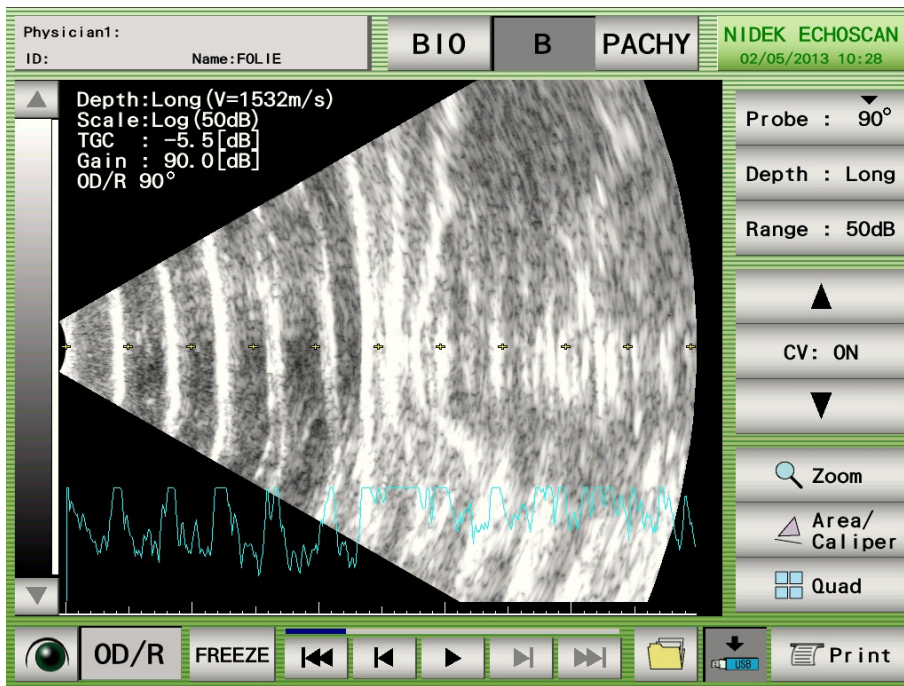
Option: Eye Type: Aphakic, Mode: Auto, Threshold: Normal

Knob: Knob 1: Gate L/R, Knob 2: Gain: 100

Lens-B Gate OFF Select Delete Clear

OD/R FREEZE BIO B10/10L Print +Comm.

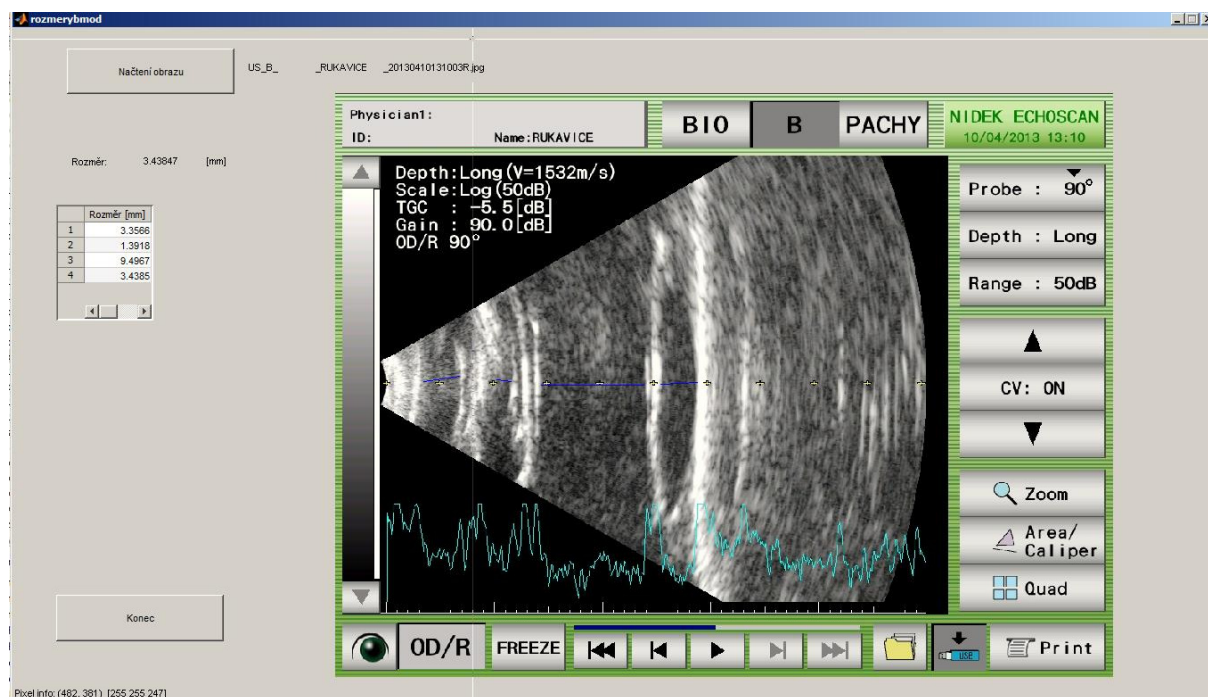
Obr. 36: Biometrie fantomu č. 4



Obr. 37: B-scan fantomu č. 4

6.3 GUI pro rozměrování výsledků B-scanu

Toto grafické prostředí (viz Obr. 39) bylo vytvořeno pro měření vzdáleností mezi jednotlivými rozhraními v obrazech B-scanu. Pomocí tlačítka *Načtení obrazu* vybereme příslušný obraz a automaticky se zobrazí kurzor, pomocí něhož vybereme dva body. Mezi těmito body se vypočítá vzdálenost a zanesou se do tabulky.



Obr. 38: Grafické prostředí pro proměrování hodnot B-scanu

7 Porovnání simulovaných a fyzických fantomů

Přímé srovnání nasimulovaných a fyzických fantomů není úplně možné, protože ve Field II nelze nastavit stejnou frekvenci s jakou pracují sondy systému Nidek 4000. Lze však konstatovat, že se potvrdil předpoklad vzniklý simulacemi. Různé rychlosti šíření uzv v materiálech mají zásadní vliv na naměřené hodnoty. Zejména u biometrického a pachymetrického měření.

Námi vytvořené fantomy svými vlastnostmi sice přesně nerepresentují tkáň lidského oka, ale i přes to výsledné echogramy lze přirovnat k echogramům skutečného oka. Zkreslení fantomu oproti reálným rozměrům je dáno různými rychlostmi šíření použitých materiálů. Ty však nemůžeme zjistit odečtením z grafu, protože nevytvářejí při biometrickém

měření dvě rozlišitelná echa. Rychlost šíření jsme stanovili pouze u plastu, který simuluje rohovku u fantomu č. 1 na hodnotu 2360 m/s. Jeho rychlost však vysoce převyšuje rychlost šíření v rohovce, která je 1600 m/s. Velké zkreslení do výsledků vnáší i agarózový gel, kde, jak jsme dříve dokázali, dochází k zpomalování uzv v závislosti na délce gelu. Další nepřesnosti mohly vzniknout kolísáním teplot prostředí. [14]

8 Protokol měření

Protože se tato práce vztahovala i k využití systému Nidek 4000 ve výuce, je v přílohách (viz Příloha G) vypracován návrh protokolu měření. Studenti budou provádět měření na agarózových fantomech a námi vytvořených fyzických fantomech. Z důvodu časové náročnosti přípravy agarózového gelu, bude omezena práce s agarózovým fantomem pouze na dvě koncentrace a dvě délky fantomu. Studenti se tedy seznámí se základními principy měření pomocí systému Nidek 4000 v biometrickém, pachymetrickém a B-scan módu a budou zkoumat vliv změny rychlosti šíření na výsledné hodnoty měření.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo seznámit se s ultrazvukovými zobrazovacími systémy a jejich využitím v oftalmologii, popsat vyšetřovací metody v oftalmologii a nasimulovat fantom oka pomocí toolboxu Field II.

Pomocí zmíněného softwaru jsme vytvořili bodový fantom s pěti akustickými rozhraními, která odpovídají jednotlivým anatomickým strukturám lidského oka. Vytvořili jsme B-scan, na kterém je patrný vliv centrální frekvence ultrazvukové sondy. A to ten, že s rostoucí frekvencí se zlepšuje rozlišovací schopnost ultrazvukového zobrazení. Z tohoto obrazu byla vytvořena biometrie fantomu, kde jsme dokázali vliv rychlosti šíření ultrazvuku ve tkáni na výsledné hodnoty detekovaných akustických rozhraní. Nejpřesnější hodnoty jsme získali při použití rychlosti 1540 m/s, což je průměrná rychlost šíření ultrazvuku v lidském těle. U rychlostí, které odpovídají jednotlivým tkáním oka, docházelo k posunu detekovaných hodnot. Z toho vyplývá, že různé tkáně, respektive jejich rychlosti šíření ultrazvuku, mohou vnášet chyby do výsledků měření. To může v praxi znamenat špatné vyhodnocení diagnostických údajů.

Pro zjištění správnosti předpokladu vlivu různých rychlostí šíření na naměřené hodnoty, jsme vytvořili fantom z agarózového gelu o různých koncentracích a rozměrech. Naměřenými daty jsme potvrdili předpoklad vlivu rychlosti šíření uzv a výsledky měření. S rostoucí koncentrací agarózy se rychlost šíření snižovala vlivem ztráty pružnosti gelu. To mělo za následek zkreslení naměřených délek fantomu oproti reálným hodnotám. Čím byla rychlost šíření vyšší, tím byly naměřené hodnoty menší. Dále se projevilo zpomalení uzv vlivem délky fantomu. Při prodlužování dráhy, kterou musel uzv urazit gelem, docházelo k vyšším rozdílům naměřených hodnot. To znamená, že v gelu o dané koncentraci a délce 5 mm, byly rychlost šíření větší než u délky 15 mm a ty byly větší než u délky 25 mm. K tomuto jevu by docházet nemělo a hodnoty rychlostí by měly být u všech délek stejné.

Důvodem vzniku zpoždění může být struktura agarózového gelu, kde vlákna agarózy vytvářejí síť s póry vyplněnými, v našem případě, destilovanou vodou a také útlum intenzity uzv energie přeměnou na jiné formy energie prostředí. [2], [17]

Dále jsme vytvořili čtyři fantomy oka, kde byly do agarózového gelu zality různé materiály. Ty při biometrickém, pachymetrickém a B-scan měření vyvážely rozhraní, simulující rozhraní v lidském oku.

Byl také vytvořen protokol měření, určený pro zapojení systému Nidek 4000 do výuky.

Při měření mohlo dojít k chybám vlivem kolísání teploty, pružnosti agarózového gelu a nepřesnou manipulací s ultrazvukovými sondami. Rozměry agarózových fantomů byly stanoveny pomocí mikrometru. Zde by tedy zásadní nepřesnosti vznikat neměly.

Seznam literatury

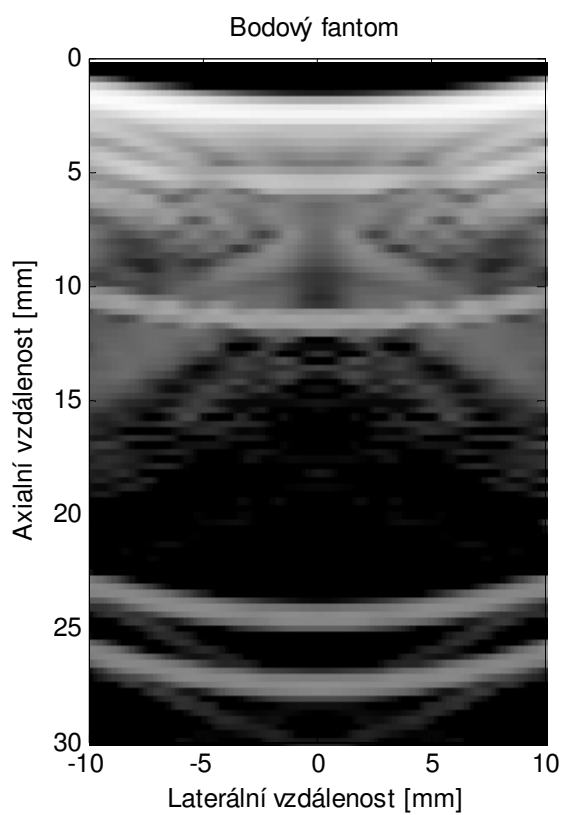
- [1] HRAZDIRA, I. *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích*. Brno: LF MU, 2008. 11 s.
- [2] DRASTICH, A. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vyd. Brno: VUT, 1990, 512 s. ISBN 80-214-0220-2.
- [3] ČECH, E. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. 1. vyd. Praha, 1982.
- [4] Corneal Pachymetry: Modalities and Instruments. *OphthalmologyWeb* [online]. 2010 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: www.opthalmologyweb.com/Tech-Spotlights/26478-Corneal-Pachymetry-Modalities-and-Instruments/.
- [5] Pachymetrie. *LékařiOnline.cz* [online]. 2009 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/zakroky/pachymetrie>.
- [6] SYNAKOVÁ, L. *Biometrie oka a přesnost výpočtu IOL*. Brno 2008.
- [7] KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007. [40], 768 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [8] CHMELÁŘ, M., ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: VUT, 1982, 182 s. ISBN 412- 33326.
- [9] Advanced Technology. *Santa Clara Ophthalmology* [online]. 2012 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://www.sceyes.com/Home/AdvancedTechnology.aspx>.
- [10] RUDD, Jay C. 49 year old man with 6 months of swelling around the right eye. *Digital Journal of Ophthalmology*. 1998.
- [11] Echoscan US-4000. *NIDEK CO., LTD* [online]. 2005 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://www.nidek-intl.com/products/diagnosis/us-4000.html>.
- [12] NIDEK. *US- 4000 echoscan operator's manual*. Japan, 2008, 172 s.

- [13] JENSEN, J.A. Field II. *Field II Simulation Program* [online]. 2012 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://www.field-ii.dk>.
- [14] LOPEZ-HARO, SA. Ultrasound propagation speed measurement of mimicking soft tissue phantoms based on Agarose in the range of 25 C to 50 C. *Control, 2008. CCE* [online]. 2008, č. Cce, s. 192–195. [vid. 14. May 2013]. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4723439.
- [15] KING, M., ANDERSON, J., a kol. Ultrasonic backscatter coefficients for weakly scattering, agar spheres in agar phantoms. *The Journal of the Acoustical Society of America* [online]. August 2010, roč. 128, č. 2, s. 903–8. [vid. 17. May 2013]. doi 10.1121/1.3460109. Dostupné z: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2933262&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- [16] Material Sound Velocities. *OLYMPUS CO.* [online]. 2013 [cit. 2013-5-10]. Dostupné z: <http://www.olympus-ims.com/en/ndt-tutorials/thickness-gage/appendices-velocities/>.
- [17] What Is Agarose Gel. *WiseGeek. org* [online]. 2013 [cit. 2013-5-14] Dostupné z: <http://www.wisegeek.org/what-is-agarose-gel.htm>.

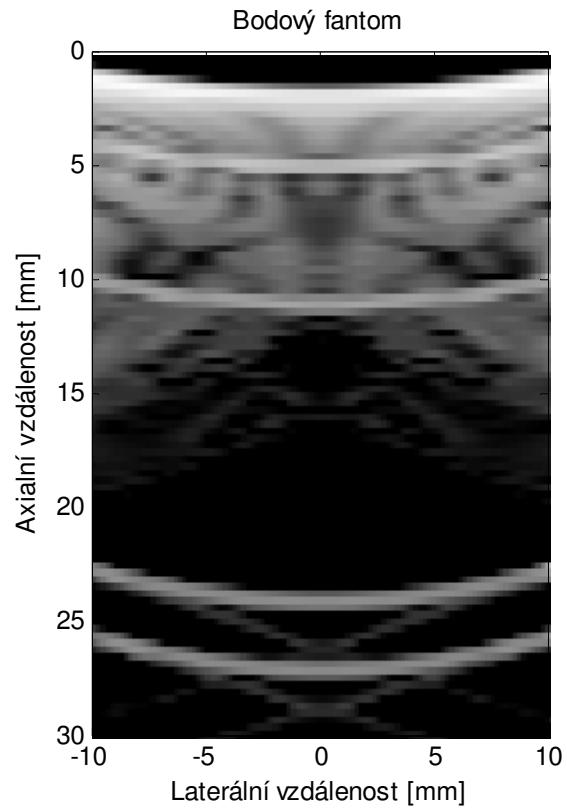
Seznam příloh

A.	Simulace B-scanu pro různé centrální frekvence uzv sondy	53
B.	Simulace biometrie pro různé rychlosti šíření ultrazvuku	56
C.	Agarózový fantom	60
D.	Fantom oka č. 1	71
E.	Fantom oka č. 2	76
F.	Fantom oka č. 3	78
G.	Protokol měření	79

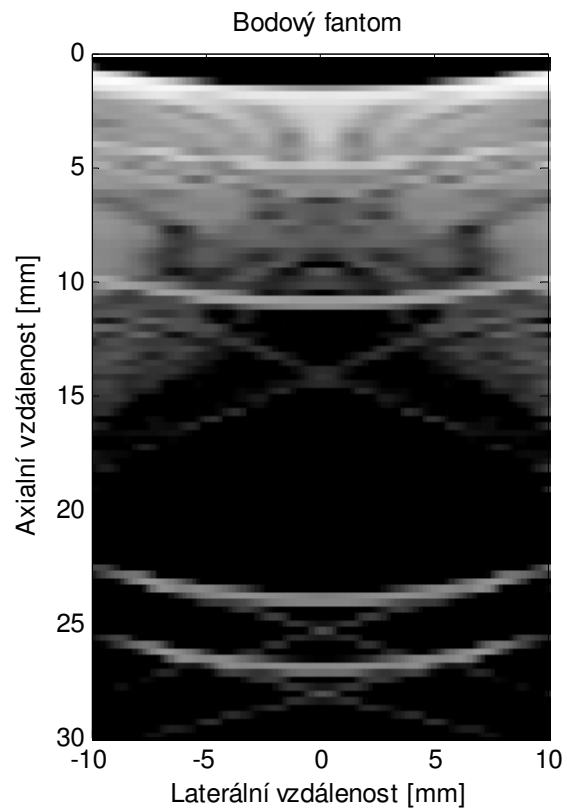
A. Simulace B-scanu pro různé centrální frekvence uzv sondy



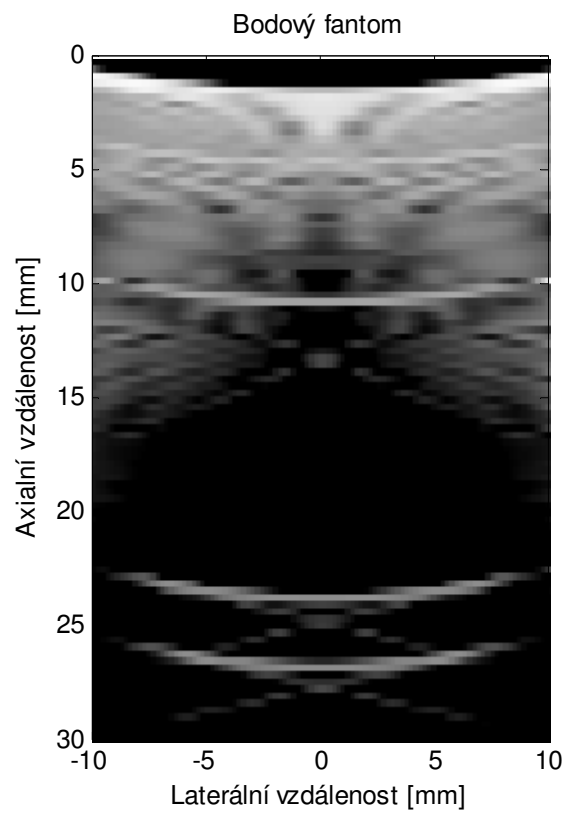
Obr. 39: B-scan pro centrální frekvenci sondy 2 MHz



Obr. 40: B-scan pro centrální frekvenci sondy 3 MHz

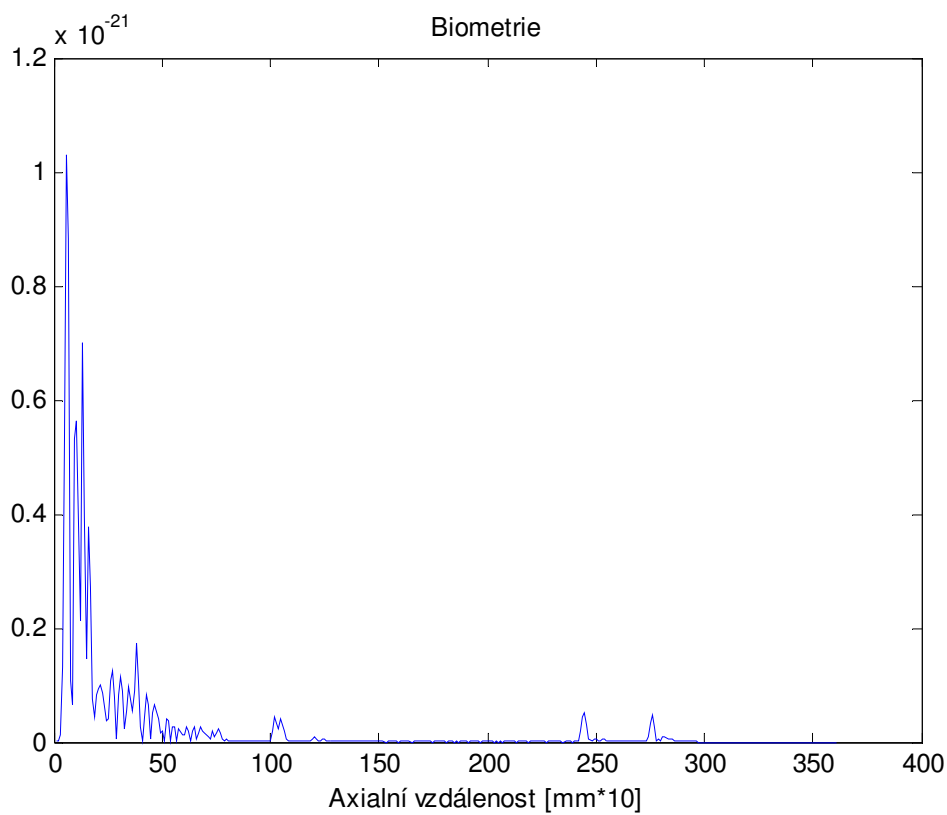


Obr. 41: B-scan pro centrální frekvenci sondy 4 MHz

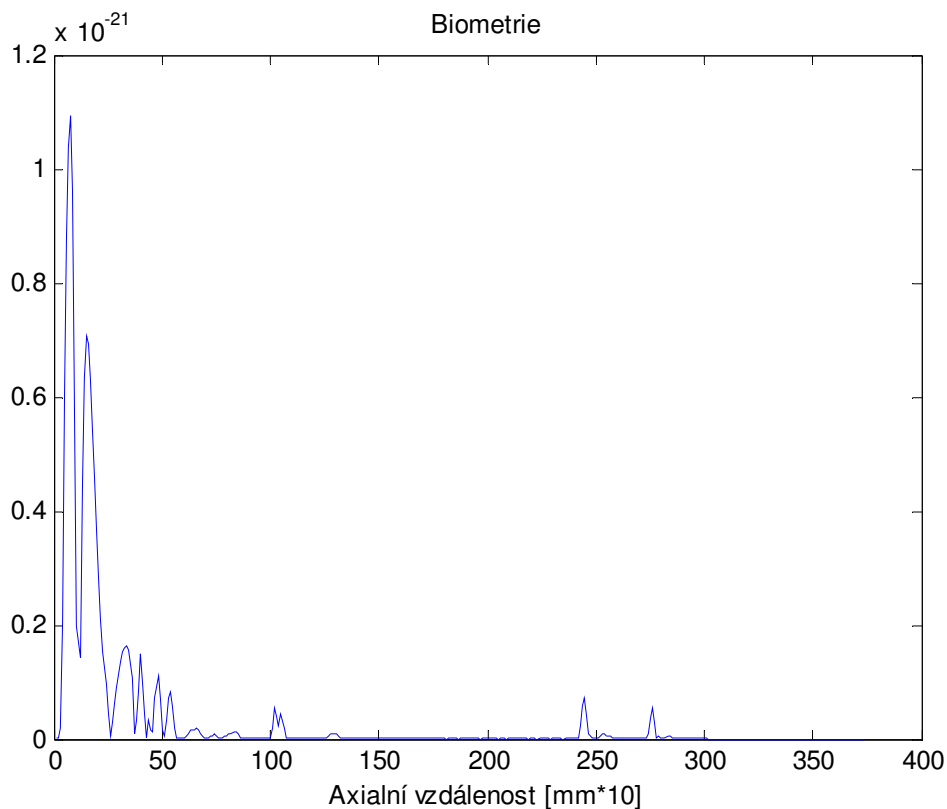


Obr. 42: B-scan pro centrální frekvenci sondy 5 MHz

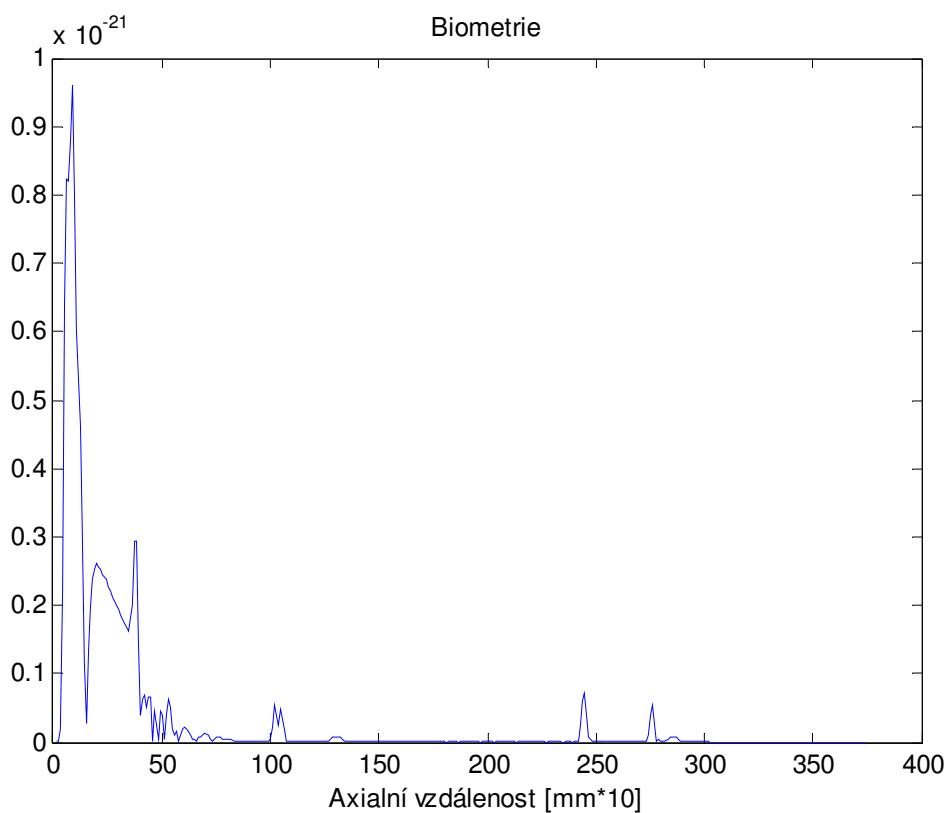
B. Simulace biometrie pro různé rychlosti šíření ultrazvuku



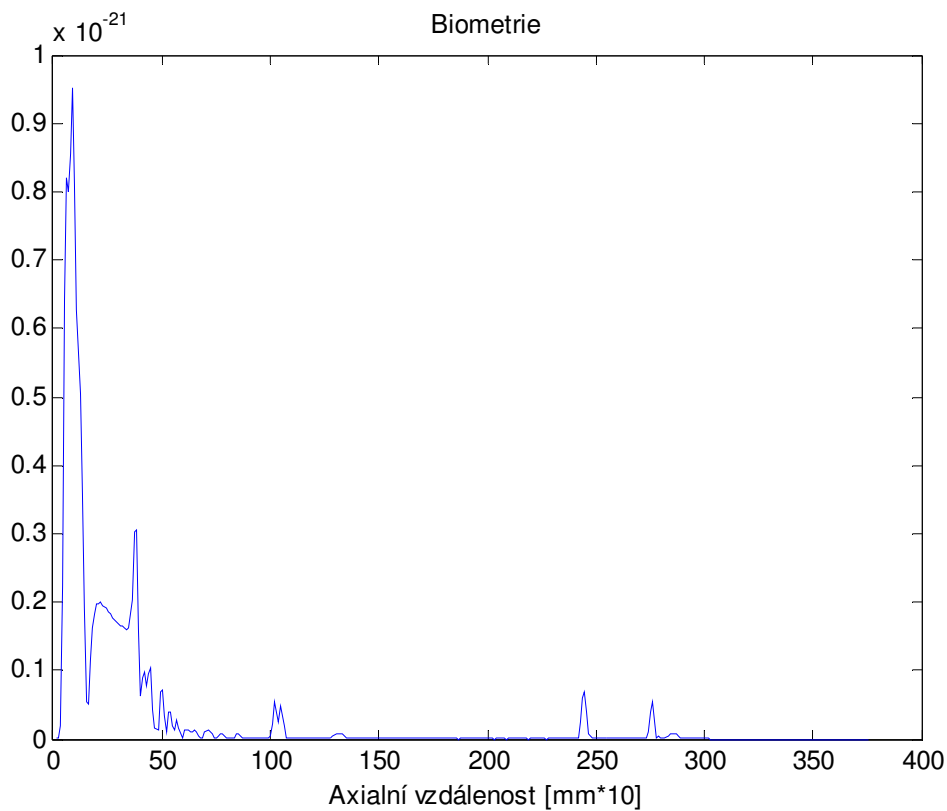
Obr. 43: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1140 m/s



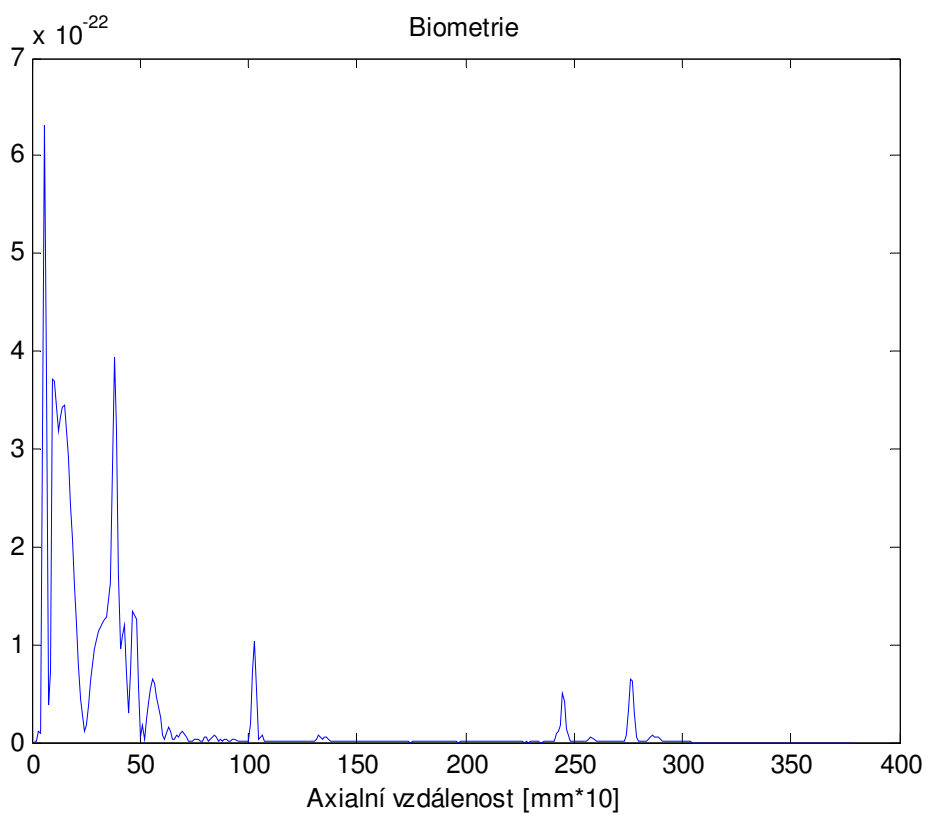
Obr. 44: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1480 m/s



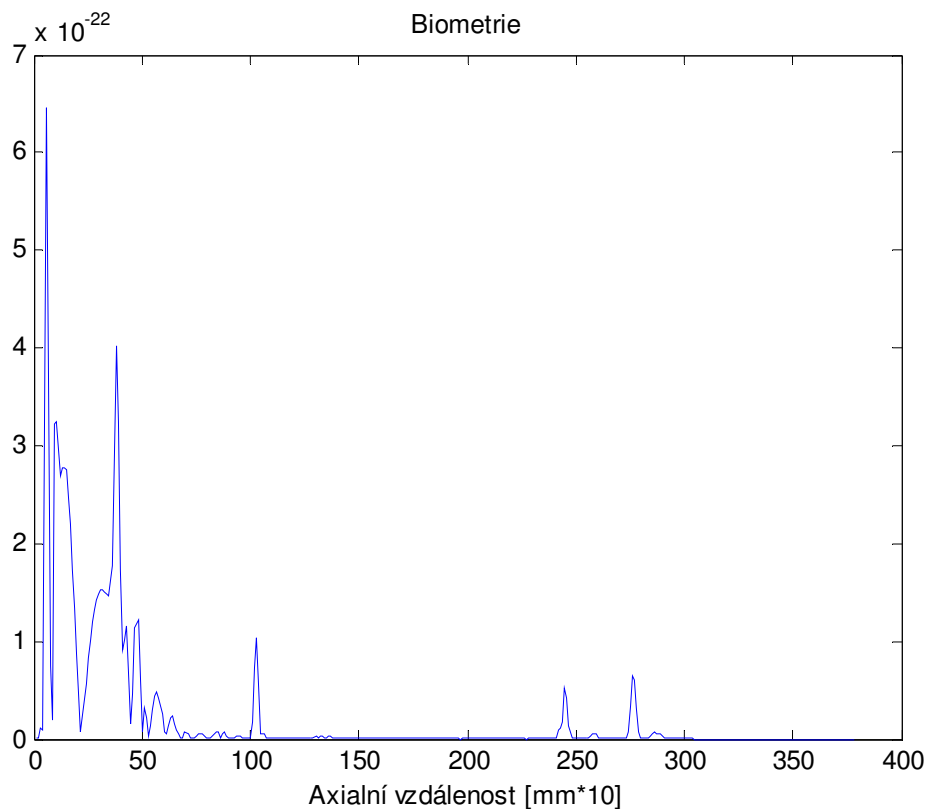
Obr. 45: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1534 m/s



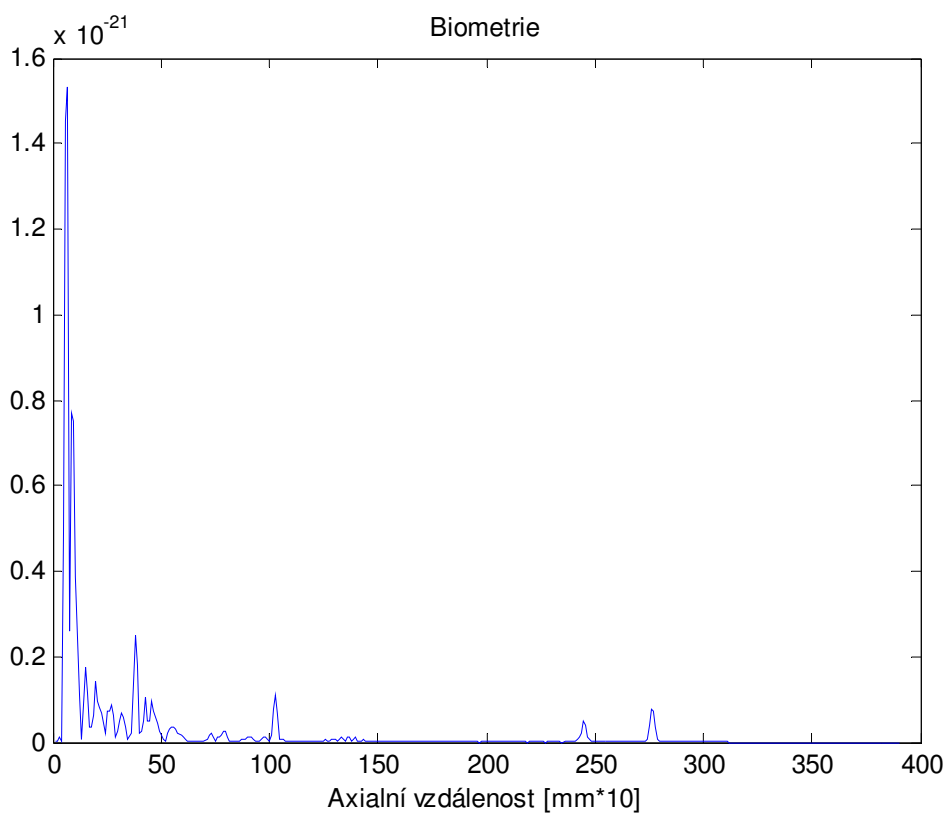
Obr. 46: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1540 m/s



Obr. 47: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1639 m/s



Obr. 48: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 1647 m/s



Obr. 49: Simulace biometrie pro rychlost šíření uzv 2000 m/s

C. Agarózový fantom

Tabulky naměřených axiálních vzdáleností

Tab. 15: Hodnoty měření pro rychlost 1432 m/s

1. měření			
1432 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,26	14,62	24,50
3%	4,31	14,72	24,82
4%	4,41	14,83	24,98
5%	4,55	14,96	25,20
2. měření			
1432 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,24	14,60	24,52
3%	4,34	14,75	24,72
4%	4,40	14,82	25,04
5%	4,54	14,92	25,13
3. měření			
1432 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,27	14,58	24,49
3%	4,32	14,72	24,80
4%	4,41	14,86	25,06
5%	4,52	14,94	25,14

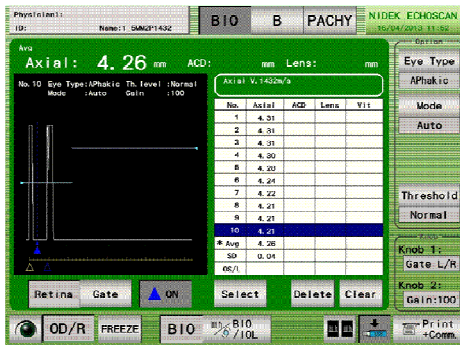
Tab. 16: Hodnoty měření pro rychlost 1532 m/s

1. měření			
1532 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,56	15,64	26,25
3%	4,61	15,75	26,55
4%	4,72	15,87	26,72
5%	4,87	16,01	26,96
2. měření			
1532 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,54	15,62	26,34
3%	4,64	15,78	26,45
4%	4,71	15,85	26,79
5%	4,85	15,96	26,89
3. měření			
1532 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,57	15,60	26,23
3%	4,62	15,75	26,53
4%	4,71	15,90	26,81
5%	4,84	15,99	26,90

Tab. 17: Hodnoty měření pro rychlost 1632 m/s

1. měření			
1632 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,86	16,66	27,94
3%	4,92	16,78	28,28
4%	5,03	16,90	28,47
5%	5,19	17,05	28,72
2. měření			
1632 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,83	16,64	27,84
3%	4,95	16,81	28,17
4%	5,02	16,89	28,54
5%	5,17	17,00	28,64
3. měření			
1632 m/s	5 mm	15 mm	25 mm
2%	4,86	16,62	27,82
3%	4,92	16,78	28,26
4%	5,02	16,94	28,56
5%	5,15	17,03	28,65

Záznamy biometrických měření pro agarózové fantomy



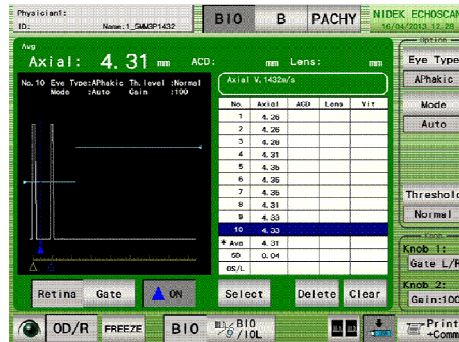
Obr. 50: 1. 2%, 5 mm, 1432 m/s



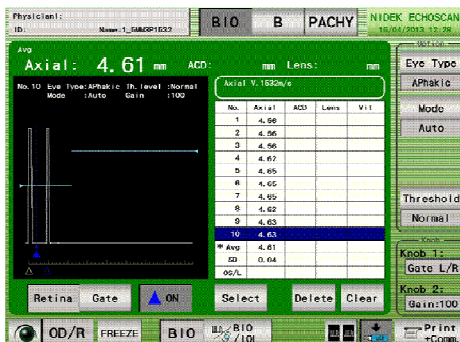
Obr. 51: 1. 2%, 5 mm, 1532 m/s



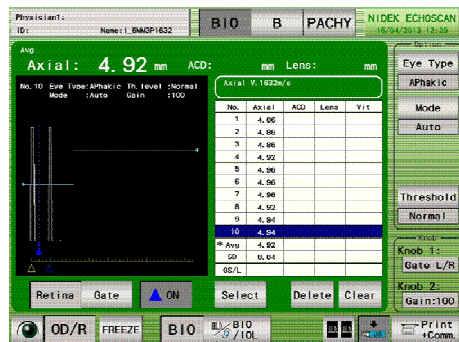
Obr. 52: 1. 2%, 5 mm, 1632 m/s



Obr. 53: 1. 3%, 5 mm, 1432 m/s



Obr. 54: 1. 3%, 5 mm, 1532 m/s



Obr. 55: 1. 3%, 5 mm, 1632 m/s



Obr. 56: 1. 4%, 5 mm, 1432 m/s



Obr. 57: 1. 4%, 5 mm, 1532 m/s



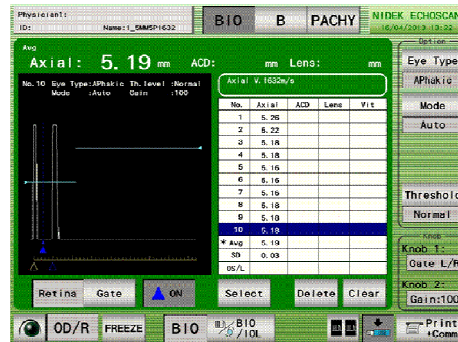
Obr. 58: 1.4%, 5 mm, 1632 m/s



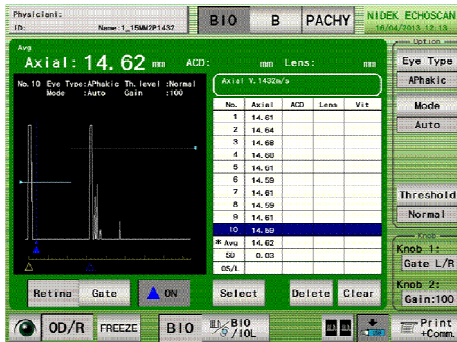
Obr. 59: 1.5%, 5 mm, 1432 m/s



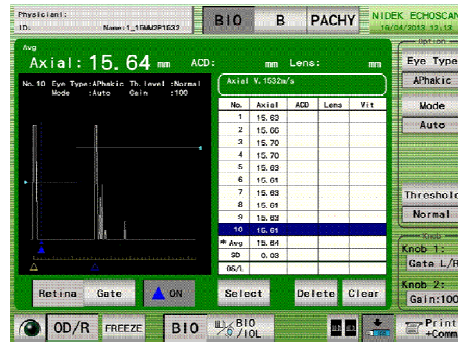
Obr. 60: 1.5%, 5 mm, 1532 m/s



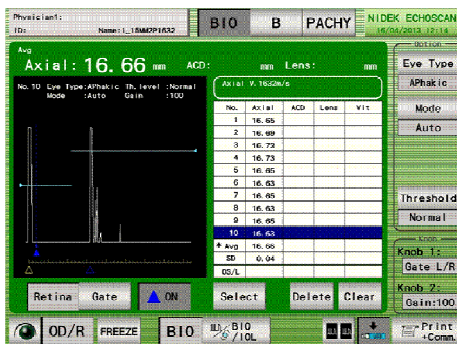
Obr. 61: 1.5%, 5 mm, 1632 m/s



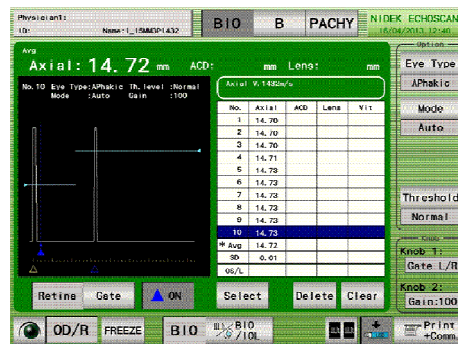
Obr. 62: 1.2%, 15 mm, 1432 m/s



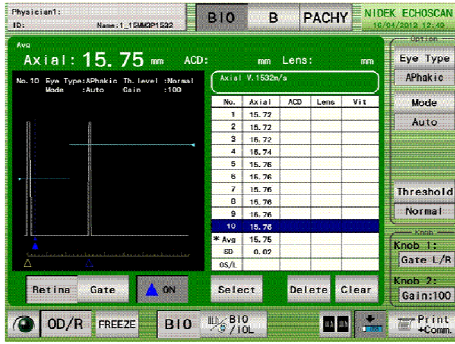
Obr. 63: 1.2%, 15 mm, 1532 m/s



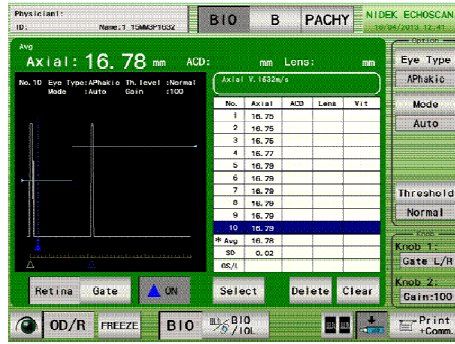
Obr. 64: 1.2%, 15 mm, 1632 m/s



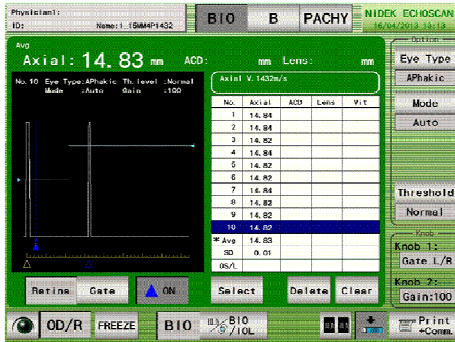
Obr. 65: 1.3%, 15 mm, 1432 m/s



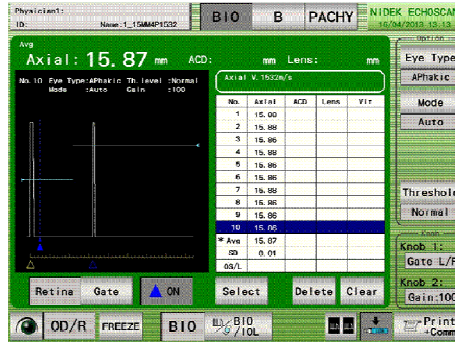
Obr. 66: 1.3%, 15 mm, 1532 m/s



Obr. 67: 1.3%, 15 mm, 1632 m/s



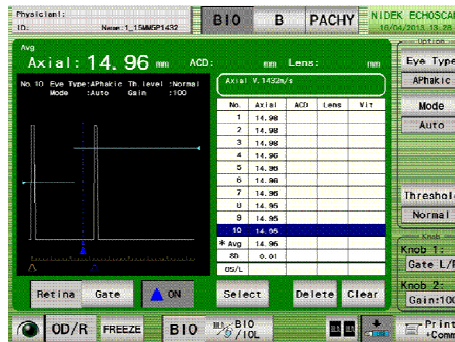
Obr. 68: 1.4%, 15 mm, 1432 m/s



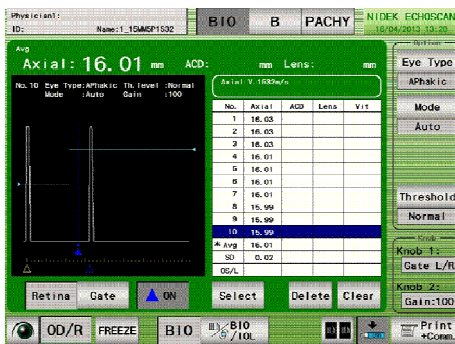
Obr. 69: 1.4%, 15 mm, 1532 m/s



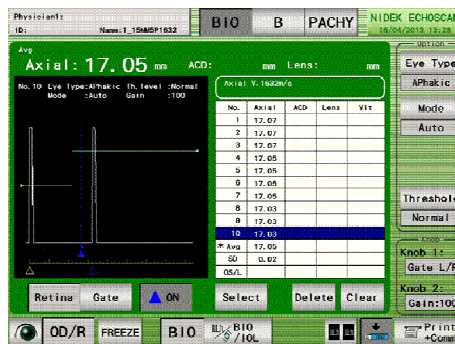
Obr. 70: 1.4%, 15 mm, 1632 m/s



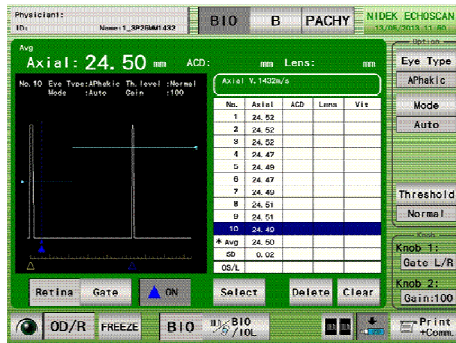
Obr. 71: 1.5%, 15 mm, 1432 m/s



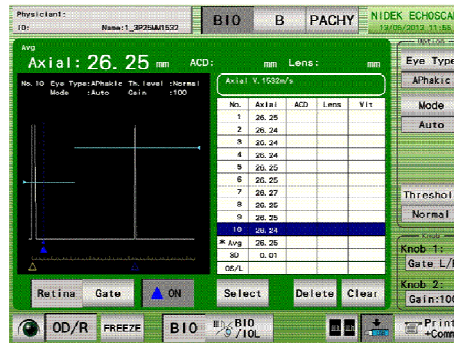
Obr. 72: 1.5%, 15 mm, 1532 m/s



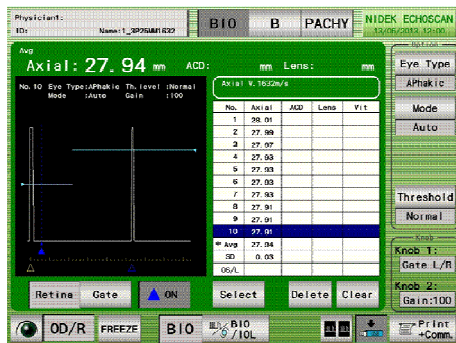
Obr. 73: 1.5%, 15 mm, 1632 m/s



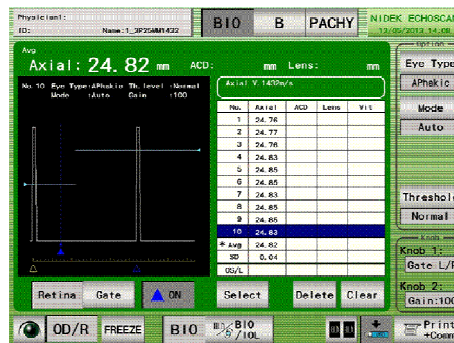
Obr. 74: 1. 2%, 25 mm, 1432 m/s



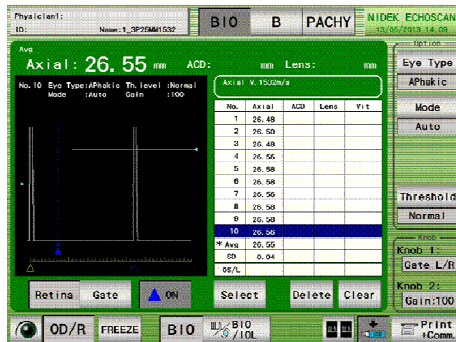
Obr. 75: 1. 2%, 25 mm, 1532 m/s



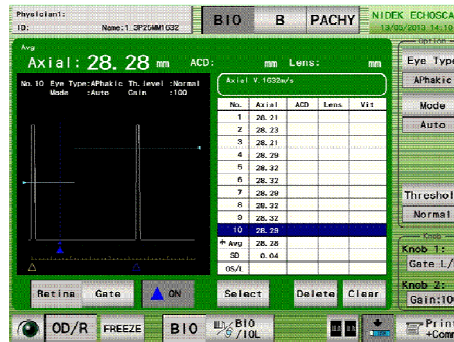
Obr. 76: 1. 2%, 25 mm, 1632 m/s



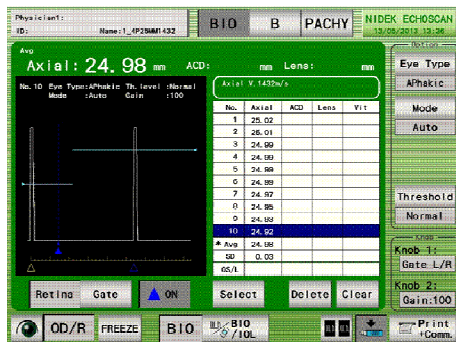
Obr. 77: 1. 3%, 25 mm, 1432 m/s



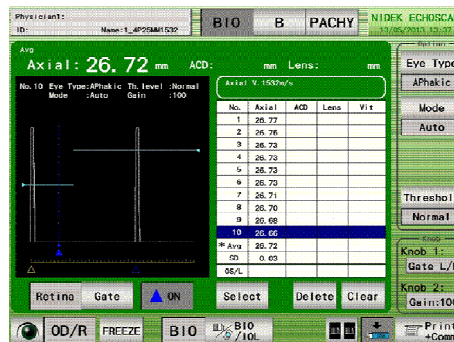
Obr. 78: 1. 3%, 25 mm, 1532 m/s



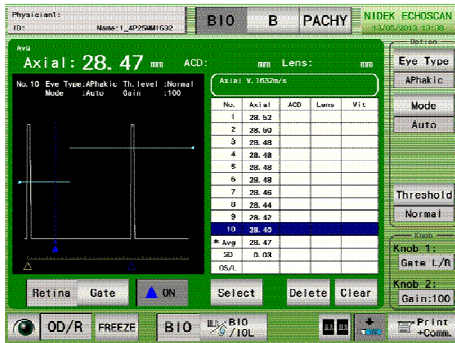
Obr. 79: 1. 3%, 25 mm, 1632 m/s



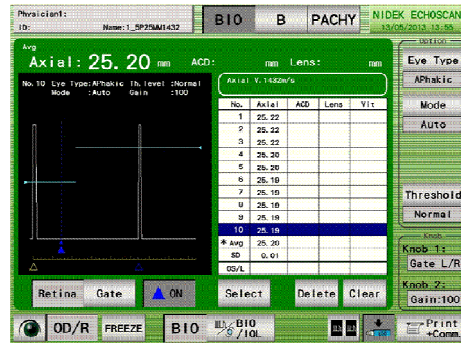
Obr. 80: 1. 4%, 25 mm, 1432 m/s



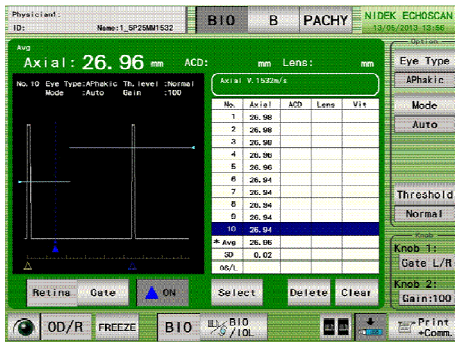
Obr. 81: 1. 4%, 25 mm, 1532 m/s



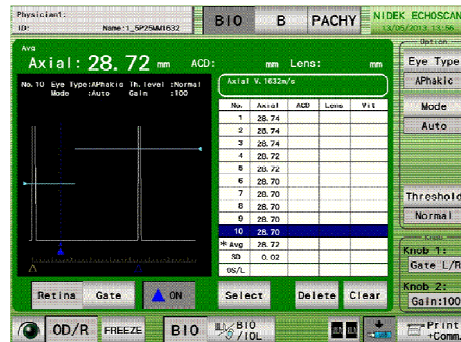
Obr. 82: 1.4%, 25 mm, 1632 m/s



Obr. 83: 1.5%, 25 mm, 1432 m/s



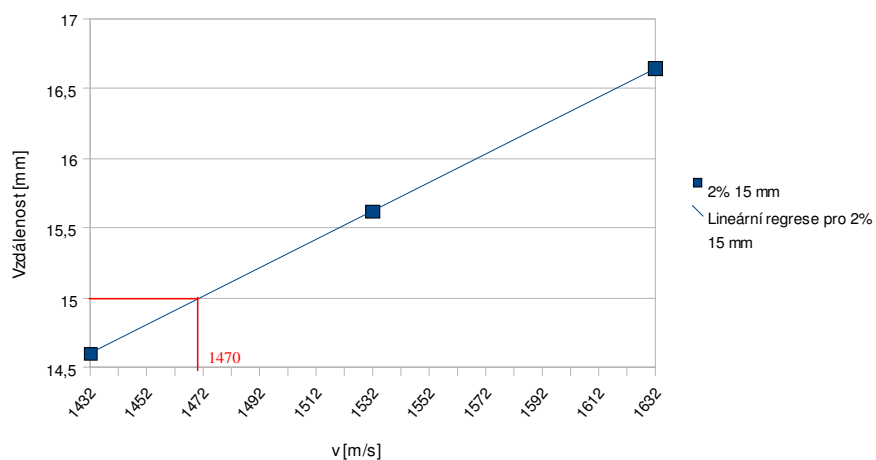
Obr. 84: 1.5%, 25 mm, 1532 m/s



Obr. 85: 1.5%, 25 mm, 1532 m/s

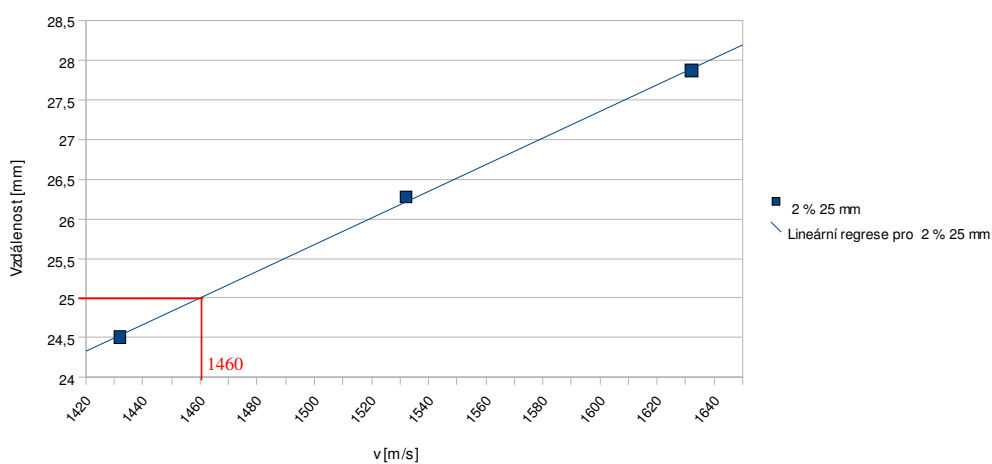
Grafy s odečtenými hodnotami rychlosti šíření uzv pro daný rozměr a koncentraci fantomu

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci (2%, 15 mm)



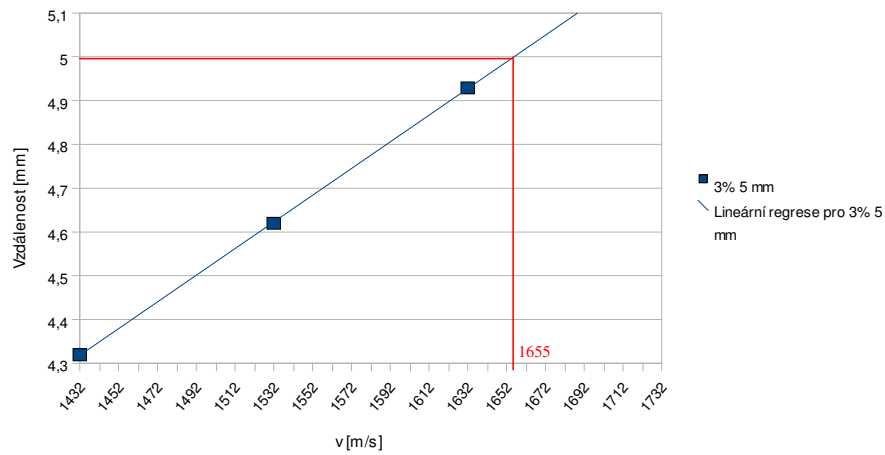
Obr. 86: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 2 % a rozměru 15mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (2 %, 25 mm)



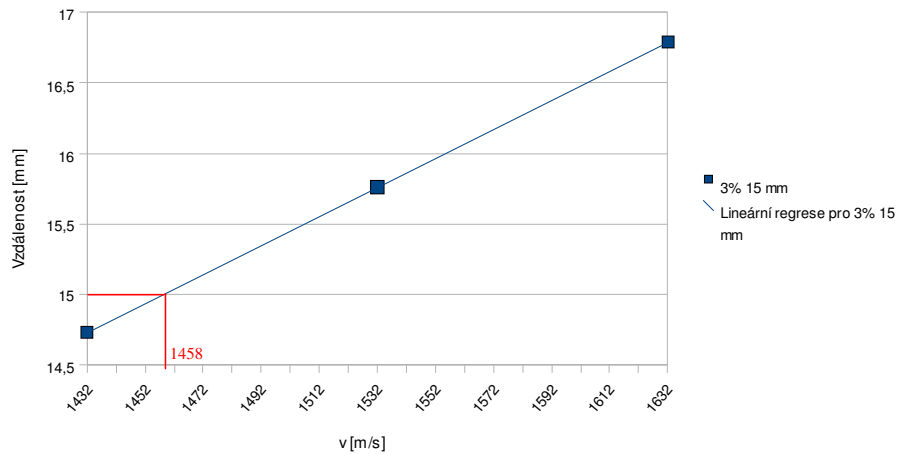
Obr. 87: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 2 % a rozměru 25mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (3%, 5 mm)



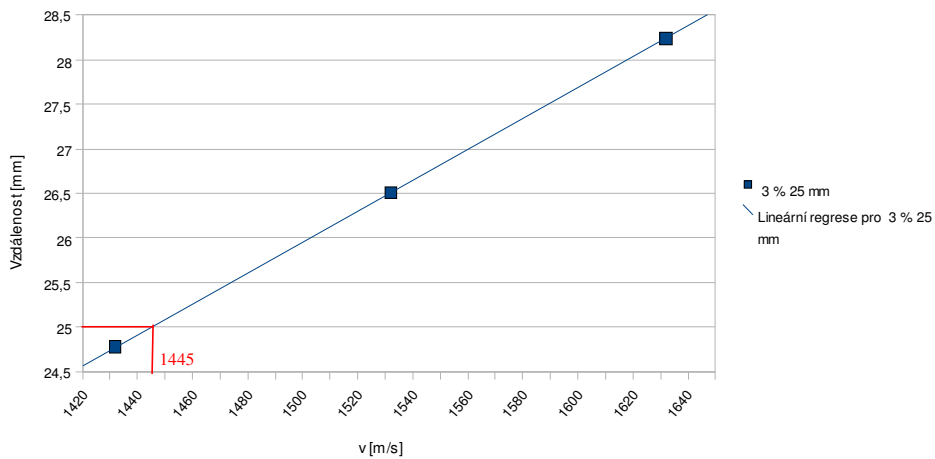
Obr. 88: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 3 % a rozměru 5mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (3%, 15 mm)



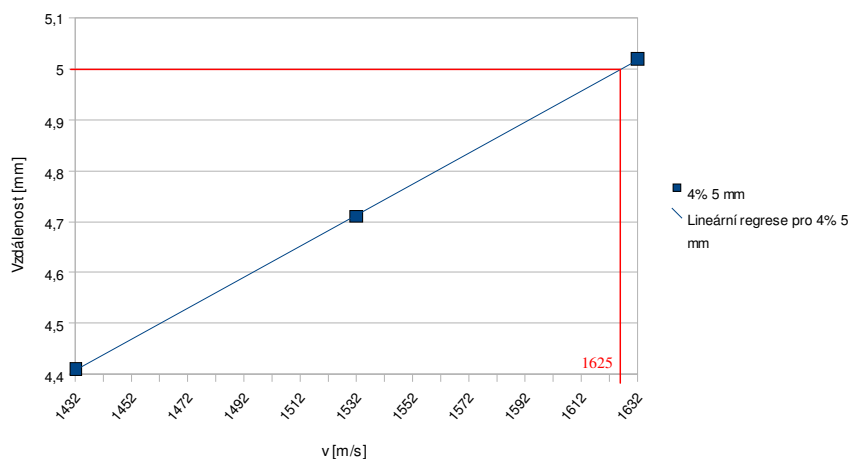
Obr. 89: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 3 % a rozměru 15mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (3 %, 25 mm)



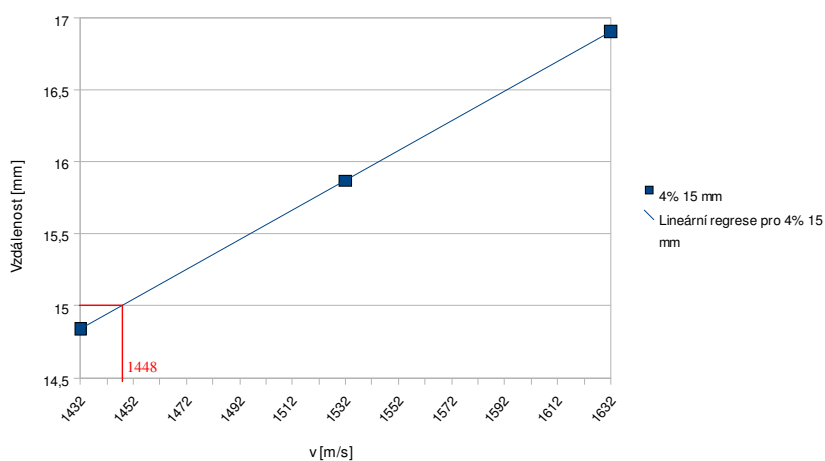
Obr. 90: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 3 % a rozměru 25mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (4%, 5 mm)



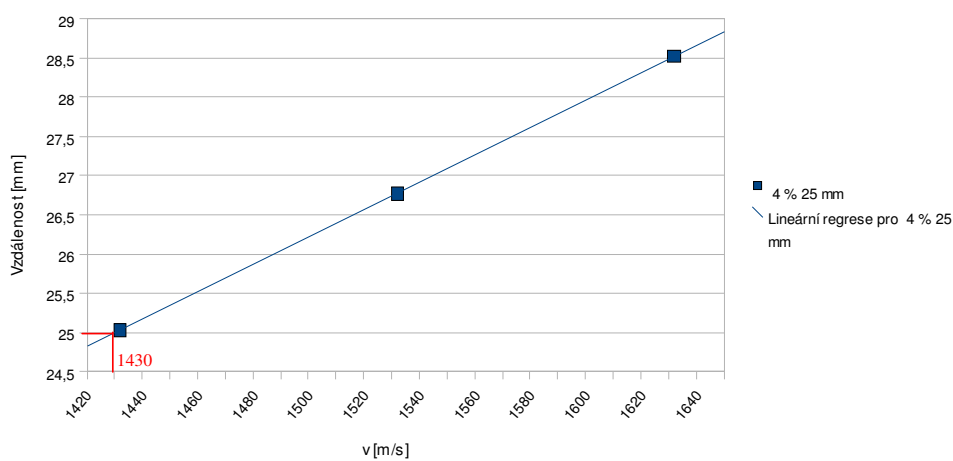
Obr. 91: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 4 % a rozměru 5mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (4%, 15 mm)



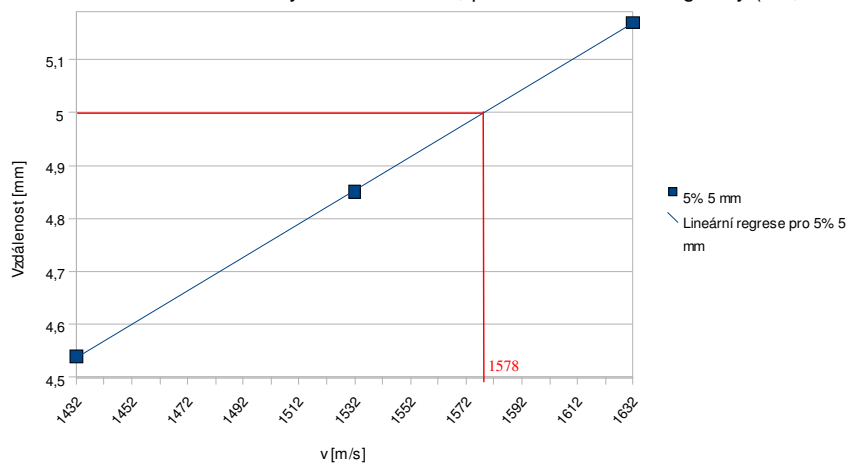
Obr. 92: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 4 % a rozměru 15mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (4 %, 25 mm)



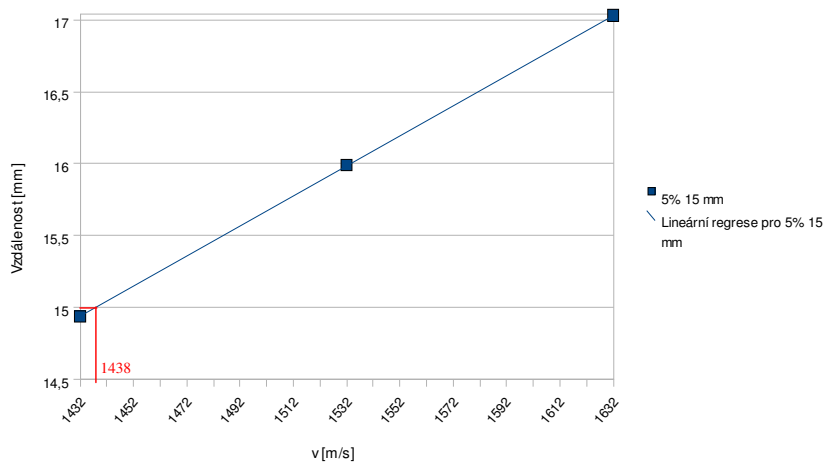
Obr. 93: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 4 % a rozměru 25mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (5%, 5 mm)



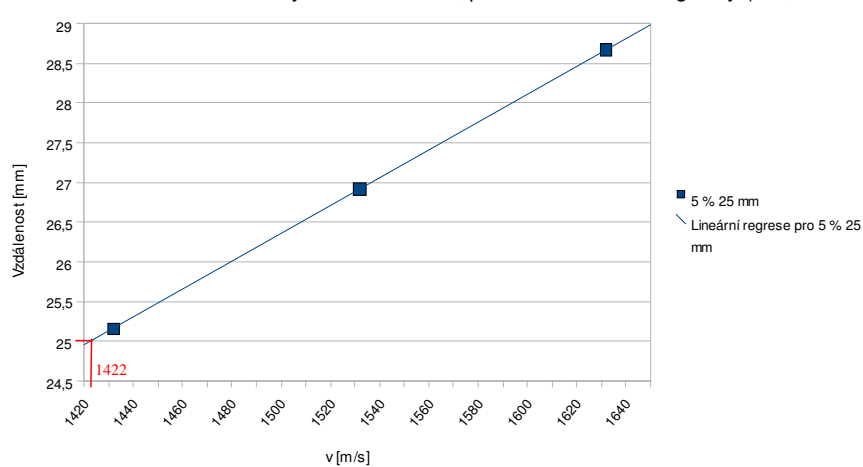
Obr. 94: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 5 % a rozměru 5mm

Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (5%, 15 mm)



Obr. 95: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 5 % a rozměru 15mm

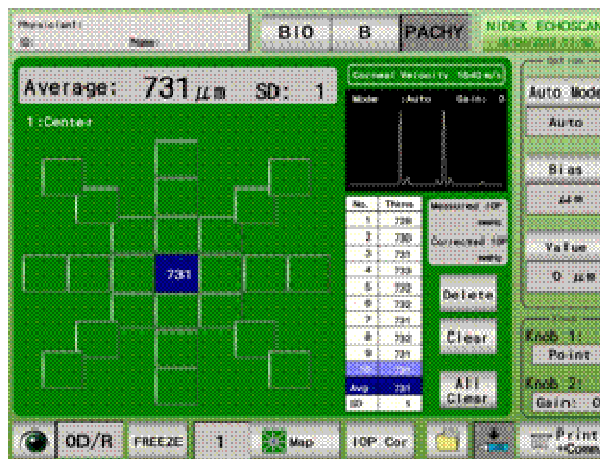
Závislost axiální vzdálenosti na rychlosti šíření uzv, při dané koncentraci agarózy (5 %, 25 mm)



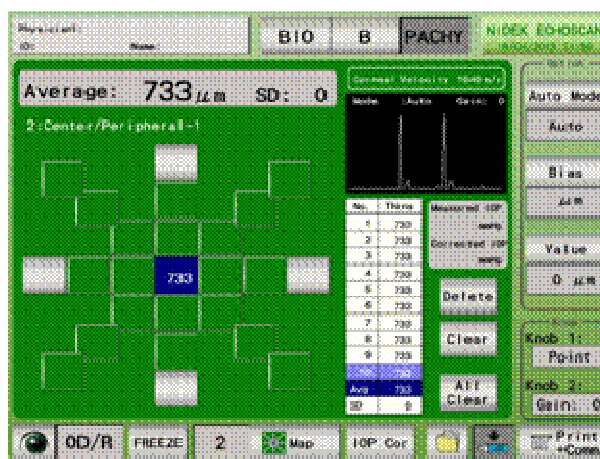
Obr. 96: Graf závislosti axiální délky na rychlosti šíření, při koncentraci 5 % a rozměru 25mm

D. Fantom oka č. 1

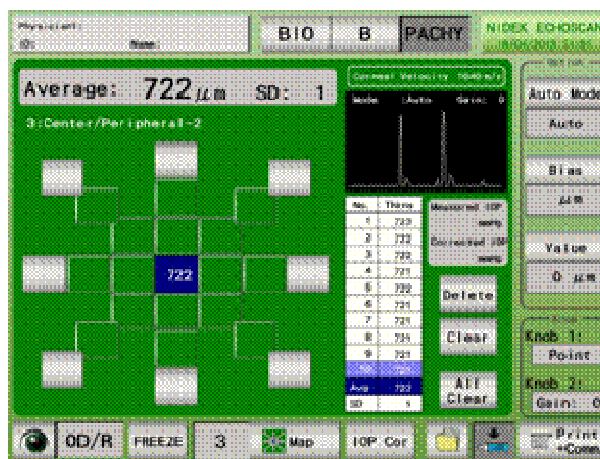
Fantom č.1: Pachymetrie



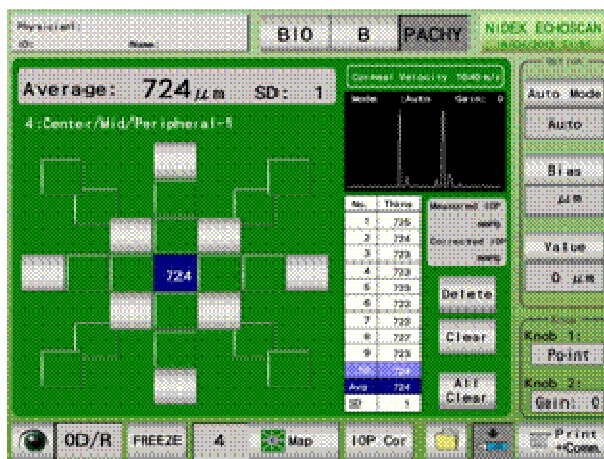
Obr. 97: Pachymetrická mapa 1



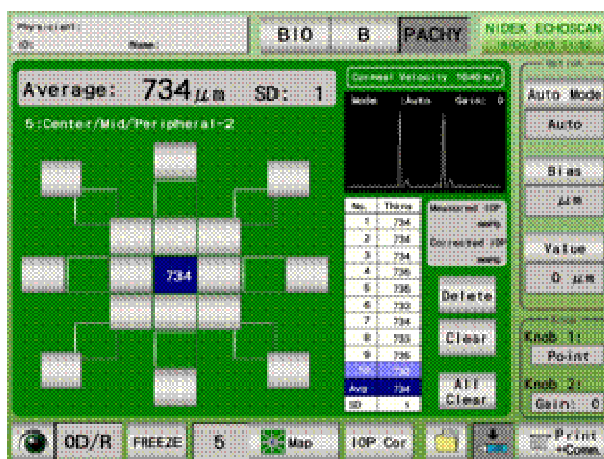
Obr. 98: Pachymetrická mapa 2



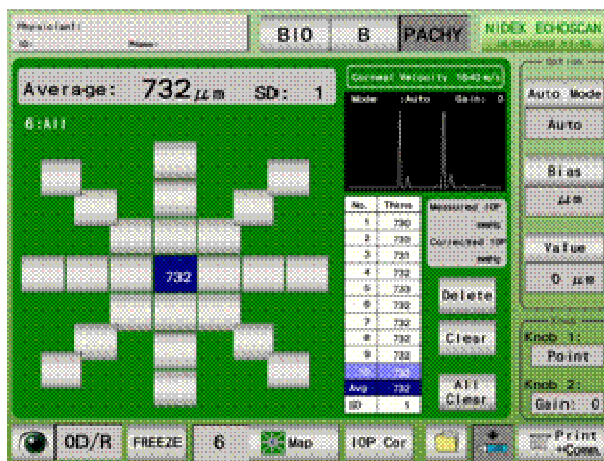
Obr. 99: Pachymetrická mapa 3



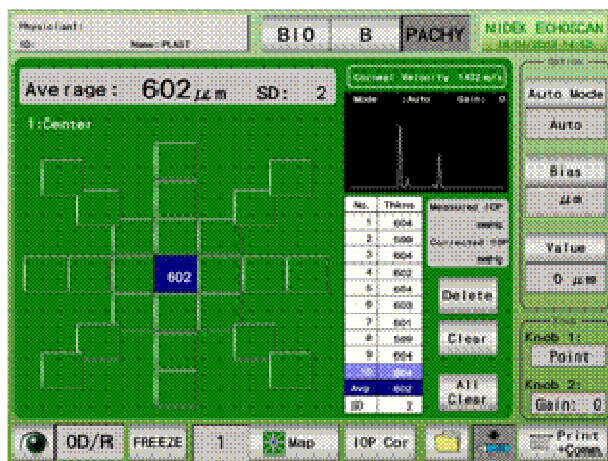
Obr. 100: Pachymetrická mapa 4



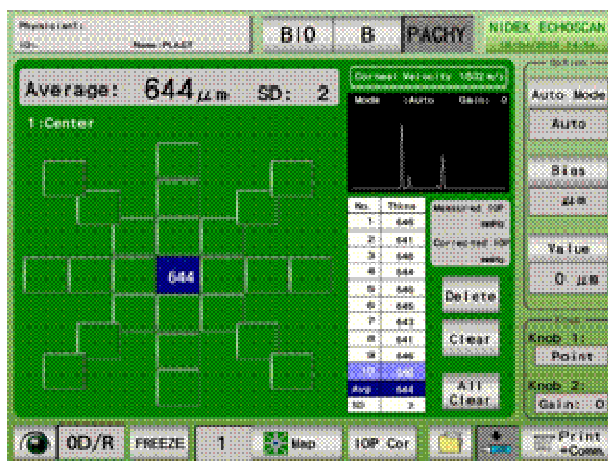
Obr. 101: Pachymetrická mapa 5



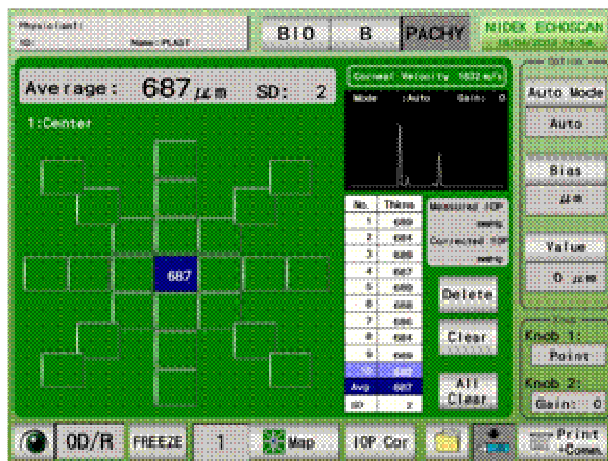
Obr. 102: Pachymetrická mapa 6



Obr. 103: Pachymetrie při rychlosti šíření 1432 m/s

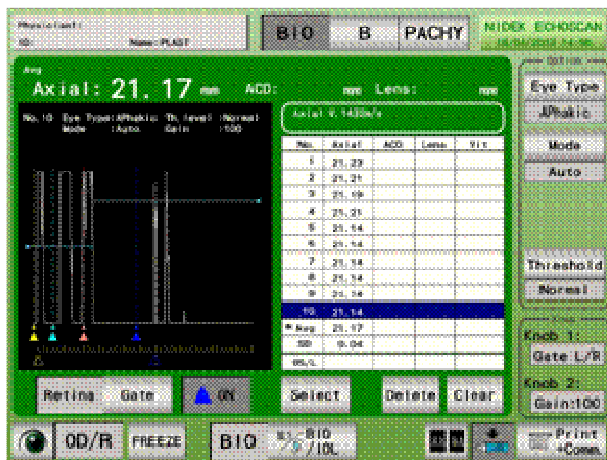


Obr. 104: Pachymetrie při rychlosti šíření 1532 m/s

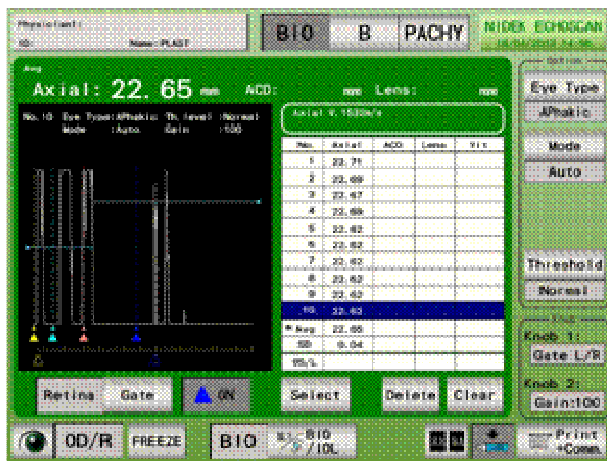


Obr. 105: Pachymetrie při rychlosti šíření 1632 m/s

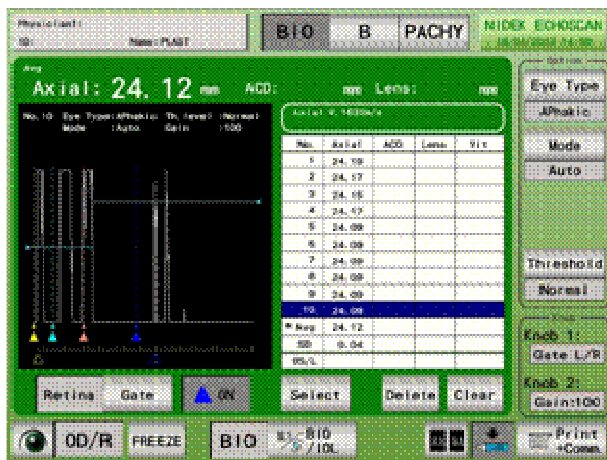
Fantom č.1:Biometrie



Obr. 106: Biometrie fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1432 m/s

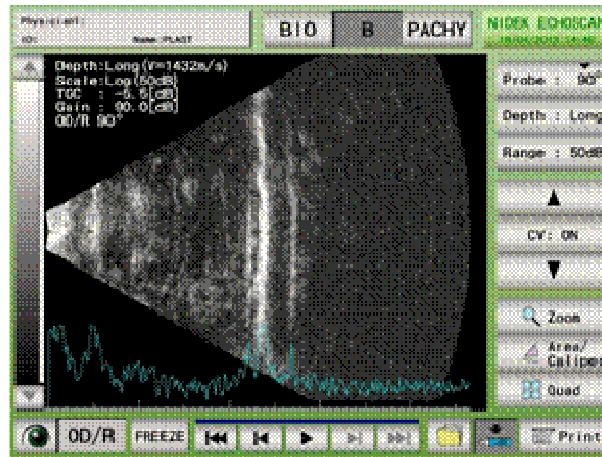


Obr. 107: Biometrie fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1532 m/s

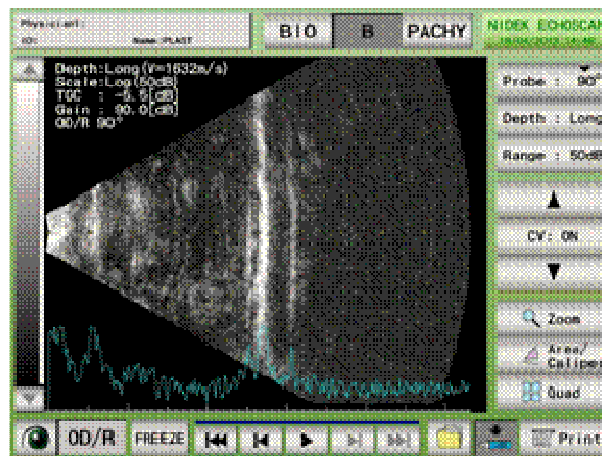


Obr. 108: Biometrie fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1632 m/s

Fantom č.1: B-scan



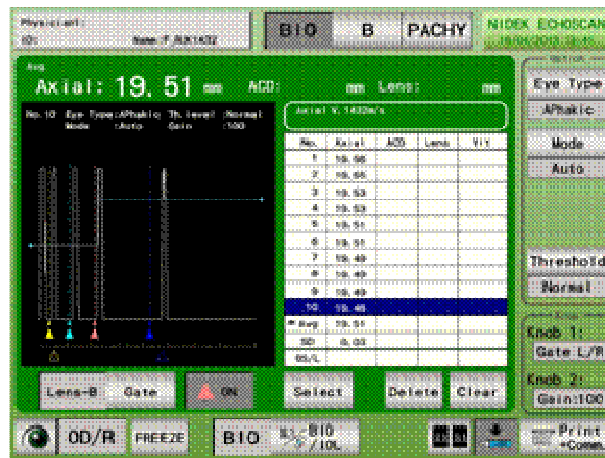
Obr. 109: B-scan fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1432 m/s



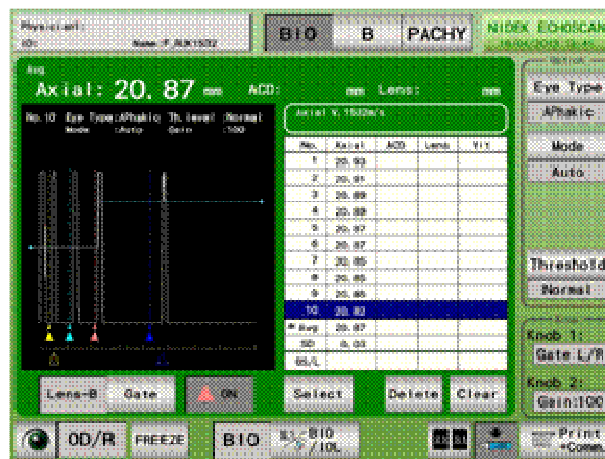
Obr. 110: B-scan fantomu č. 1 při rychlosti šíření 1632 m/s

E. Fantom oka č. 2

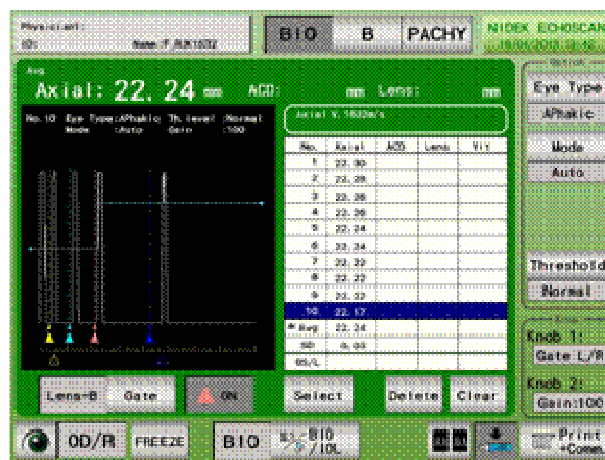
Fantom č. 2: Biometrie



Obr. 111: Biometrie fantomu pro rychlost šíření 1432 m/s

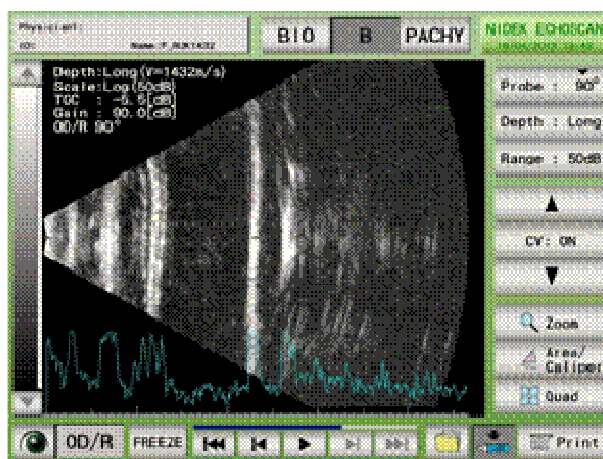


Obr. 112: Biometrie fantomu pro rychlost šíření 1532 m/s

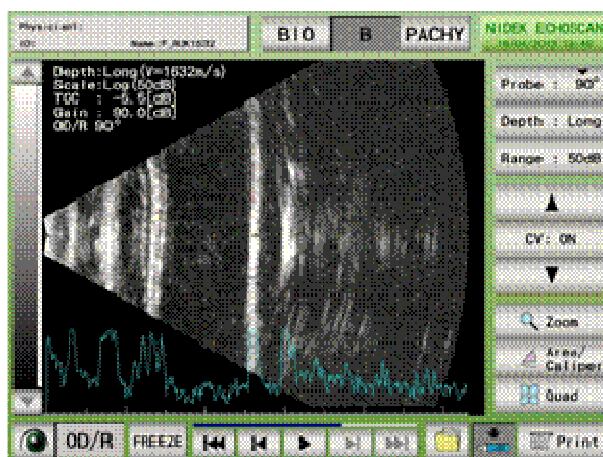


Obr. 113: Biometrie fantomu pro rychlost šíření 1632 m/s

Fantom č. 2: B-scan



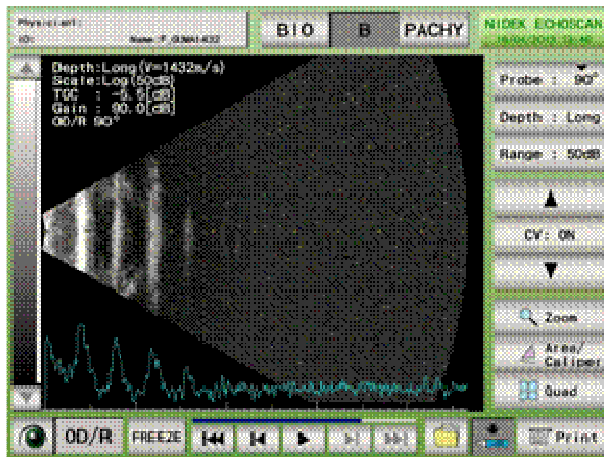
Obr. 114: B-scan fantomu č. 2, při rychlosti šíření 1432 m/s



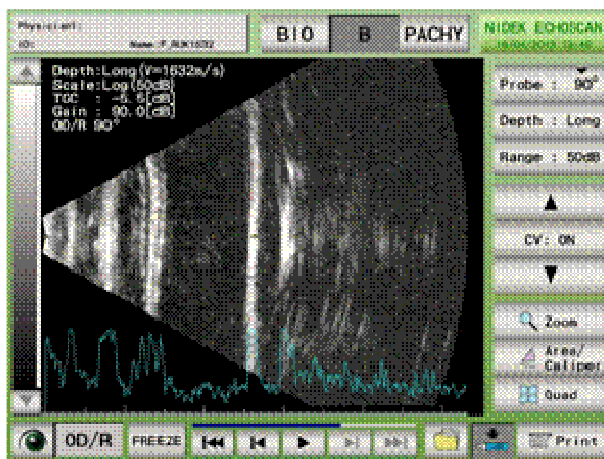
Obr. 115: B-scan fantomu č. 2, při rychlosti šíření 1632 m/s

F. Fantom oka č. 3

Fantom č. 3: B-scan



Obr. 116: B-scan fantomu č. 3, při rychlosti šíření 1432 m/s



Obr. 117: B-scan fantomu č. 3, při rychlosti šíření 1632 m/s

Oftalmologické fantomy pro ultrazvukový systém Nidek 4000

Rychlost šíření ultrazvuku je pro každý materiál jiná v závislosti na hustotě, pružnosti a dalších vlastnostech materiálu. Starší ultrazvukové měřicí systémy pracují pouze s jednou rychlostí šíření. Pokud by se ve zkoumaném objektu vyskytovaly struktury o různých rychlostech, může to mít za následek zkreslení výsledných dat. Cílem cvičení je, na základě měření, popsat vliv různých rychlostí šíření uzv na výsledné hodnoty.

Měření budete provádět na Vámi vyrobených agarózových fantomech a na čtyřech fantomech oka, které jsou k dispozici v laboratoři.

Ovládání Nidek 4000

Pro snadnější obsluhu přístroje připojte footswitch (viz manuál), kterým budete spouštět a vypínat měření. Přístroj ovládejte pomocí dotykového monitoru. Výběr měřicího módu, se provádí na horním okraji monitoru (BIO- biometrie, B- B-scan, Pachy-pachymetrie).

Biometrie: V tomto módu nastavíte potřebný režim měření (A**Phakic**, **Phakic**) v pravém horním rohu obrazovky. Pro změnu rychlosti šíření klikněte na zelené tlačítko *Nidek Echoscans* v pravém horním rohu. Po stisku tlačítka se zobrazí menu, kde v levé části můžete přepsat hodnotu rychlosti šíření. Z menu se dostanete stiskem tlačítka *Exit* vpravo dole. Pro automatickou detekci vzdálenosti odezvy v režimu **A**Phakic**** potřebujete nastavit propust (svislá čárkovaná čára v echogramu). Pod černým polem pro vykreslení echogramu, pomocí tlačítka *Gate*, zvolte propust pro sítnici (modrá barva) a pro rohovku (žlutá barva), které nastavíte na *ON*, ostatní propusti nastavte na *OFF*. Žlutou propust přesuňte na začátek osy a modrou do potřebné vzdálenosti podle velikosti fantomu. Díky tomu se automaticky detekuje první odezva, která se za značkou vyskytne a změří se její vzdálenost. V režimu **Phakic** nastavte všechny propusti na *ON* a umístěte je do potřebných poloh odezev, které mají detekovat. Žlutá (rohovka): první odezva, zelená (přední strana čočky): druhá odezva, růžová (zadní strana čočky): třetí odezva, modrá (sítnice): čtvrtá odezva. Mezi detekovanými odezvami se opět automaticky změří vzdálenost.

B-scan: Rychlost šíření nastavíte opět v menu pod tlačítkem *Nidek Echoscans*. Na základní obrazovce v pravé části nastavte hodnoty *Probe* (úhel zobrazení) na 90° , *Depth* (hloubka zobrazení) na *Long a Range* (intenzita jasu) na *50 dB*. Pro měření vzdáleností

ve výsledném záznamu stiskněte tlačítko *Area caliper* vpravo dole, zobrazí se čtyři kurzory, které můžete posouvat na potřebná místa obrazu.

Pachymetrie: Změna rychlosti šíření opět pod *Nidek Echoscán*. Pachymetrické mapy se mění tlačítkem na dolní straně obrazovky *Map*.

Postup měření

A. Agarózový fantom

1. Připravte si plastovou formu, do které budete odlévat agarózový gel. Případné mezery ve formě utěsněte lepicí páskou. Vyzkoušejte nepropustnost formy obyčejnou vodou a odměřte si, jaké množství gelu budete potřebovat. Vytvořte kvádříky o tloušťce 15 a 25 mm pro dvě koncentrace 3 % a 5 %. Můžete si z každé koncentrace gelu odlít dva velké kvádry, ze kterých si poté vyřezáte dané velikosti fantomů.
2. Namíchejte 3 % a 5 % roztok agarózy v destilované vodě. Např. k výrobě 50 ml 3 % gelu si potřebujete odvážit 1,5 g agarózy a 48,5 g destilované vody.
3. Roztoky zahřívejte v mikrovlnné troubě, dokud se krystalky agarózy nerozpustí. Průběžně promíchejte, aby roztok nezačal vřít a nevytvořily se v něm vzduchové bubliny.
4. Nalijte roztoky do připravených forem a nechte gel zatuhnout (cca. 10-20 min)
5. *Po dobu tuhnutí gelu proved'te měření B*
6. Rychlosti šíření ultrazvuku měňte na 1432, 1532, 1632 m/s a pro každý ze čtyř gelových kvádříků proved'te biometrické měření v režimu APhakic. Na přístroji nastavte mód biometrie (BIO) do režimu APhakic a pro každý fantom proved'te měření pro rychlosti 1432, 1532 a 1632 m/s. Při měření fantom ponořte do nádoby s vodou, do vzdálenosti alespoň 3 cm ode dna, aby nedocházelo k nežádoucím odrazům uzv. Biometrickou sondu přiložte na povrch fantomu a zapněte měření. Snažte se, abyste na echogramu měli pouze dvě odezvy, první, odpovídající začátku fantomu a druhou označující konec fantomu. Naměřené hodnoty si zaznamenejte do tabulky. Měření opakujte dvakrát až třikrát a vypočítejte průměr hodnot.

Rychlost šíření [m/s]	3% koncentrace						Průměr [mm]
	1. měření		2. měření		3. měření		
	15 mm	25 mm	15 mm	25 mm	15 mm	25 mm	
1432							
1532							
1632							

Rychlost šíření [m/s]	5% koncentrace						Průměr [mm]
	1. měření		2. měření		3. měření		
	15 mm	25 mm	15 mm	25 mm	15 mm	25 mm	
1432							
1532							
1632							

- Vyneste graf závislosti rychlosti šíření na naměřených průměrných hodnotách vzdálenosti fantomu o dané koncentraci a dané velikosti, proložte vhodnou regresní přímkou a odečtěte rychlost šíření v gelu, pro reálnou velikost fantomu. Proved'te pro všechny čtyři gely.
- Porovnejte rychlosti pro jednotlivé koncentrace a rozměry. Proč a jak se liší rychlosti šíření v 3 % a 5 % gelu? Proč a jak se liší rychlosti šíření mezi dvěma rozměry gelu o stejné koncentraci?

B. Fyzické fantomy oka

- Na předchystaných fantomech si vyzkoušejte měření pomocí biometrického módu, měňte hodnoty rychlosti šíření ultrazvuku (1432, 1532, 1632 m/s) a pozorujte vliv na výsledné hodnoty. Vyzkoušejte si měření v režimu APhakic i Phakic, za použití propustí jednotlivých odezev.
- Proved'te měření pomocí B-scanu a porovnejte vliv změny rychlosti šíření ultrazvuku s výsledky z biometrického měření
- Proved'te pachymetrické měření na fantomu s odkrytým plastovým plátkem. Měňte rychlosti šíření a pozorujte vliv na výsledky měření. Vyzkoušejte přepínat mezi šesti mapami pachymetrického módu.