



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

STANOVENÍ VLASTNOSTÍ ULTRAZVUKOVÝCH SOND

PROPERTIES OF ULTRASOUND PROBES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MICHAL RUSINA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ, Ph.D.

BRNO 2015



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. Michal Rusina

ID: 133980

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Stanovení vlastností ultrazvukových sond

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principy ultrazvukových zobrazovacích systémů, zaměřte se zejména na technické parametry ultrazvukových sond. 2) Prostudujte způsoby měření parametrů ultrazvukových sond, které lze využít pro jejich kalibraci. 3) Navrhněte postupy pro měření vlastností (prostorové rozlišení, časové rozlišení atd.) vybraných ultrazvukových sond. 4) Navrhněte a implementujte vhodný softwarový nástroj pro zpracování naměřených dat. 5) Proveďte měření na vybraných sondách, uvažujte rovněž různá nastavení a režimy ultrazvukových systémů. 6) Dosažené výsledky vyhodnoťte a porovnejte s parametry, které udává výrobce. Projekt bude realizován ve spolupráci s fakultní nemocnicí Bohunice.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

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

[2] METTER, R.L., BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., Handbook of Medical Imaging,, Volume 1. Physics and Psychophysics, ISBN 9780819477729, 2000.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

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

Abstrakt v českém jazyce

Tato diplomová práce se zabývá měřením vlastností ultrazvukových sond. Ultrazvukové sondy a jejich parametry zásadně ovlivňují kvalitu výsledného zobrazení. Hodnoty parametrů sond se mohou vlivem používání měnit, jelikož může docházet k jejich opotřebení nebo k poškození a výsledné zobrazení již nemusí být korektní. Z těchto důvodů je měření parametrů sond velice důležité. V práci jsou popsány a realizovány možnosti měření prostorového rozlišení, ohniskové zóny, citlivosti sondy a měření délky mrtvé zóny. Pro měření byly použity dva ultrazvukové fantomy. V praktické části byl vytvořen program Mereni_parametru, který umožňuje zjistit hodnoty čtyř uvedených parametrů z nasnímaných snímků fantomu. Dále jsou v práci uvedeny a popsány naměřené hodnoty pro pět ultrazvukových sond. Výsledky pro dvě z těchto sond jsou pak srovnány s parametry, které udávají výrobci.

Klíčová slova v českém jazyce

Ultrazvuk, ultrazvukové sondy, vlastnosti ultrazvukových sond, fantom, kalibrace, prostorové rozlišení, citlivost, ohnisková zóna, mrtvá oblast.

Abstract in English language

This master thesis deals with the measurement properties of ultrasound probes. Ultrasound probes and their parameters significantly affect the quality of the final image. Values of parameters of the probes may change due to their use, because probes may be damaged and the final image may no longer be correct. For these reasons the measurements of parameters of probes are very important. In this master thesis there are described and implemented the possibility of measuring the spatial resolution, focal zone, the sensitivity of the probe and measuring the length of the dead zone. Two ultrasonic phantoms were used for measuring. In the practical part there was created the program called Mereni_parametru, which allows to determine the value of four parameters from captured images of the phantom. Further, there are listed and described measured values for five ultrasonic probes. Results for two of these probes are then compared with the parameters given by the manufacturers.

Keywords in English language

Ultrasound, ultrasound probes, properties of ultrasound probes, phantom, calibration, spatial resolution, sensitivity, focal zone, dead zone.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

RUSINA, M. *Stanovení vlastností ultrazvukových sond: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 87 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Stanovení vlastností ultrazvukových sond“ 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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

.....
podpis autora

Poděkování

Rád bych touto cestou vyjádřil poděkování vedoucímu diplomové práce Ing. Vratislavu Hara-bišovi, Ph.D. za jeho cenné rady a trpělivost při vedení mé diplomové práce. Dále bych rád poděkoval panu MUDr. Ing. Miroslavu Fupšovi a prof. MUDr. Aleši Hepovi CSc. za umožnění měření ve Fakultní nemocnici Brno. Na závěr bych chtěl poděkovat celé mé rodině a přítelkyni za podporu během studia a psaní diplomové práce.

V Brně dne

.....
podpis autora

Obsah

1	Úvod.....	12
2	Teoretická část	14
2.1	Ultrazvuk a jeho fyzikální vlastnosti.....	14
2.1.1	Frekvence a vlnová délka ultrazvuku	14
2.1.2	Rychlost šíření ultrazvuku	15
2.1.3	Akustická impedance	16
2.1.4	Akustický útlum.....	16
2.1.5	Odraz a lom.....	17
2.2	Typy zobrazení (módy)	19
2.2.1	A mód zobrazení	20
2.2.2	B mód zobrazení	20
2.2.3	M mód zobrazení	21
2.3	Ultrazvukový přístroj	21
2.3.1	Zdroje ultrazvukového vlnění	22
2.3.2	Vysílač	23
2.3.3	Přijímač	23
2.3.4	Ultrazvukové sondy	24
2.4	Parametry ultrazvukových sond	26
2.4.1	Rezonanční frekvence	26
2.4.2	Vyřazovací diagram sondy	26
2.4.3	Prostorová rozlišovací schopnost sondy	28
2.4.4	Fokusace svazku ultrazvukového signálu	30
2.4.5	Časová rozlišovací schopnost	31
2.4.6	Citlivost sondy	31
2.4.7	Mrtvá zóna	32
2.5	Kalibrace	32
2.5.1	Kalibrace svislého měření.....	33
2.5.2	Kalibrace vodorovného měření.....	33

3	Praktická část	34
3.1	Použité fantomy.....	34
3.1.1	ATS Multi Purpose Phantom Type 539	34
3.1.2	N-365 Multipurpose Phantom.....	36
3.2	Testované ultrazvukové systémy	38
3.2.1	Ultrazvukový systém Philips ATL HDI 5 000	38
3.2.2	Ultrazvukový systém Philips iE33 xMatrix	39
3.2.3	Ultrazvukový systém SuperSonic Imagine	40
3.2.4	Souhrnné informace testovaných sond	41
3.3	Měření parametrů ultrazvukových sond.....	42
3.3.1	Měření axiálního a laterálního rozlišení pomocí fantomu ATS 539.....	42
3.3.2	Měření prostorového rozlišení pomocí fantomu ATS 539 s využitím FWHM	46
3.3.3	Měření axiálního a laterálního rozlišení pomocí fantomu N-365.....	47
3.3.4	Měření ohniskové zóny	51
3.3.5	Měření citlivosti sondy	53
3.3.6	Měření délky mrtvé zóny	54
3.4	Grafické rozhraní.....	56
3.5	Naměřené výsledky a diskuze	59
3.5.1	Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí fantomu ATS	59
3.5.2	Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí fantomu N-365.....	61
3.5.3	Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí FWHM.....	63
3.5.4	Naměřené hodnoty citlivosti	73
3.5.5	Naměřené hodnoty délky mrtvé zóny	75
3.6	Porovnání výsledku s hodnotami udávanými výrobcí	77
4	Závěr	82
5	Zdroje.....	84
6	Přílohy.....	86

Seznam obrázků

Obrázek 1 Závislost frekvence sondy, rozlišení a penetrace [11].	15
Obrázek 2 Odraz ultrazvukové vlny na rozhraní dvou akustických prostředí [20].	18
Obrázek 3 Lom ultrazvukového vlnění na rozhraní dvou prostředí [20].	19
Obrázek 4 Příklad A, B a M módu zobrazení [1].	20
Obrázek 5 Moderní ultrazvukový přístroj.	21
Obrázek 6 Konstrukce ultrazvukové sondy [2].	25
Obrázek 7 Typy ultrazvukových sond podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu [12].	26
Obrázek 8 Blízká a vzdálená oblast ultrazvukového pole [14].	27
Obrázek 9 Změna tvaru směrové charakteristiky při změně rozměru měniče [21].	28
Obrázek 10 Typy prostorového rozlišení [11].	29
Obrázek 11 Ultrazvukové pole po zaostření ultrazvukového svazku [14].	30
Obrázek 12 Znárodnění oblastí mrtvé zóny a zaostřené zóny [22].	32
Obrázek 13 Schéma definovaných oblastí ve fantomu. A – pole pro měření axiálního a laterálního rozlišení, B – svislá skupina cílů, C - vodorovná skupina pro lineární sondy, D – vodorovná skupina pro sektorové sondy, E – pole pro měření mrtvé zóny, F – válcovité struktury, G – skupina cílů pro měření stupňů šedi [22].	34
Obrázek 14 Fantom N-365, který byl použit pro odlišnou možnost měření prostorového rozlišení [17].	37
Obrázek 15: a) Ultrazvukový systém Philips ATS HDI 5 000, b) lineární sonda L12-5, c) konvexní sonda C5-2 [16].	38
Obrázek 16: a) Ultrazvukový systém Philips iE33 xMatrix, b) sektorová sonda X5-1 [8].	39
Obrázek 17: a) Ultrazvukový systém SuperSonic Imagine, b) lineární sonda SL10-2, c) konvexní sonda SC6-1 [18].	40
Obrázek 18 Příklad snímku oblasti fantomu pro měření axiálního a laterálního rozlišení. Měřeno pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lin. sondy L12-5. (Natavení: Pracovní frekvence 7,5 MHz)	42
Obrázek 19: a) Originální vybraná oblast z fantomu, b) binární reprezentace stejné oblasti.	43
Obrázek 20: a) Příklad jasového profilu pro axiální rozlišení získaného z obrázku 16, b) příklad jasového profilu pro laterální rozlišení.	44
Obrázek 21 Příklad snímku, v jehož binární reprezentaci dochází k chybě.	45
Obrázek 22 Jasový profil mezi prvním a posledním bodem laterální skupiny cílů z obrázku 20 a).	46
Obrázek 23 Oblast fantomu sloužící pro zjištění axiálního a laterálního rozlišení pomocí FWHM.	47

Obrázek 24: a) Jasový profil pro určení axiálního rozlišení pomocí prvního bodu svislé skupiny cílů, b) Jasový profil pro určení laterálního rozlišení pomocí prvního bodu svislé skupiny cílů.	47
Obrázek 25: Příklad nasnímané oblasti fantomu N-365 pro zjištění: a) axiálního rozlišení, b) laterálního rozlišení.	48
Obrázek 26: a) Binární reprezentace snímku s prahem pro první skupinu bodů, b) jasový profil přes první skupinu bodů pro určení axiálního rozlišení.	49
Obrázek 27: a) Binární reprezentace snímku s prahem pro první skupinu bodů, b) jasový profil přes první skupinu bodů pro určení laterálního rozlišení.	49
Obrázek 28: a) originální nasnímaná oblast fantomu pro měření axiálního rozlišení, pomocí lineární sondy L12-5, b) binární reprezentace.	50
Obrázek 29 Jasový profil prvního a druhého bodu skupiny cílů snímku na obrázku 27 a).	50
Obrázek 30 Křivka popisující tvar ultrazvukového svazku [22].	51
Obrázek 31 Příklad zobrazení oblasti fantomu pro měření ohniskové zóny. Měřeno pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.	52
Obrázek 32 Snímek s vyznačeným tvarem ultrazvukového svazku: a) s fokusací nastavenou na 1 cm, b) s fokusací nastavenou na 3 cm.	52
Obrázek 33 Oblast fantomu pro měření citlivost sondy s vyznačenými hodnotami RMSC pro okolí jednotlivých bodů. Snímek pořízen pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.	53
Obrázek 34 Příklad zobrazení oblasti fantomu pro měření délky mrtvé zóny. Měřeno pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.	54
Obrázek 35 Grafické rozhraní programu <i>Merení_parametru</i>	56
Obrázek 36 Hlavní panel sloužící k ovládání programu.	57
Obrázek 37 Detail grafické části programu.	57
Obrázek 38 Tabulková část programu.	58
Obrázek 39 Menu pro přepínání mezi jasovými profily jednotlivých bodů.	58
Obrázek 40 Nápoředa pro výběr bodu v případě stanovování citlivosti sondy.	58

Seznam tabulek

Tabulka 1 Vlastností tkání [3], [20].	17
Tabulka 2 Obecné informace o fantomu a materiálu imitujícího tkáň [22].	35
Tabulka 3 Informace o cílových strukturách [22].	35
Tabulka 4 Válcovité sturktury a struktury pro měření stupně šedi [22].	36
Tabulka 5 Informace o všech testovaných sondách [8], [16].	41
Tabulka 6 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v hloubce 4 cm pro fokusace 3 a 4 cm.	59
Tabulka 7 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v hloubkách 4, 7 a 11 cm pro fokusace 4, 8 a 12 cm.	59
Tabulka 8 Axiální a laterální rozlišení sondy X5-1 v hloubkách 4, 7, 11 a 16 cm pro fokusace 4, 6, 11, 16 cm.	59
Tabulka 9 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v hloubkách 4 a 7 cm pro fokusace 3-4 a 6-7 cm.	60
Tabulka 10 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v hloubkách 4, 7, 11, 16 cm pro fokusace 4, 7, 11 a 16 cm.	60
Tabulka 11 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.	61
Tabulka 12 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.	61
Tabulka 13 Axiální a laterální rozlišení sondy X5-1.	62
Tabulka 14 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.	62
Tabulka 15 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1.	63
Tabulka 16 Axiální rozlišení lineární sondy L12-5 v různých hloubkách pro různé fokusace.	63
Tabulka 17 Laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v různých hloubkách pro různé fokusace.	63
Tabulka 18 Axiální rozlišení konvexní sondy C5-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.	65
Tabulka 19 Laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.	65
Tabulka 20 Axiální rozlišení sondy X5-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.	67
Tabulka 21 Laterální rozlišení sondy X5-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.	67
Tabulka 22 Axiální rozlišení lineární sondy SL10-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.	69

Tabulka 23 Laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.....	69
Tabulka 24 Axiální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.	71
Tabulka 25 Laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.....	71
Tabulka 26 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro lineární sondu L12-5.	73
Tabulka 27 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro konvexní sondu C5-2.....	74
Tabulka 28 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro sondu X5-1.	74
Tabulka 29 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro lineární sondu SL10-2.	74
Tabulka 30 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro konvexní sondu SC6-1.	75
Tabulka 31 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu L12-5.....	76
Tabulka 32 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu SL10-2.....	76
Tabulka 33 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení udávané výrobcem pro sondu L12-5 [16].	77
Tabulka 34 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu L12-5 [16].	77
Tabulka 35 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení udávané výrobcem pro sondu C5-2.	79
Tabulka 36 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu C5-2.....	79
Tabulka 37 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení vypočtené z informací udávaných výrobcem pro sondu SL10-2.	80
Tabulka 38 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu SL10-2.....	80
Tabulka 39 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení vypočtené z informací udávaných výrobcem pro sondu SC6-1.....	81
Tabulka 40 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu SC6-1.	81

Seznam grafů

Graf 1 Transformační charakteristika časově řízeného zesilovače [3].....	24
Graf 2 Vztah mezi naměřenou skutečnou hloubkou bodů	55
Graf 3 Závislost axiálního rozlišení sondy L12-5 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	64
Graf 4 Závislost laterálního rozlišení sondy L12-5 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	64
Graf 5 Závislost axiálního rozlišení sondy C5-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.	66
Graf 6 Závislost laterálního rozlišení sondy C5-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	66
Graf 7 Závislost axiálního rozlišení sondy X5-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.	68
Graf 8 Závislost laterálního rozlišení sondy X5-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	68
Graf 9 Závislost axiálního rozlišení lineární sondy SL10-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	69
Graf 10 Závislost laterálního rozlišení lineární sondy SL10-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	70
Graf 11 Závislost axiálního rozlišení konvexní sondy SC6-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	72
Graf 12 Závislost laterálního rozlišení konvexní sondy SC6-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.....	72
Graf 13 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu L12-5.....	76
Graf 14 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu SL10-2.....	77

1 Úvod

V této diplomové práci jsou popsány principy měření parametrů ultrazvukových zobrazovacích systémů, především se zaměřením na stanovení parametrů ultrazvukových sond. Měření parametrů ultrazvukových sond jsou důležitá, protože parametry a vlastnosti sond se zásadně podílejí na kvalitě výsledného zobrazení. Z tohoto důvodu bylo obsahem práce navržení postupů pro měření vlastností, jakými jsou prostorové rozlišení, ohnisková zóna, mrtvá zóna nebo citlivost sondy a samotné naměření těchto parametrů.

První oddíl teoretické části je zaměřen na popis ultrazvuku a jeho fyzikálních parametrů, na charakteristiku jednotlivých módů zobrazení a na popis části ultrazvukového zobrazovacího přístroje. V této části se nachází vysvětlení a charakteristika základních pojmů jako frekvence a vlnová délka ultrazvuku, rychlost jeho šíření, akustická impedance, akustický útlum a odraz a lom ultrazvukového vlnění. V oddíle, který se věnuje typům zobrazení, jsou popsány principy A, B a M módů zobrazení. Část práce věnující se ultrazvukovému přístroji pak obsahuje popisy zdrojů ultrazvukového vlnění, vysílače, přijímače a popis ultrazvukových sond.

Druhý úsek teoretické části obsahuje vysvětlení a rozbor sedmi parametrů popisujících ultrazvukové sondy. Jedná se o rezonanční frekvenci, vyzařovací diagram sondy, prostorovou rozlišovací schopnost sondy, fokusaci svazku ultrazvukového vlnění, časovou rozlišovací schopnost, citlivost sondy a mrtvou zónu. Dále jsou zde uvedeny dvě možnosti kalibrace, které umožňuje fantom ATS MultiPurposePhantom Type 539.

Praktická část obsahuje informace o fantomu ATS MultiPurposePhantom Type 539 a ultrazvukovém fantomu N-365 Multipurpose Phantom, které byly v práci použity. Dále jsou zde informace o ultrazvukových systémech Philips ALT HDI 5 000 a jeho sondách L12-5 a C5-2, o systému Philips iE3 xMatrix a sondě X5-1, o systému SuperSonic Imagine a sondách SL10-2 a SC6-1, pomocí kterých byly snímky získány.

Následně jsou v praktické části uvedeny postupy pro měření vybraných vlastností ultrazvukových sond. Pro měření axiálního a laterálního rozlišení jsou zde popsány tři způsoby hodnocení naměřených snímků a to způsob s využitím převodu obrazu do jeho binární reprezentace, který slouží pouze jako orientační hodnocení, přístup s využitím vykreslení jasových profilů vždy mezi dvěma body a varianta s využitím výpočtu FWHM. Měření citlivosti sondy je zde realizováno pomocí výpočtu RMS v souvislosti pro kontrast (RMSC). Dále se v praktické části nachází popis analýzy snímku pro zjištění délky mrtvé zóny sondy a znázornění tvaru ultrazvukové svazku.

Další úsek praktické části je věnován seznámení s grafickým rozhraním, které bylo vytvořeno pro snazší ovládání programu. Spolu s popisem tohoto rozhraní je zde zároveň uveden stručný návod pro jeho obsluhu.

Následující kapitola je věnovaná získaným výsledkům a jejich diskuzi výsledků pro jednotlivé sondy a poslední část je zaměřena na srovnání naměřených výsledků s parametry, které udávají výrobci pro sondy L12-5, C5-2, SL10-2 a SC6-1. Srovnání dalších sond nebylo možné, jelikož nebyly k dispozici potřebné informace o sondách.

2 Teoretická část

2.1 Ultrazvuk a jeho fyzikální vlastnosti

Pojmem ultrazvuk se rozumí vysokofrekvenční zvukové vlnění s frekvencemi od 20 kHz až do 1 GHz. Vlnění, která dosahují vyšších frekvencí, se nazývají hyperzvuk. Vlnění s frekvencí od 16 Hz do 20 kHz se nazývá zvuk, který vnímá lidský organismus a nakonec vlnění o frekvencích nižších než 16 Hz se označuje jako infrazvuk. Lidské ucho tedy není schopno ultrazvukové vlny zachytit, avšak tyto vlny mohou být vysílány v paprscích a využívány k zobrazení tkání a útvarů uvnitř těla. Ultrazvukové vlnění využívané diagnostickými přístroji má frekvenci mnohem vyšší než 20 kHz a to přibližně od 2 do 10 MHz [10].

Jelikož je ultrazvuk mechanické vlnění, pro své šíření v prostoru potřebuje částice. Šíření ultrazvuku však není spojeno s přenosem hmoty. Částice pouze kmitají kolem rovnovážné polohy, a díky tomu, že jsou navzájem vázány elastickými silami, se vibrace jedné přenáší na sousední a tak se šíří vzruch prostředím [9]. V lidském těle se pak energie šíří formou vlnění, které může být příčné či podélné a to podle způsobu jakým je ultrazvuk generován a zda částice prostředí mohou kmitat kolem své rovnovážné polohy kolmo či paralelně vzhledem ke směru šíření vlny. V měkkých tkáních a tekutinách se šíří formou podélného vlnění, tedy amplituda kmitů je rovnoběžná se směrem šíření vlny. V kostech se navíc šíří také formou příčného vlnění. Od tkání se ultrazvukové vlnění může odrážet, lámat, rozptylovat a absorbovat [13].

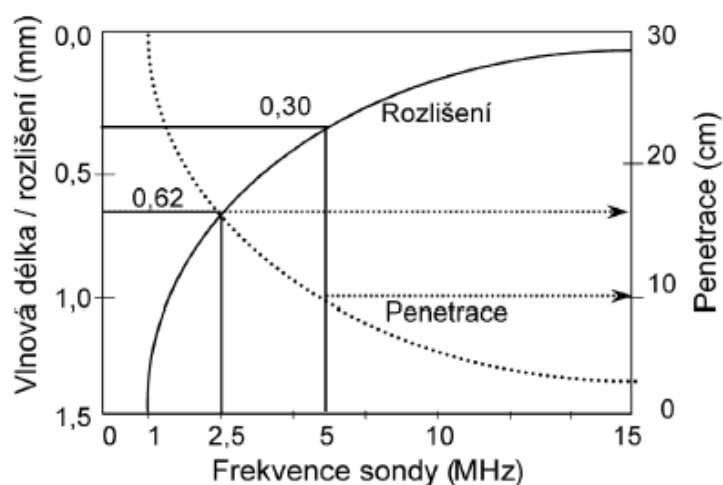
2.1.1 Frekvence a vlnová délka ultrazvuku

V daném prostředí je ultrazvukové vlnění popsáno frekvencí f [Hz], vlnovou délkou λ [m] a rychlostí šíření c [m/s]. Rychlost ultrazvuku v různých tkáních je v širokém rozsahu nezávislá na frekvenci ultrazvukového vlnění. Dá se tedy využít jednoduchý vztah popsaný rovnicí:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1)$$

Z rovnice lze vidět, že s rostoucí frekvencí ultrazvukového vlnění klesá jeho vlnová délka. Pokud by byl, v měkkých tkáních ($c = 1500$ m/s) použit ultrazvuk o frekvenci 2 MHz výsledná vlnová délka by byla 0,75 mm, zatímco pro frekvenci 6 MHz by byla vlnová délka rovna 0,25 mm. Vlnová délka určuje nejkratší vzdálenost mezi dvěma objekty, které se nacházejí na ose svazku a mohou být od sebe odlišeny. Stanovuje tedy limitní prostorovou rozlišovací schopnost. S kratší vlnovou délkou tedy roste rozlišovací schopnost přístroje (obraz na monitoru poskytuje více detailů) a z rovnice 1 potom plyne, že s rostoucí frekvencí roste rozlišovací schopnost. Avšak při použití ultrazvuku o vyšší frekvenci neproniknou paprsky tak hluboko do tkáně. Z těchto důvodů je při vyšetření nutný kompromis a volit vždy sondu, která

generuje co nevyšší frekvenci, při níž ultrazvuk pronikne dostatečně hluboko do tkáně [9], [13]. Závislost frekvence sondy rozlišení a penetrace je uvedena na obrázku 1.



Obrázek 1 Závislost frekvence sondy, rozlišení a penetrace [11].

2.1.2 Rychlost šíření ultrazvuku

Rychlost šíření ultrazvuku ve tkáních je dána rovnicí:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}, \quad (2)$$

kde c je rychlost šíření ultrazvuku vln [m/s],

K je modul pružnosti prostředí [Pa],

ρ je hustota prostředí [Kg/m^3] [13].

Konstrukce ultrazvukových zobrazovacích systému pak vychází z pravidla, že rychlost šíření ultrazvukové vlny je v živých tkáních konstantní a rovná se $1,54 \cdot 10^{-3}$ m/s. Pomocí známé rychlosti vlny ve tkáních se dá spočítat vzdálenost mezi nehomogenitami tkáně. Právě na těchto nehomogenitách dochází k odrazu ech. Vzdálenost nehomogenit od ultrazvukové sondy je pak dána vztahem:

$$a = 0,5 \cdot c \cdot \Delta t, \quad (3)$$

Kde a je vzdálenost nehomogenit od sondy [m],

c je rychlost šíření ultrazvuku v dané tkáni [m/s],

Δt je časový interval mezi vysláním ultrazvukového impulsu a přijetím jeho echa [s] [3].

V tabulce 1 jsou uvedeny příklady tkání a jim odpovídající rychlost šíření ultrazvukové vlny.

Ultrazvuk je také popsán z energetického hlediska a to pomocí intenzity I [W/m^2] nebo pomocí efektivního akustického tlaku p_{ef} [Pa], mezi nimi pak platí vztah:

$$p_{ef} = \sqrt{I \cdot \rho \cdot c}, \quad (4)$$

kde I je intenzita ultrazvukového vlnění [W/m^2],

ρ je hustota daného prostředí respektive tkáně [Kg/m^3],

c je rychlost šíření ultrazvuku v dané tkáni [m/s] [13].

2.1.3 Akustická impedance

Mezi ultrazvukovým vlněním šířícím se ve tkáních a danou tkání dochází k interakcím. Interakce mohou být žádoucí a nežádoucí. Žádoucí interakce se využívají v různých ultrazvukových diagnostických a terapeutických metodách, zatímco nežádoucí interakce z hlediska těchto metod je potřeba kompenzovat. Mezi základní interakce patří odrazení ultrazvukového vlnění na rozhraních dvou prostředí, která se liší ve své akustické impedanci Z [13]. Akustická impedance je jedna z nejdůležitějších veličin charakterizující dané prostředí. Má hlavní vliv na přestup a odraz ultrazvukového vlnění na rozhraní dvou prostředí. Akustická impedance je definována následující rovnicí [3]:

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

kde Z je akustická impedance [$\text{Kg}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$],

c je rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí [m/s],

ρ je hustota daného prostředí respektive tkáně [Kg/m^3] [13].

Příklady hodnot akustické impedance a hustoty prostřední pro určité tkáně jsou uvedeny v tabulce 1.

2.1.4 Akustický útlum

Prochází-li ultrazvuková vlna prostředím, předává část své energie tomuto prostředí ve formě vibrací. Vibrační energie pak může být transformována na jiné druhy energie, například na tepelnou nebo vnitřní energii molekul. Tato transformace energie se nazývá útlum ultrazvukové energie respektive akustický útlum. Samotný popis mechanismu útlumu je pak velice složitý a je ovlivněn fyzikálními i biologickými parametry například tvarem ultrazvukového impulsu, jeho energií, ale také druhem tkáně jejím prokrvením a homogenitou [3].

Akustický útlum se dá pospat rovnicí:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x}, \quad (6)$$

kde I_x je intenzita ultrazvuku ve vzdálenosti x [W/m^2],

I_0 počáteční intenzita [W/m^2],

α je koeficient útlumu [dB/cm]

x je vzdálenost od čela ultrazvukového měniče [m].

Útlum ultrazvuku není diagnostický využíván, z tohoto důvodu je potřeba jej kompenzovat. Tato kompenzace se provádí pomocí speciálního zesilovače (Time Gain Compensation - TGC) viz kapitola 2.3.3 [13].

Experimentálně bylo zjištěno, že velikost koeficientu útlumu je na intenzitě ultrazvuku nezávislá až do intenzity 200 W/cm^2 [3], avšak je závislá na frekvenci použitého ultrazvukového vlnění, tedy s rostoucí frekvencí roste koeficient útlumu, z tohoto důvodu ultrazvukové vlnění o vyšších frekvencích pronikne do menších hloubek [21]. Tabulka 1 obsahuje příklad koeficientu celkového útlumu pro některé tkáně.

Tabulka 1 Vlastností tkání [3], [20].

Médium	Hustota ρ [Kg/m ³]	Rychlost šíření c [m/s]	Akustická impedance Z [10 ⁶ Kg/m ² ·s]	Koeficient útlumu α [dB/cm·MHz]
Vzduch	1,2	330	0,0004	-
Voda	1000	1480	1,48	$2,17 \cdot 10^{-3}$
Játra	1060	1550	1,64	0,45
Krev	1057	1575	1,62	0,14
Sval	1080	1580	1,7	0,57
Tuk	952	1459	138	0,6
Mozek	994	1560	1,55	0,58
Ledvina	1038	1560	1,62	10
Sklivec	1000	1520	1,52	-
Kost	1912	4080	7,8	3,54
Čočky	1142	1620	1,85	-

2.1.5 Odraz a lom

Jestliže ultrazvukové vlnění dopadá na rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích tak část tohoto vlnění prochází do druhého prostředí a část se ho odrazí. V případě, že vlnění prochází do jiného prostředí a nedopadá kolmo na toto prostředí, pak se takové to vlnění láme, a tedy mění svůj směr šíření. Zda dojde k odrazu a k lomu vlnění záleží na rozměrech překážky x a na vlnové délce ultrazvukového vlnění λ [3].

Rozlišují se 3 typy odrazu:

1. $x \gg \lambda$ – Vlnění je odraženo zrcadlově a tvoří se stín.
2. $x \gg \lambda$ – Vlnění se rozptýlí do všech směrů a dopadající vlna je ohnuta okolo překážky.
3. $x \approx \lambda$ – Rozptýlené vlnění závisí na velikosti a charakteristické impedanci objektu.

Velikost odrazu je popsána pomocí amplitudového reflexního koeficientu R . Ten závisí na akustických impedancích dvou prostředí Z_1 a Z_2 . Pokud jsou tyto impedanci shodné, nedo-

chází k odrazu akustických vln. Avšak jsou-li různé, bude docházet k odrazu a amplitudový reflexní koeficient lze vypočítat podle rovnice:

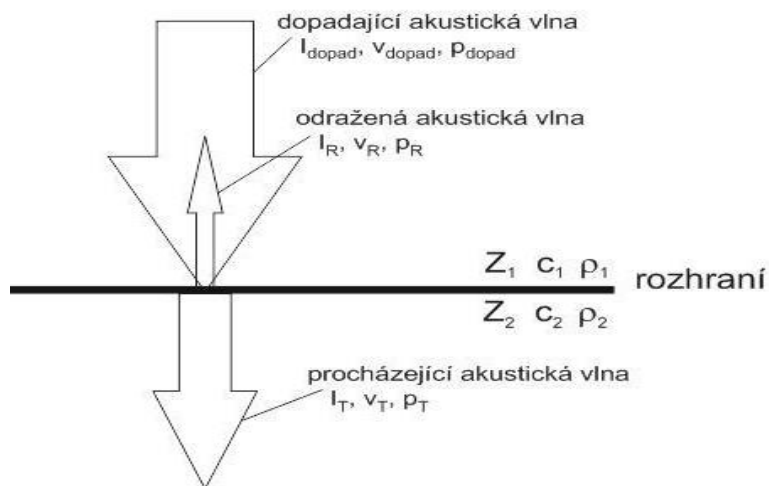
$$R = \frac{Z_2 \cdot \cos \vartheta_i - Z_1 \cdot \cos \vartheta_t}{Z_2 \cdot \cos \vartheta_i + Z_1 \cdot \cos \vartheta_t} \cdot 100, \quad (7)$$

kde R je amplitudový reflexní koeficient [%],

Z_1 a Z_2 jsou akustické impedance prostředí 1 a 2 [$\text{Kg/m}^2 \cdot \text{s}$],

ϑ_i a ϑ_t jsou úhly dopadajícího a odraženého vlnění [$^\circ$].

Z rovnice je tedy patrné, že největší odraz nastane pro vysoké rozdíly mezi akustickými impedancemi prostředí a pro malé úhly dopadu. Na obrázku 2 je grafické znázornění odrazu ultrazvukové vlny pro úhel dopadu 0° [20].



Obrázek 2 Odraz ultrazvukové vlny na rozhraní dvou akustických prostředí [20].

Jak bylo uvedeno výše, ultrazvukové vlnění, které nedopadá na rozhraní dvou prostředí kolmo, se na tomto rozhraní láme. Tento jev je popsán pomocí Snellova zákona, obdobně jako lom světla.

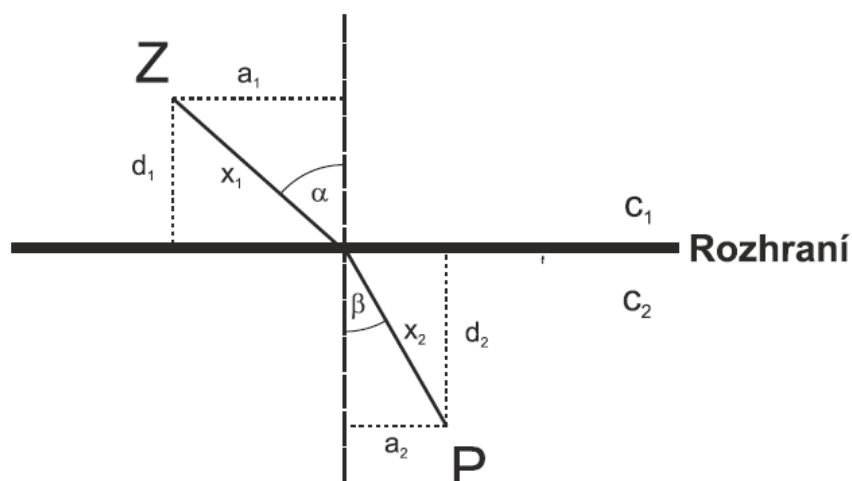
$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} = n_{1,2}, \quad (8)$$

kde α a β jsou úhly dopadu a lomu [$^\circ$],

c_1 a c_2 jsou fázové rychlosti ultrazvuku v prvním a druhém prostředí [m/s],

$n_{1,2}$ je index lomu [-].

Na obrázku 3 je znázorněn lom ultrazvukového vlnění na rozhraní dvou prostředí [20].



Obrázek 3 Lom ultrazvukového vlnění na rozhraní dvou prostředí [20].

2.2 Typy zobrazení (módy)

Ultrazvuku, který je generovaný v krátkých impulsech, se využívá v diagnostických metodách a to především v metodách zobrazovacích. Tato kapitola je věnována různým typům (módům) zobrazení.

Základní dělení:

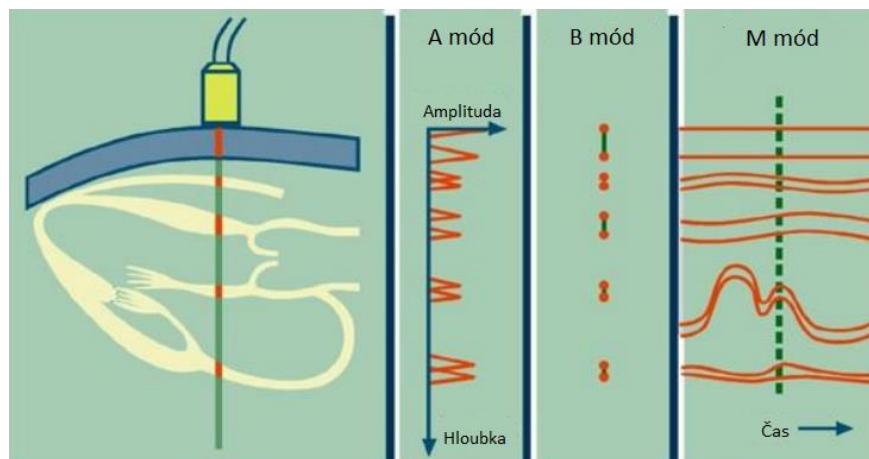
- 1) **Metody prozařovací** – tyto metody se dnes už prakticky nepoužívají
- 2) **Metody odrazové:**
 - a) A mód zobrazení.
 - b) B mód zobrazení.
 - c) TM mód zobrazení [3].

Další části této kapitoly budou zaměřeny na metody odrazové a na detailnější popis jednotlivých módů. Při využití odrazových metod je sondou vysílán krátký ultrazvukový impuls do dané oblasti tkáně. Tento impuls se na rozhraní různých akustických odporů (akustických impedancí viz kapitola 2.1.3) odráží ve formě ech a vrací se zpět k sondě. Vzdálenost čela sondy od rozhraní je dána dobou běhu ultrazvukového impulsu [7].

Tvar výsledného echa je pak závislý na rychlosti změny vlnového odporu rozhraní, na směrovém diagramu sondy a jeho orientaci vůči rozhraní, na typu rozhraní (pravidelné nepravidelné). Rozlišovací schopnost systému je pak kromě jiného dána také tvarem vysílaného ultrazvukového impulsu [7].

2.2.1 A mód zobrazení

A zobrazení vychází z amplitudové modulace signálu. Echa, která jsou odrazená na rozhraní, jsou zachycena sondou a zobrazena na monitoru ve formě elektrických impulsů osciloskopu [6]. Tyto impulsy jsou zaznamenány v čase, tedy na časové ose, která odpovídá jednotkám vzdálenosti (předpokladem je konstantní rychlost šíření ultrazvuku ve tkáních). Velikost amplitudy jednotlivých impulsů pak vypovídá o intenzitě odražených ultrazvukových vln. Z tohoto zobrazení lze tedy zjistit vzdálenosti jednotlivých akustických rozhraní a množství odražené akustické energie. Na obrázku 4 je uveden příklad A módu zobrazení. Metoda A módu zobrazení byla jedním z prvních uplatnění ultrazvuku v medicíně, kdy se pomocí ní měřili vzdálenosti jednotlivých optických rozhraní v oku. Dnes se využívá především v technických aplikacích [13].



Obrázek 4 Příklad A, B a M módu zobrazení [1].

2.2.2 B mód zobrazení

Jak bylo uvedeno v předchozí kapitole v A módu se informace zobrazuje pomocí amplitudové modulace, nic však nebrání tomu, aby vyjádření informace pomocí jasové modulace a právě tak je to u B módu [3]. V B módu jsou odražené ultrazvukové vlny (echa) zobrazeny na monitoru jako pixely (body) o různém jasů. Poloha těchto bodů má stejný význam jako v A zobrazení, odpovídá tedy poloze impedančních rozhraní, na kterých došlo k odrazu. Velikost intenzity odražených vln je pak v obraze dána velikostí jasů a to většinou tak, že čím je intenzita odražené vlny větší, tím je jas daného bodu vyšší [13]. Na obrázku 4 je uveden příklad vzniku B zobrazení pro jeden svazek ultrazvukového vlnění.

Pro získání 2D obrazu je potřeba vhodně pohybovat s vyřazovaným svazkem, například rovnoběžně se směrem původního svazku, v tomto případě se jedná o mechanickou rotaci jednoho ultrazvukového měniče v rovině zobrazení. Druhý způsob je elektronicky. Zde se využije sonda, která obsahuje několik miniaturních měničů, jejichž vzájemná synchronizace a uspořádání určují výsledné ultrazvukové pole. Elektronické sondy pak umožňují více variant

generovaného ultrazvukového pole [3]. Téma ultrazvukových sond bude více rozvinuto v kapitole 2.3.4 ultrazvukové sondy. 2D zobrazení je vlastně sekvence vzájemně posunutých B zobrazení, avšak kvůli vysoké rychlosti rotace jednoho měniče u mechanických sond a rychlého elektrického přepínání v případě sond s více měniči se tak zobrazení 2D nejeví. Výsledný obraz se pak jeví jako obraz celé roviny řezu vytvořený najednou, z tohoto důvodu se místo 2D zobrazení často používá pojem „real image“ [13].

2.2.3 M mód zobrazení

M zobrazení bývá někdy označováno jako TM (time motion) zobrazení, tedy zobrazení s časovým rozvojem [3]. Toto zobrazení je modifikací B zobrazení a slouží k pozorování pohybujících se struktur. Účelem této metody je zobrazení vymezené plochy pohybující se struktury v závislosti na čase. Nejčastěji se toto zobrazení používá v echokardiografii při sledování pohybu srdečních chlopní [13]. Příklad tohoto zobrazení je uveden na obrázku 4.

2.3 Ultrazvukový přístroj

Ultrazvukový přístroj se skládá s mnoha komponent. Dnes již většina přístrojů obsahuje obrazovku (nejčastěji LCD monitor), klávesnici, panel pro ovládání ultrazvukových pulsů a pro modifikaci výsledného obrazu a samozřejmě také různý počet sond. Mezi další komponenty patří tiskárna. Ta může být zabudovaná v přístroji nebo exténní. Poslední, ale ne méně důležitou součástí je disk, na který je možné výsledky uložit. Příklad moderního ultrazvukového přístroje je znázorněn na obrázku 5.



Obrázek 5 Moderní ultrazvukový přístroj.

2.3.1 Zdroje ultrazvukového vlnění

V diagnostických aplikacích se pro příjem a generování ultrazvukového vlnění využívají piezoelektrické měniče. Tyto měniče jsou zabudovány v sondě. Existuje několik typů měničů, například krystalické (křemen), keramické (barium titanáty) nebo polovodičové (sirič kademnatý). Piezoelektrické měniče pracují na základě přímého a nepřímého piezoelektrického jevu a jsou schopny pracovat v rozsahu od 100 kHz do 100 MHz. Přímý piezoelektrický jev popisuje vznik elektrických nábojů na plochách měniče při jeho namáhání v tlaku, tahu, ohybu. Nepřímý piezoelektrický jev popisuje vznik mechanických deformací vlivem působícího elektrického pole [7].

Piezoelektrický jev je popsán několika koeficienty. Pro popis nepřímého piezoelektrického jevu se nejčastěji používá piezoelektrický součinitel d_{ij} . Tento koeficient udává změnu rozměrů měniče v závislosti na intenzitě elektrického pole E a daném napětí U_v na elektrodách měniče, a to podle následujícího vztahu:

$$d_{ij} = \frac{\Delta l}{U_v}, \quad (9)$$

Kde d_{ij} je piezoelektrická nábojová konstanta [m/V],

Δl je změna vzdálenosti [m],

U_v je velikost připojeného napětí na elektrodách [V] [4].

Další z veličin je piezoelektrická deformační konstanta. Ta slouží pro popis přímého piezoelektrického jevu. Je definována pomocí napětí naprázdno U_p na elektrodách měniče při deformaci Δl podle vztahu:

$$h_{ij} = \frac{U_p}{\Delta l}, \quad (10)$$

kde h_{ij} je piezoelektrická deformační konstanta [V/m],

Δl je změna vzdálenosti [m],

U_p je napětí naprázdno [V] [4].

Dvě výše uvedené konstanty se následně využívají k výpočtu elektromechanického faktoru. Tato veličina se značí jako k_{ij} udává se v druhé mocnině a vyjadřuje schopnost daného měniče přeměnit elektrickou energii na mechanickou a opačně. Je dán vztahem:

$$k_{ij}^2 = d_{ij} \cdot h_{ij} \quad (11)$$

kde k_{ij}^2 je druhá mocnina elektromechanického faktoru [-],

d_{ij} je piezoelektrická nábojová konstanta [m/V],

h_{ij} je piezoelektrická deformační konstanta [V/m] [4].

2.3.2 Vysílač

Režim vysílání je velice krátký časový interval během, kterého generuje vysílač elektrický impuls. Tento impuls je pak přes přepínač vysílání-příjem přiveden na ultrazvukový měnič, kde se na základě nepřímého piezoelektrického jevu přeměňuje elektrická energie na energii ultrazvukové vlny (na mechanickou energii). Funkcí přepínače je v režimu vysílání blokovat vstup přijímače [3].

V dnešní době je ultrazvukový měnič nejčastěji buzen krátkým strmým impulsem s potřebnou opakovací frekvencí, která je dána maximálním dosahem ultrazvukového zobrazovacího systému. Opakovací frekvence tak určuje maximální dosažitelnou hloubku, ze které budou získány data pro výsledný obraz. Vzdálenost impulsů tedy musí být dostatečná na to, aby se impulsy stihly dostat do požadované oblasti a vrátit zpět, před tím než je vyslán další impuls. Například pro snímání z hloubky 15 cm, při rychlosti ultrazvukové vlny ve tkáních 1540 m/s je potřeba nastavit opakovací frekvenci na 5 133 Hz, jelikož vlna musí projít tam a vrátit se zpět musí stihnout urazit 30 cm. Nevýhodou této metody buzení je nutnost přesného nastavení zpoždovacích linek pro sondy s různými frekvencemi [3].

2.3.3 Přijímač

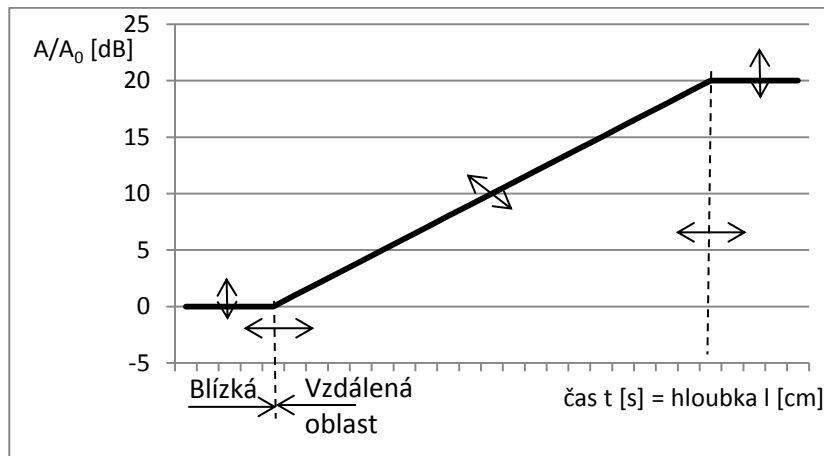
V režimu příjmu slouží sonda jako přijímač ultrazvukové energie. Jedná se o mnohem delší časový interval, který je dán požadovanou hloubkou vniku ultrazvukové vlny. Jak již bylo uvedeno v kapitole 2.2, na akustických rozhraních tkání dochází k odrazu ultrazvukové vlny a tato vlna se šíří zpět k sondě, kde je detekována jako odražené echo [24].

Na přijímač jsou kladeny vysoké nároky, které vyplývají z činnosti celého systému. Je potřeba zpracovávat impulsní signál s vysokou amplitudovou dynamikou, nesmí docházet k zahlcení přijímače po příjmu velké amplitudy. Dále je zde požadavek na velkou šířku přenášeného pásma. Jelikož se požaduje zobrazení i malých echosignálů je potřeba zajistit velmi nízký šum a vysoký zisk (minimálně 100 dB). Dále je požadován nelineární tvar převodní charakteristiky, aby byl kompenzován útlum [3].

V kapitole 2.1.4 bylo uvedeno, že ultrazvuková vlna je průchodem tkání tlumena. Pokud budou v prostoru umístěna dvě naprosto stejná akustická rozhraní, ale v různé vzdálenosti od povrchu bude se amplituda těchto dvou odražených ech lišit. Bez jakékoli úpravy by jasová modulace nesla informaci jak o rozdílu akustických impedancí, tak o hloubce uložení zobrazovaného rozhraní. Takový obraz by však byl těžko vyhodnotitelný. Z tohoto důvodu musí přijímač obsahovat zesilovač, který má převodní charakteristiku inverzní k charakteristice útlumu ultrazvukové vlny [3].

Rozlišují se dva typy zesilovačů využívaných v přijímači. Prvním typem je zesilovač s časově řízeným zesílením (Time Gain Compensation - TGC). Tento typ je používán nejčast-

těji. Jedná se o nelineární transformaci na základě řídicího napětí. Řídící funkce se pak dá regulovat alespoň ve 4 parametrech a to v posunu prahu mezi blízkou a vzdálenou oblastí ultrazvukové sondy, zesílení v blízké a vzdálené oblasti sondy, sklon transformační charakteristiky. Příklad takovéto transformační funkce je uveden v grafu 1. Zesilovač pracuje podle jednoduchého principu a to tak, že nejvíce budou zesíleny ty impulsy, které přišly s největším zpožděním, tedy se odrazily z největší hloubky. Takovéto impulsy jsou nejvíce negativně ovlivněny akustickým útlumem [3].

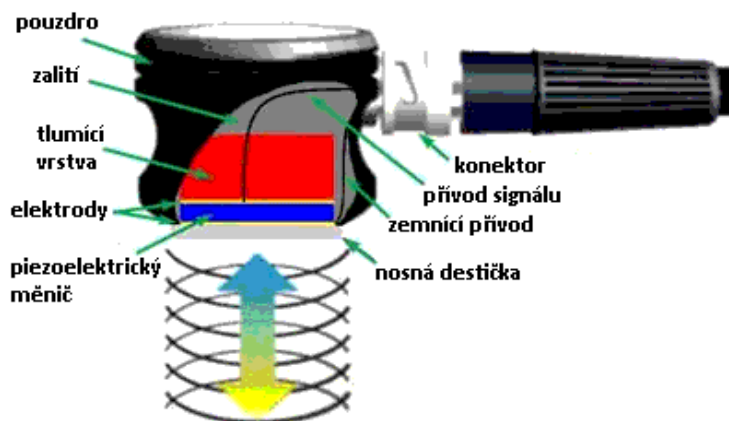


Graf 1 Transformační charakteristika časově řízeného zesilovače [3].

Druhým typem je pak zesilovač amplitudově řízený. Typickým příkladem takovéhoto zesilovače je zesilovač s logaritmickou transformační charakteristikou. V tomto případě vstupní signály nižší úrovně než určité U_m budou zesilovány lineárně s vysokým zesílením. Signál mezi napětími U_m a U_v budou zesilovány logaritmicky a nejvyšší echosignály budou zesilovány lineárně ale s malým zesílením [3].

2.3.4 Ultrazvukové sondy

Sonda se skládá z tenkého piezoelektrického měniče, po jehož obou stranách jsou napařeny elektrody. V režimu vysílání přichází na elektrody vysokofrekvenční signál. V režimu příjmu je snímán potenciálový rozdíl z obou elektrod a získáváme elektrický signál, který nese informaci potřebnou k vytvoření výsledného obrazu. Režimu příjmu a vysílání se věnovaly předchozí dvě kapitoly. Na obrázku 6 je zobrazena ultrazvuková sonda. Sonda se skládá z pouzdra, ke kterému je připojen konektor. Přes konektor k elektrodám vede elektrický vodič pro přívod a odvod signálu. Dále se zde nachází tlumivá vrstva. Její funkcí je zabránit mechanickým vlnám, aby se šířily do oblasti sondy, kde by akorát rušili užitečný signál, který přichází z pacienta [3].



Obrázek 6 Konstrukce ultrazvukové sondy [2].

Typy ultrazvukových sond podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu:

1. Mechanická sonda

Tento druh sondy se nacházel v počátcích využívání ultrazvuku pro zobrazení. V sondě je přítomný pouze jeden piezoelektrický měnič, a k vychylování svazku dochází mechanicky [19]. Na obrázku 7 první schéma.

2. Lineární sonda

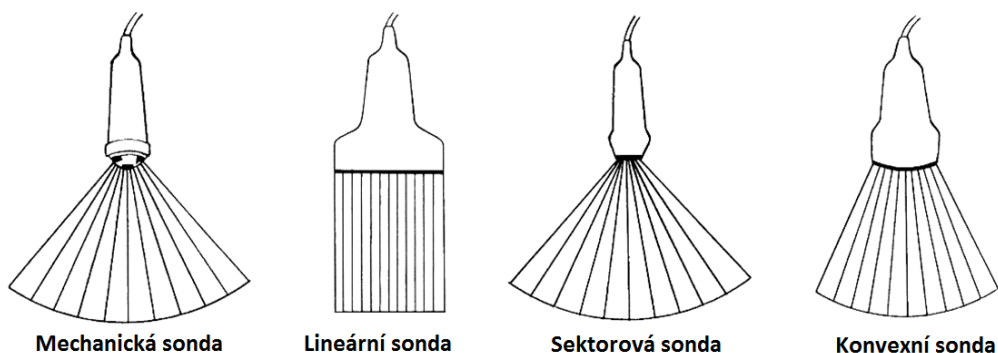
Skládá se z piezoelektrických elementů, kterých v této sondě může být až 400. Současně jich však funguje jen několik [19]. Měniče jsou uspořádány vedle sebe v jedné řadě. U lineární sondy odpovídá počet vertikálně zobrazovaných řádků počtu měničů [12]. Hustota vlnění a šíře obrazu je v každé hloubce konstantní. Mezi hlavní výhody této sondy patří dobré prostorové rozlišení na malé vzdálenosti, z tohoto důvodu se využívá vyšších frekvenčních pásem (5 – 10 MHz) [23]. Na obrázku 7 druhé schéma.

3. Sektorová sonda

Má měniče uspořádané do krátké lineární řady. Všechny měniče jsou buzeny současně, avšak s různou fází. U sektorové sondy dochází k elektronickému vychylování svazků s úzkou základnou. Sonda obvykle pracuje ve frekvenčním pásmu 2 – 3 MHz [12]. Výsledný obraz je vějířovitý, v blízkosti sondy je úzký a směrem od sondy se rozšiřuje. Tato sonda se využívá pro zobrazení míst s omezeným přístupem, například v kardiologii při zobrazení z mezižeberního prostoru [23]. Na obrázku 7 třetí schéma.

4. Konvexní sonda

Sonda má měniče uspořádané do konvexně vyklenuté řady [12]. Jedná se o smíšený typ lineární a sektorové sondy. Výsledný obraz má tvar mezikruží. Konvexní sonda je využívána pro sonografii břicha s frekvencemi od 2,5 MHz do 5 MHz [23]. Na obrázku 7 čtvrté schéma.



Obrázek 7 Typy ultrazvukových sond podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu [12].

2.4 Parametry ultrazvukových sond

Tyto parametry slouží k popisu jednotlivých ultrazvukových sond. Další podkapitoly se budou věnovat jednotlivým parametrům.

2.4.1 Rezonanční frekvence

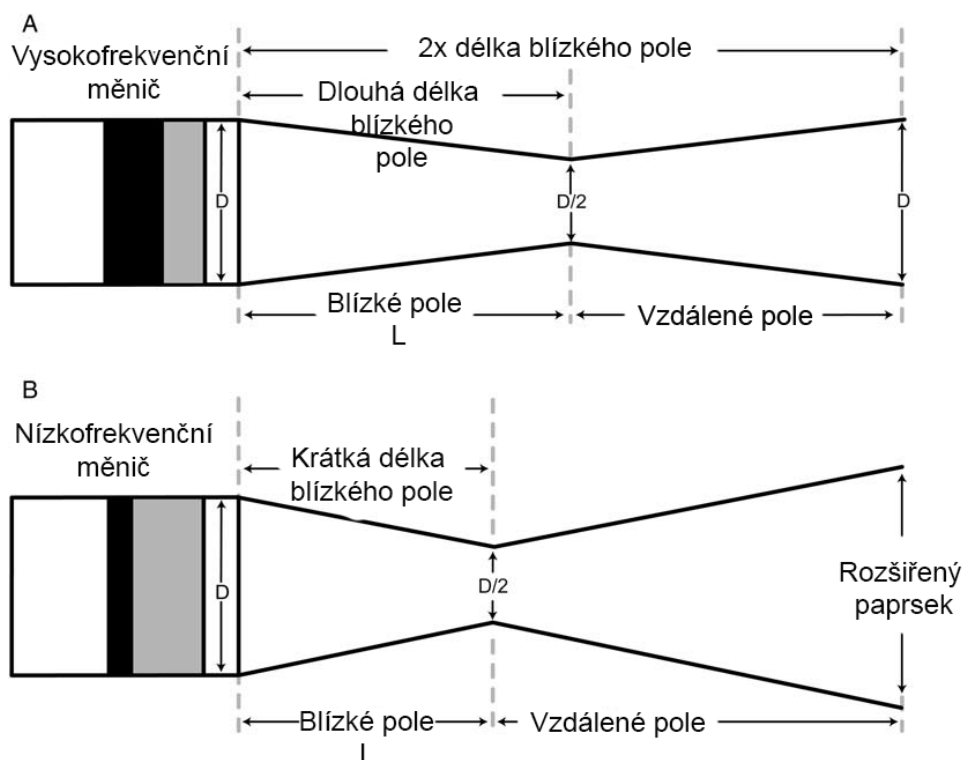
Jedním z parametrů popisujících ultrazvukovou sondu je rezonanční frekvence. Rezonanční frekvence je dána tloušťkou ultrazvukového měniče. Aby rezonance nastala, musí být tloušťka měniče rovna polovině vlnové délky. U sondy se požaduje co největší prostorová rozlišovací schopnost. Té se dá dosáhnout zvolením co nejkratších impulsů v režimu vysílání. Dalším požadavkem je co největší citlivost v režimu příjmu, díky vysoké citlivosti lze vyhodnotit i nejmenší odraženou ultrazvukovou energii. Problémem je, že tyto požadavky jsou protichůdné. Krátké impulsy požadují velkou šířku pásma rezonančního obvodu vysílače, ale v důsledku velké šířky pásma je činitel jakosti obvodu malý a podíl šumové složky signálu roste. Velká citlivost naopak požaduje velké převýšení rezonanční charakteristiky, které je přímo úměrné činiteli jakosti. Z hlediska správné funkce sondy je tedy potřeba najít kompromis při volbě činitele jakosti rezonančního obvodu, tak aby došlo k zajištění co největší prostorové i energetické rozlišovací schopnosti [3].

2.4.2 Vyřazovací diagram sondy

Další vlastnost sondy, která ovlivňuje výsledný obraz je tvar vyřazovacího diagramu sondy, který ovlivňuje dosažení prostorové rozlišovací schopnosti ultrazvukového systému [3]. Vyřazovací diagram měniče také popisuje prostorovou distribuci vyzařované ultrazvukové energie při vysílání a prostorovou distribuci oblasti příjmu při režimu příjmu. Pole, které generuje měnič, se rozděluje na dvě základní části: blízké (takzvané Fresnelovo) a vzdálené (takzvané Fraunhoferovo) pole, zobrazeno na obrázku 8 [24].

Dělení na tato dvě pole je dáno průběhem akustického tlaku v ose měniče. Hladina intenzity v blízkém poli je typická řadou nehomogenit a rychlost částic sleduje akustický tlak se zpožděním o 90° . Právě z těchto důvodů není možné blízkou vzdálenost využít k diagnostickým účelům. Fresnelova vzdálenost se používá v terapii [3].

Naopak ve vzdáleném poli je rychlost částic ve fázi s akustickým tlakem a hladina intenzity rovnoměrně klesá. Tato oblast se využívá v ultrazvukové diagnostice [3].



Obrázek 8 Blízká a vzdálená oblast ultrazvukového pole [14].

Hranici mezi oběma oblastmi tvoří poloha posledního maxima akustického tlaku v ose měniče L [m]:

$$L = \frac{D^2}{4 \cdot \lambda} \quad (12)$$

kde D je průměr kruhového měniče [m],

λ je tloušťka měniče [m].

Na poměru D/λ dále závisí i tvar směrových charakteristik kruhových měničů. Pro vyšší hodnoty tohoto poměru budou charakteristiky „směrovější“. Poloha a tvar postranních částí vyzářovacího diagramu závisí na kvalitě akustické vazby na prostředí a na zvoleném způsobu tlumení měniče v sondě. Na obrázku 9 je zachycena změna tvaru směrové charakteristiky v závislosti na změně geometrických rozměrů.

Hlavní lalok je vymezen úhlem $\pm \theta$ [°]. Pro tento úhel platí rovnice:

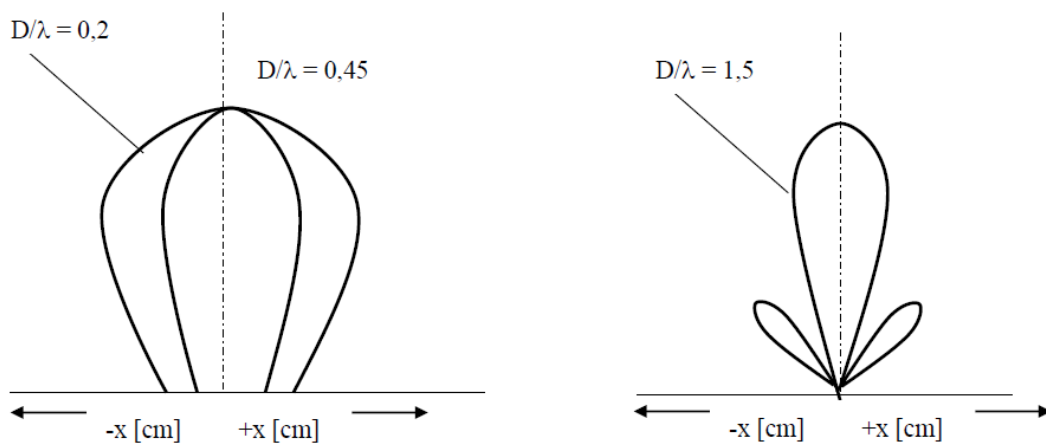
1. V případě kruhového měniče: $\sin\vartheta = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{D}$
2. V případě čtvercového měniče: $\sin\vartheta = \frac{\lambda}{b}$,

kde λ je tloušťka měniče [m] (nastavená na hodnotu poloviny vlnové délky),

D je průměr kruhového měniče [m],

b je délka hrany vyzařující plochy [m].

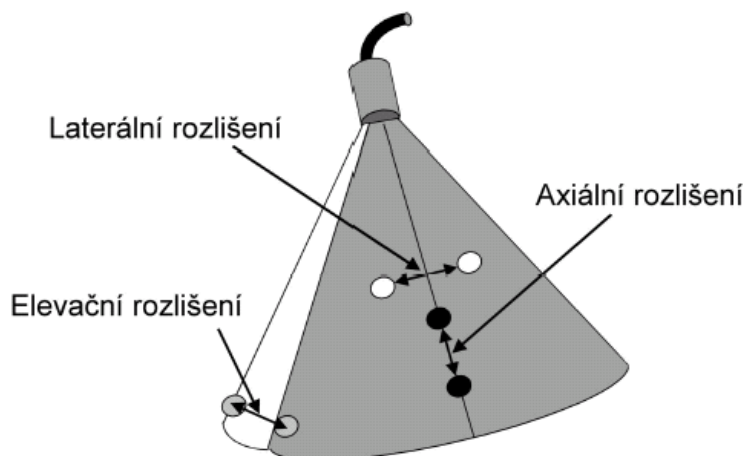
Tento vztah je označován jako Fraunhoferova formule. Z této formule vyplývá fakt, že pokud zvolíme pro danou aplikaci sondu s vhodným průměrem (1 – 30 mm), lze výslednou směrovou charakteristiku ovlivnit volbou pracovní frekvence (1 - 16 MHz) měničů dané sondy, tedy vhodnou tloušťkou sondy [3].



Obrázek 9 Změna tvaru směrové charakteristiky při změně rozměru měniče [21].

2.4.3 Prostorová rozlišovací schopnost sondy

Prostorové rozlišení definuje čistotu obrazu. Popisuje schopnost ultrazvukového zobrazovacího systému zobrazit 2 body, které leží těsně vedle sebe, jako jednotlivé [9]. Pokud má přístroj malou rozlišovací schopnost tak malé struktury ležící blízko u sebe budou zobrazeny jako jedna [22]. Schopnost ultrazvukového zobrazovacího systému rozlišovat mezi dvěma body ve tkáni v určité hloubce se nazývá axiální rozlišovací schopnost. Rozlišovací schopnost v rovině kolmé na čelo sondy se nazývá laterální rozlišovací schopnost [14]. Dále se také definuje elevační rozlišení. Jedná se o schopnost rozlišit dvě roviny ležící pod nebo nad zobrazovanou tomografickou rovinou. Toto rozlišení závisí na frekvenci a geometrii svazku [11]. Na obrázku 10 jsou uvedeny typy prostorového rozlišení definované pro ultrazvukový zobrazovací systém.



Obrázek 10 Typy prostorového rozlišení [11].

2.4.3.1 Axiální (hloubková) rozlišovací schopnost

Jedná se o rozlišení podél osy ultrazvukového svazku. Axiální rozlišení je určeno délkou pulsu, je tím větší, čím je délka pulsu menší [14]. Z rovnice 1 je patrné, že délka pulsu je dána pracovní frekvencí ultrazvukového přístroje. Přístroj s vyšší pracovní frekvencí, má tenký piezoelektrický měnič a generuje pulsy o kratších vlnových délkách, z tohoto důvodu takovýto přístroj dosahuje lepšího axiálního rozlišení. Vlnová délka je rovna dvojnásobku tloušťky piezoelektrického měniče [14].

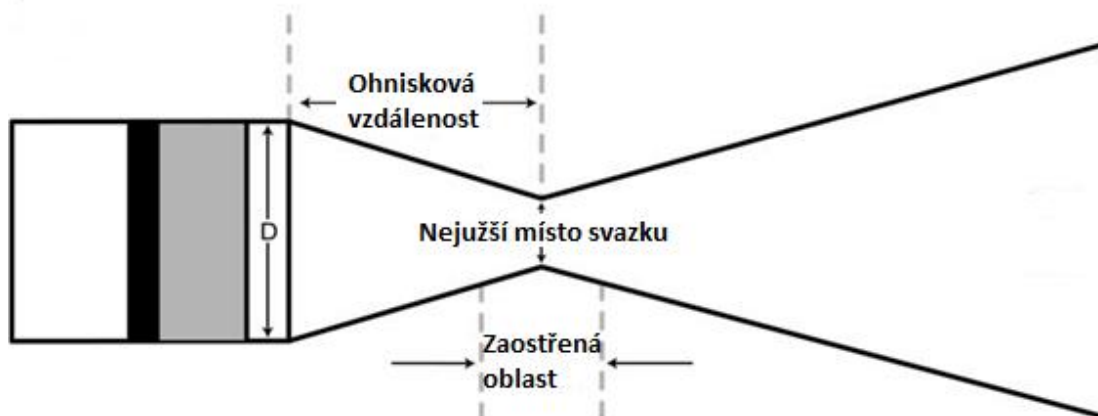
2.4.3.2 Laterální (stranová) rozlišovací schopnost

Jedná se o rozlišení v rovině kolmé k ose ultrazvukového svazku [22]. Laterální rozlišení je dáno šířkou ultrazvukového svazku a je větší v případě, kdy je šířka ultrazvukového svazku užší. Šířka svazku a tím i stranové rozlišení se liší se vzdáleností od ultrazvukového měniče. V blízkosti měniče je šířka svazku téměř rovna šířce měniče. Poté svazek konverguje do nejužšího místa. Šířka tohoto místa je rovna polovině šířky ultrazvukového měniče. Oblast od měniče po nejužší místo se nazývá blízké pole. Od tohoto bodu se svazek rozšiřuje a ve vzdálenosti dvojnásobku vzdálenosti blízkého pole je roven šířce ultrazvukového měniče. Zde se laterální rozlišení snižuje [14]. Na obrázku 8 znázorněno pro vysokofrekvenční a nízkofrekvenční měnič.

Laterální rozlišení je větší, čím delší je délka blízkého pole. Délka blízkého pole se vypočítá pomocí rovnice 12 a zvyšuje se s kratší vlnovou délkou ultrazvukového vlnění, s vyšší pracovní frekvencí měniče (což znamená tenčí měnič) a s větší šířkou elementu. Na obrázku 8 je znázorněn rozdíl délky blízkého pole pro vysokofrekvenční a nízkofrekvenční ultrazvukový zdroj. Laterální rozlišení se snižuje s velikostí vedlejších svazků, které obklopují hlavní svazek [14].

2.4.4 Fokusace svazku ultrazvukového signálu

Fokusace ultrazvukového svazku se provádí z důvodu zlepšení stranové rozlišovací schopnosti. Pro běžné poměry D/λ je divergence svazku ve vzdáleném poli velmi vysoká a právě pomocí fokusace svazku se dá zlepšit laterální rozlišení v určité hloubce, ve které se nachází sledovaná struktura [3]. Na obrázku 11 je uvedeno výsledné ultrazvukové pole po fokusaci. Z obrázku lze vidět, že fokusace vede ke zkrácení vzdálenosti nejužšího místa od měniče, to znamená, že se délka blízkého pole zkracuje na hodnotu, která se nazývá ohnisková vzdálenost [14].



Obrázek 11 Ultrazvukové pole po zaostření ultrazvukového svazku [14].

Fokusace se v praxi provádí buď opticky (tvarováním samotného ultrazvukového měniče, respektive použitím fokusační čočky), nebo ji lze i provést elektronickou cestou. V případě optické fokusace se využívá takzvaných akustických čoček. Jedná se o vhodně zakřivené akustické rozhraní dvou prostředí, které mají různé rychlosti šíření ultrazvukové energie. Vhodná čočka se pak přes akustický kontakt přiloží k povrchu rovinného měniče [3].

Elektronická fokusace spočívá ve vhodném buzení a zpracování elektrického signálu soustavy měničů nacházejících se v jedné sondě. Rozlišují se systémy se statickou (neměnnou) fokusací a systémy s dynamickou (proměnnou) fokusací.

Ke statické elektronické fokusaci může docházet v režimu vysílání nebo v režimu příjmu. V prvním případě se fokusace dosáhne vhodným fázovým buzením subřady měničů. Měniče nacházející se ve vnější části subřady jsou buzeny dříve a čím blíže středu subřady se měnič nachází tím později je buzen. Ve výsledku se pak na ose subřady vytvoří ohnisku. Vzdálenost ohniska od řady měničů lze dosáhnout změnou fázového posuvu budících impulsů. Druhým způsobem je fokusace v režimu příjmu. Tento postup využívá časové kompenzace časových rozdílů přijímaného signálu různými měniči. Kompenzace se provádí tak že pro vnější elementy subřady je zpoždění nejmenší a čím blíže středu subřady se měnič nachází tím je zpož-

dění větší. Opět pomocí změny zpoždění jednotlivých měničů lze dosáhnout posunu fokusační zóny v ose subřady [3].

Z výše uvedených důvodů vyplývá, že fokusační zóna může být postižena změnami v systému režimu vysílání/přijmu (v případě elektronické fokusace), změnou akustických čoček a také poškozením sondy [22].

2.4.5 Časová rozlišovací schopnost

Jedná se o čas od začátku jednoho snímku po začátek druhého. Popisuje tedy schopnost ultrazvukového systému rozlišit mezi dvěma okamžitými událostmi rychle se pohybující struktury, například během srdečního cyklu. Vysoký počet snímku a tím tedy i časová rozlišovací schopnost může být zlepšena několika způsoby [14]:

1. Snížení hloubky průniku ultrazvukového vlnění. Když se sníží hloubka průniku, musejí pulsy urazit kratší vzdálenost.
2. Snížení počtu fokusačních zón. Pro každou fokusační zónu je totiž vyžadováno opakování ultrazvukového pulsu ve stejném skenu. S tím však souvisí snížení počtu snímku za sekundu a tím dojde ke snížení časového rozlišení.
3. Snížení skenovacích řádků na snímek, tím že se použijí raději úzké snímky než široké.

Počet snímků za sekundu a tím i časové rozlišení lze vyjádřit pomocí rovnice:

$$\text{Počet snímků za sekundu} = \frac{\text{rychlost šíření ultrazvuku}}{2 \cdot \text{průnik} \cdot \text{počet fokusačních zón} \cdot \text{počet skenovaných linií}} \quad [14] \quad (13)$$

Nejlepšího časového rozlišení lze dosáhnout použitím M módu zobrazení. V M módu je struktura reprezentovaná v jedné anatomické dimenzi a každá skenovací linie reprezentuje novou informaci v čase. V takovémto případě je časové rozlišení definováno časem od jednoho pulsu k druhému, tedy periodou opakování pulsu. Vyššího časového rozlišení je možno dosáhnout, pomocí krátké periody opakování.

2.4.6 Citlivost sondy

Citlivost sondy vyjadřuje energetickou rozlišovací schopnost [3]. Tedy schopnost sondy detekovat a zobrazit slabé echa z malých objektů umístěných v určité hloubce. Slabé odražené echa jsou většinou produkovány vnitřními strukturami orgánů. Právě popis těchto struktur je velice důležitý pro správnou interpretaci ultrazvukového nálezu [22].

Pro popis citlivosti ultrazvukových sond je možno využít výpočtu root mean square v souvislosti pro kontrast (RMSC). Jedná se o nejčastější způsob vyjádření kontrastu v obraze a pomocí výsledných hodnot můžou být obrazy porovnávány. Koeficient RMSC lze také využít pro určení, zda je daná struktura v obraze ještě rozlišitelná nebo už splývá s okolím. Rovnice 14 obsahuje vzorec pro výpočet RMSC z určité oblasti obrazu [15].

$$RMSC = \sqrt{\frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{M-1} (I_{ij} - \bar{I})^2}, \quad (14)$$

kde I_{ij} je i-tý j-tý prvek vybrané části dvoudimenzionálního obrazu,

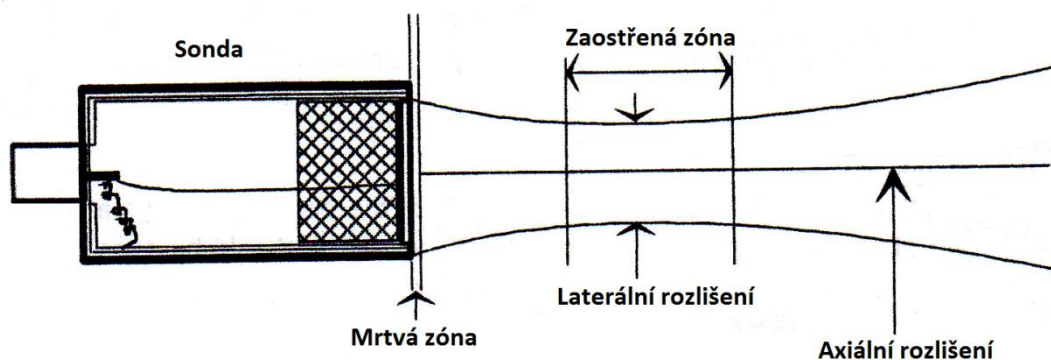
M, N udávají počet řádků, sloupců vybrané části obrazu,

\bar{I} je průměrná intenzita pixelu ze všech pixelů ve vybrané části obrazu. Vypočte se jako součet intenzit jednotlivých pixelů dělený celkovým počtem pixelů ve vybrané oblasti [15].

2.4.7 Mrtvá zóna

Sonda může být také popsána z hlediska délky své mrtvé zóny. Mrtvou zónou se označuje vzdálenost mezi čelem ultrazvukové sondy a prvním zaznamenaným echem z pacienta/fantomu. V mrtvé zóně nemůžou být klinická data sbírána. Tato zóna vzniká vlivem toho, že echa vracející se z malé vzdálenosti od sondy se k sondě dostanou příliš brzy a sonda je ignoruje, protože je stále v režimu vysílání a ne v režimu příjmu. Vzniká tedy z důvodu nemožnosti sondy vysílat a přijímat data současně [22].

Hloubka mrtvé zóny je závislá na frekvenci a výkonu ultrazvukového měniče a na přijímacím/vysílacím systému [22].



Obrázek 12 Znáznornění oblastí mrtvé zóny a zaostřené zóny [22].

2.5 Kalibrace

Kalibrací se rozumí soubor procedur, při přesně specifikovaných podmínkách, pomocí nichž se provádí vyhodnocení, nastavení a měření přesnosti daného zařízení. V případě ultrazvuku je potřeba provádět především takzvanou „uživatelskou kalibraci“, jelikož mnoho ultrazvukových přístrojů umožňuje velké množství různých aplikací. Kalibrace pak spočívá v nastavení zařízení a sondy a následně je proveden test k ověření, zda je dosažena požadovaná míra přesnosti a správnosti. Naměřené hodnoty se pak porovnávají se standardními hodnotami, které jsou známé.

Pro kalibraci se dá využít měření některých z výše uvedených parametrů sond. Například měření axiálního a laterálního rozlišení. Pokud je známo jakých hodnot by měl systém nabývat, lze pomocí měření velikosti rozlišení upravovat nastavení systému (sond) a tím kalibrovat ultrazvukový zobrazovací přístroj.

2.5.1 Kalibrace svislého měření

Fantom používaný v této práci umožňuje kalibraci pomocí svislého měření. Jedná se o měření vzdálenosti bodů podél osy ultrazvukového paprsku. Přesná reprezentace velikosti, hloubky a objemu vyšetřované anatomické struktury je nezbytně důležitá pro správnou diagnózu. Kalibrace je provedena nasnímáním odpovídající oblasti fantomu a následnému změření vzdálenosti mezi zobrazenými body. Tato naměřená vzdálenost je poté porovnána se známou vzdáleností mezi cílovými strukturami ve fantomu. Pokud se tyto velikosti liší je potřeba upravit nastavení systému [22].

Pro měření se využívá oblast fantomu nazývaná svislá skupina cílů. Na obrázku 13 se jedná o skupinu označenou písmenem B. Po nasnímání této oblasti se měří největší vzdálenost mezi nasnímány body. Reálná vertikální vzdálenost bodů ve fantomu je 1 cm ($\pm 0,1$ mm). Měří se od středu jednoho bodu ke středu bodu druhého. Pokud budou naměřené hodnoty vzdáleností rozdílné o více než 1 mm je potřeba provést korekci nastavení zobrazovacího systému.

2.5.2 Kalibrace vodorovného měření

Při měření vodorovné vzdálenosti se měří vzdálenost mezi body, které se nacházejí kolmo na osu ultrazvukového svazku. Správná velikost vzdálenosti bodů ve vodorovném směru je opět nezbytná k dobré diagnostice. Kalibrace je zde provedena obdobně jako kalibrace svislého měření. Naměřené vzdálenosti mezi vodorovnými body jsou porovnány se známými hodnotami.

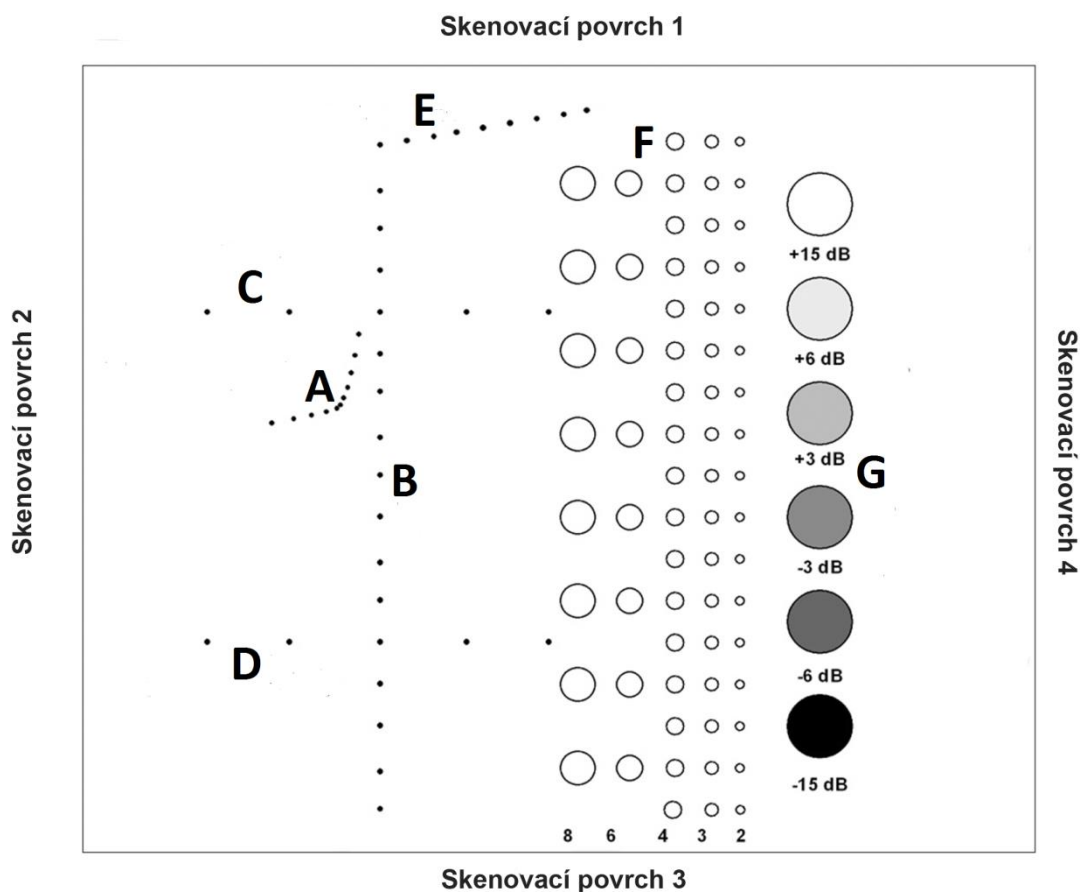
Kalibrační fantom použitý v této práci umožňuje hodnotit kalibraci vodorovného měření jak pro lineární sondy, v tomto případě se využije snímání z prvního skenovacího povrchu, tak pro sektorové sondy, z třetího skenovacího povrchu. Zobrazovat se budou oblasti C a D zobrazeny na obrázku 13. Po nasnímání a uložení obrazu se změří největší vzdálenost mezi dvěma body, které jsou čistě zobrazeny. Reálně jsou body od sebe vzdáleny 2,0 cm ($\pm 0,1$ mm).

3 Praktická část

3.1 Použité fantomy

3.1.1 ATS Multi Purpose Phantom Type 539

Pro měření jednotlivých parametrů ultrazvukových sond byl použit fantom ATS Multi Purpose Phantom Type 539. Na tomto fantomu je možné testovat velké množství parametrů sond. Především pak axiální a laterální rozlišení, citlivost sondy, místo zaostřené zóny a délku mrtvé zóny. Rozměry tohoto fantomu jsou 230×205×95 mm a jeho hmotnost je 3,1 kg. Materiál imitující tkáň je z uretanové gumy. Tento materiál má bod tuhnutí při teplotě menší než -40°C a bod tání při teplotě větší než 100°C. Fantom má čtyři skenovací povrchy a tři typy cílových struktur, a to odrazivé, válcovité a skupinu pro měření stupňů šedi. Na obrázku 13 je zobrazeno schéma fantomu a jeho cílových struktur. V tabulce 2 se nacházejí další technické informace týkající se fantomu a jeho materiálu.



Obrázek 13 Schéma definovaných oblastí ve fantomu. A – pole pro měření axiálního a laterálního rozlišení, B – svislá skupina cílů, C - vodorovná skupina pro lineární sondy, D – vodorovná skupina pro sektorové sondy, E – pole pro měření mrtvé zóny, F – válcovité struktury, G – skupina cílů pro měření stupňů šedi [22].

Tabulka 2 Obecné informace o fantomu a materiálu imitujícího tkáň [22].

Obecné informace	
Provozní rozsah frekvencí	2,25 - 7,5 MHz
Hmotnost	3,1 Kg
Celkové rozměry	234×205×95 mm
Rozměry skenovacího povrchu	175×75 mm resp. 140×75 mm
Počet skenovacích povrchů	4
Tloušťka stěny	10 mm
Informace o materiálu imitující tkáň	
Typ	Uretanová guma
Tepota tuhnutí	< -40 °C
Teplota tání	>100 °C
Koeficient útlumu	0,5 dB/cm MHz ±5,0%
Rychlost ultrazvuku	1450 m/s ± 1,0% při 23 °C

Ve fantomu se nacházejí tři typy cílových struktur. První z nich jsou takzvané odrazivé struktury. Ty jsou vyrobeny z jednovláknového nylonu a dělí se na svislou, vodorovnou, na skupinu cílů v mrtvém poli a na třídu pro měření axiálního a laterálního rozlišení. V tabulce 3 jsou uvedeny další informace o jednotlivých cílových skupinách, jako například počty cílů v daných kategoriích a jejich poloha.

Tabulka 3 Informace o cílových strukturách [22].

Cílové struktury	
Materiál	Jednovláknový nylon
Průměr	0,12 mm
Svislá skupina cílů	
Počet	17
Rozteč	10 mm
Hloubka	od 10 do 180 mm
Vodorovná skupina cílů	
Počet	10
Počet skupin	2
Rozteč	20 mm
Hloubka	Pro lineární sondy 50 mm Pro sektorové sondy 100 mm
Skupina cílů v mrtvé zóně	
Počet	9
Rozteč	1 mm
Boční posun	5 mm
Hloubka	2 - 10 mm

Pole pro měření axiálního a laterálního rozlišení	
Počet bodů	11
Hloubka	40, 70, 110 a 160 mm
Boční posun	1 mm
Rozteč	1, 2, 3, 4 a 5 mm

Další kategorií bodů jsou body válcovité. Ty slouží pro měření hloubky maximálního průniku ultrazvukového vlnění. Válcovité struktury jsou rozděleny do dvou podskupin podle jejich průměru. Tabulka 4 obsahuje další informace o těchto cílových strukturách.

Poslední skupinou cílových struktur jsou struktury pro měření stupně šedi. V tomto případě mají jednotlivé body různý kontrast k pozadí materiálů. V druhé části tabulky 4 se nacházejí doplňující informace k těmto strukturám.

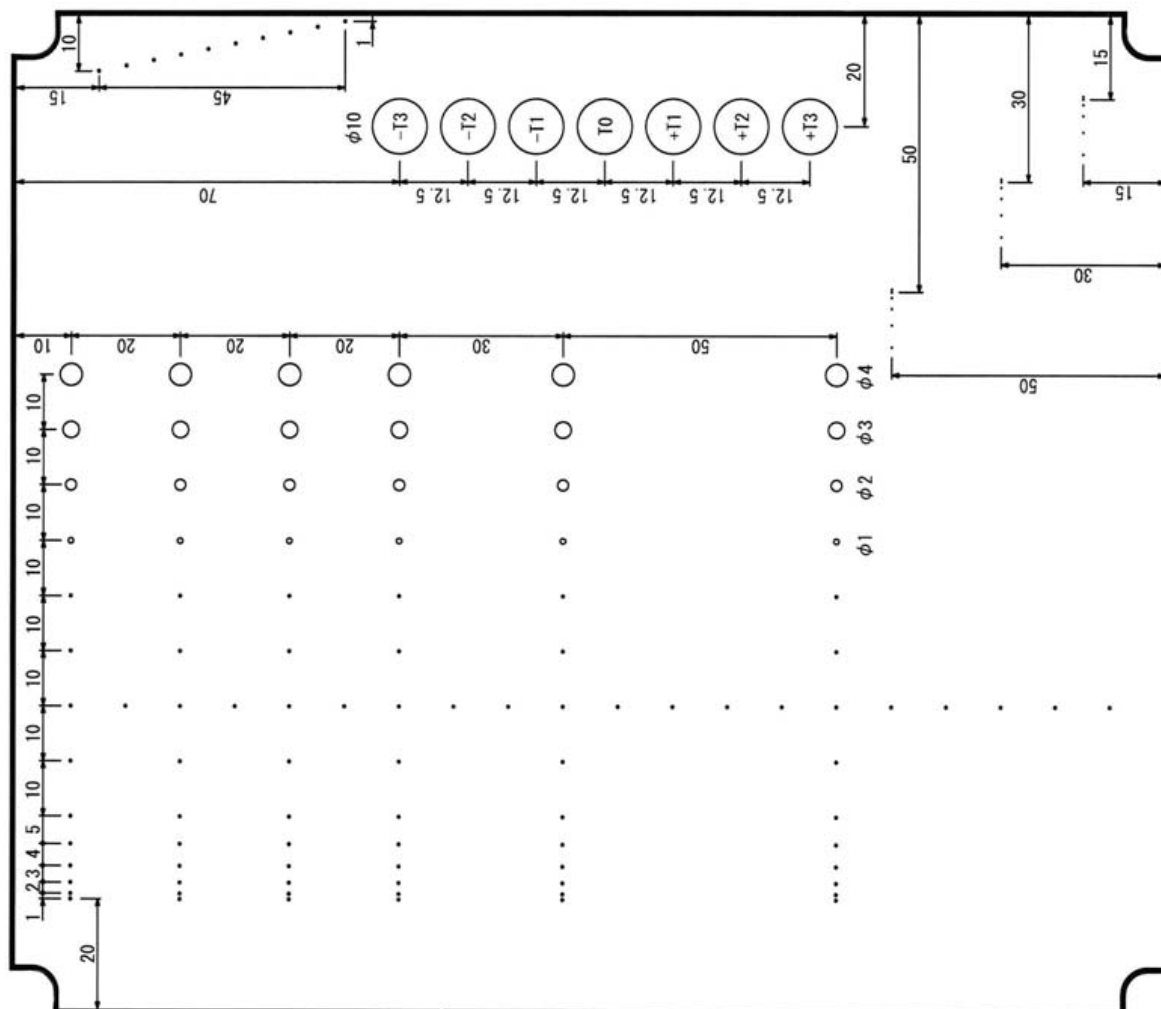
Tabulka 4 Válcovité struktury a struktury pro měření stupně šedi [22].

Válcovité cílové struktury	
Skupiny 2, 3, 4	
Počet cílů na skupinu	17
Průměr	2, 3 a 4 mm
Hloubka	od 10 do 170 mm
Rozteč (od středu po střed)	10 mm
Skupiny 6 a 8	
Počet cílů na skupinu	8
Průměr	6 a 8 mm
Hloubka	od 20 do 170 mm
Rozteč (od středu po střed)	20 mm
Struktury pro měření stupně šedi	
Počet struktur	6
Průměr	15 mm
Hloubka	40 mm
Rozteč (od středu po střed)	20 mm
Kontrast k pozadí materiálu	+15, +6, +3, -3, -6, -15 dB

3.1.2 N-365 Multipurpose Phantom

Tato kapitola se zabývá popisem druhého fantomu, který byl v práci použit. Fantom je velice podobný jako první uvedený fantom a umožňuje měřit stejné parametry. Avšak v práci nebyly na tomto fantomu měřeny všechny parametry, jelikož není cílem vzájemné srovnání fanto-

mu, ale zjištění parametrů různých ultrazvukových sond. Tento fantom je zajímavý svou oblastí pro měření axiálního a laterálního rozlišení a díky jinému uspořádání bodů umožňuje odlišný přístup pro zjištění velikosti rozlišení. Na obrázku 14 je zobrazen celý fantom, ale dále bude popsána jen část fantomu pro měření prostorového rozlišení.



Obrázek 14 Fantom N-365, který byl použit pro odlišnou možnost měření prostorového rozlišení [17].

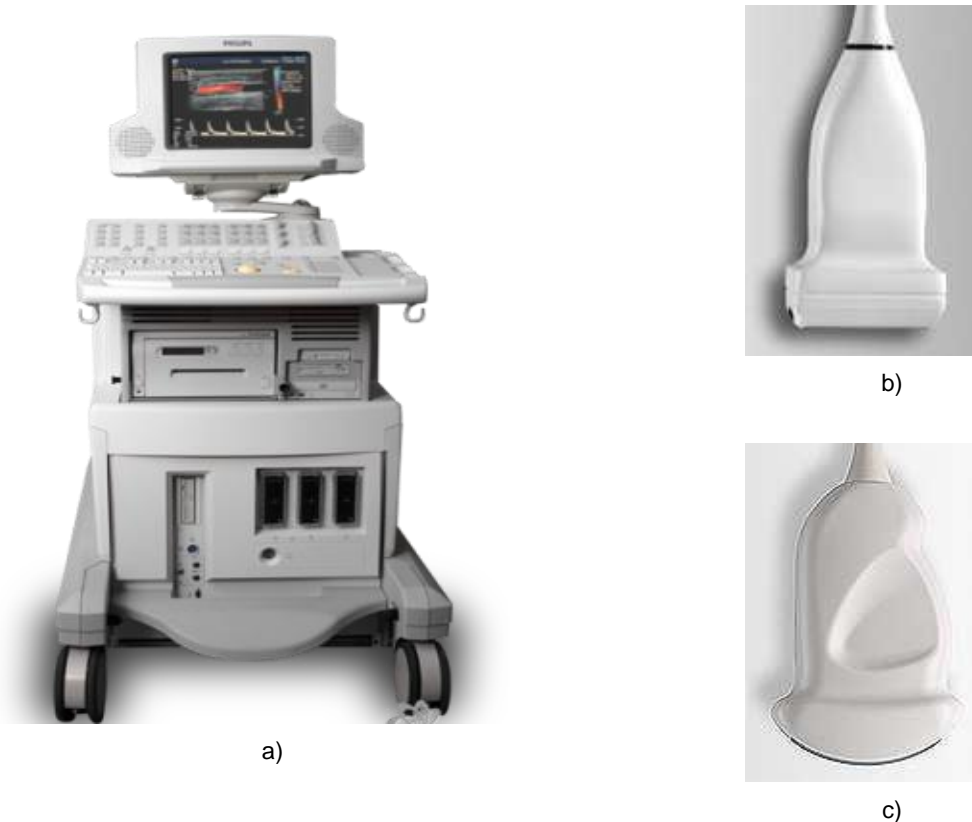
Odpovídající část pro měření prostorového rozlišení se na obrázku 14 nachází v pravém horním rohu. Jedná se o tři skupiny cílů, kdy první body jednotlivých skupin leží postupně ve vzdálenostech 15, 30 a 50 mm od horního povrchu fantomu a všechny body jednotlivých skupin leží ve vzdálenostech 15, 30 a 50 mm od pravého okraje fantomu. Každá skupina je tvořena pěti body s průměry 0,05 mm. Při pohledu na fantom shora je patrné, že jsou jednotlivé pětičky uloženy svisle a intervaly mezi jednotlivými body jsou 0,5, 1, 2, 3 a 4 mm. Hlavní výhodou tohoto uspořádání spočívá v možnosti zjistit velikosti axiálního, popřípadě laterálního, rozlišení v různých hloubkách pouze za nutnosti jediného snímání. Druhá výhoda oproti prvnímu popsanému fantomu souvisí se vzdálenostmi mezi jednotlivými body, kdy v případě fantomu ATS 539 je minimální rozteč mezi body 1 mm, zatímco pro fantom N-365 je rozteč 0,5 mm, z tohoto důvodu fantom N-365 umožňuje změřit i systémy s velice dobrou rozlišovací schopností.

3.2 Testované ultrazvukové systémy

3.2.1 Ultrazvukový systém Philips ATL HDI 5 000

Jedná se o starší ultrazvukový systém, který je již dlouhou dobu hojně používán v endoskopickém centru ve Fakultní Nemocnici Brno. Tento přístroj umožňuje velké množství vyšetření, například vyšetření břicha, srdce, malých částí, dále pak vyšetření žil a cév, případně celkové vyšetření dětí. Navíc také umožňuje speciální dopplerovské vyšetření a různé módy 3D zobrazení. V práci bylo testováno pouze 2D zobrazení.

Spolu s tímto ultrazvukovým systémem jsou v nemocnici používány dvě ultrazvukové sondy a tyto sondy byly v práci testovány. Jedná se o lineární ultrazvukovou sondu L12-5 o velikosti 38 mm, která v případě 2D zobrazení může pracovat na frekvencích od 7,5 do 10 MHz. Sonda se skládá ze 192 elementů a dosahuje vysoké rozlišovací schopnosti. Výrobce udává minimální průnik ultrazvukového vlnění do hloubky 3,5 cm. Druhou testovanou sondou je konvexní sonda C5-2 o velikosti 52,7 mm. Pro 2D zobrazení umožňuje pracovat na frekvencích 3 - 4,2 MHz. Sonda je tvořena zakřiveným polem se 128 elementy. Minimální průnik ultrazvukového vlnění této sondy je 11,5 cm. Na obrázku 15 a) je uveden ultrazvukový systém Philips ATL HDI 5 000. Obrázek 15 b) respektive obrázek 15 c) znázorňuje příklad lineární sondy L12-5, respektive konvexní sondy C5-2 [16].



Obrázek 15: a) Ultrazvukový systém Philips ATS HDI 5 000, b) lineární sonda L12-5, c) konvexní sonda C5-2 [16].

3.2.2 Ultrazvukový systém Philips iE33 xMatrix

Tento ultrazvukový systém je využíván pro echokardiografii v nemocnici Podlesí v Třinci. Systém umožňuje 2D i 3D zobrazení za použití stejné sondy. Jedná se o nový systém umožňující získat potřebných k následné léčbě pacientů s onemocněním srdce, včetně srdečního selhání, onemocnění chlopní a vrozených srdečních vad [8].

Ve výše zmíněné nemocnici používají, s tímto systémem, sondu X5-1 xMATRIX Array. Výhoda této sondy spočívá v odstranění překážek pro 3D zobrazení a navíc dává možnost výběru 2D, 3D nebo kombinovaného zobrazení bez přerušení práce. Sonda je založena na kombinaci dvou technologií a to xMATRIX řadě, která umožňuje díky využití tisíců plně vzorkujících elementů zaostření a řízení pro 360°. Druhá výhoda spočívá v materiálu, ze kterého je sonda vyrobena, jedná se o sondu typu PureWave. Ve srovnání s klasickými piezoelektrickými krystaly jsou krystaly PureWave čistší, více uniformní, mají menší ztráty a umožňují vysílat energii s větší přesností a efektivitou [8].

Sonda X5-1 xMATRIX Array se skládá z 3 040 elementů, pracuje na frekvencích od 1 do 5 MHz, umožňuje elektronickou rotaci snímku o úhel od 0 do 180°. Šířka této sondy je 39 mm [8].

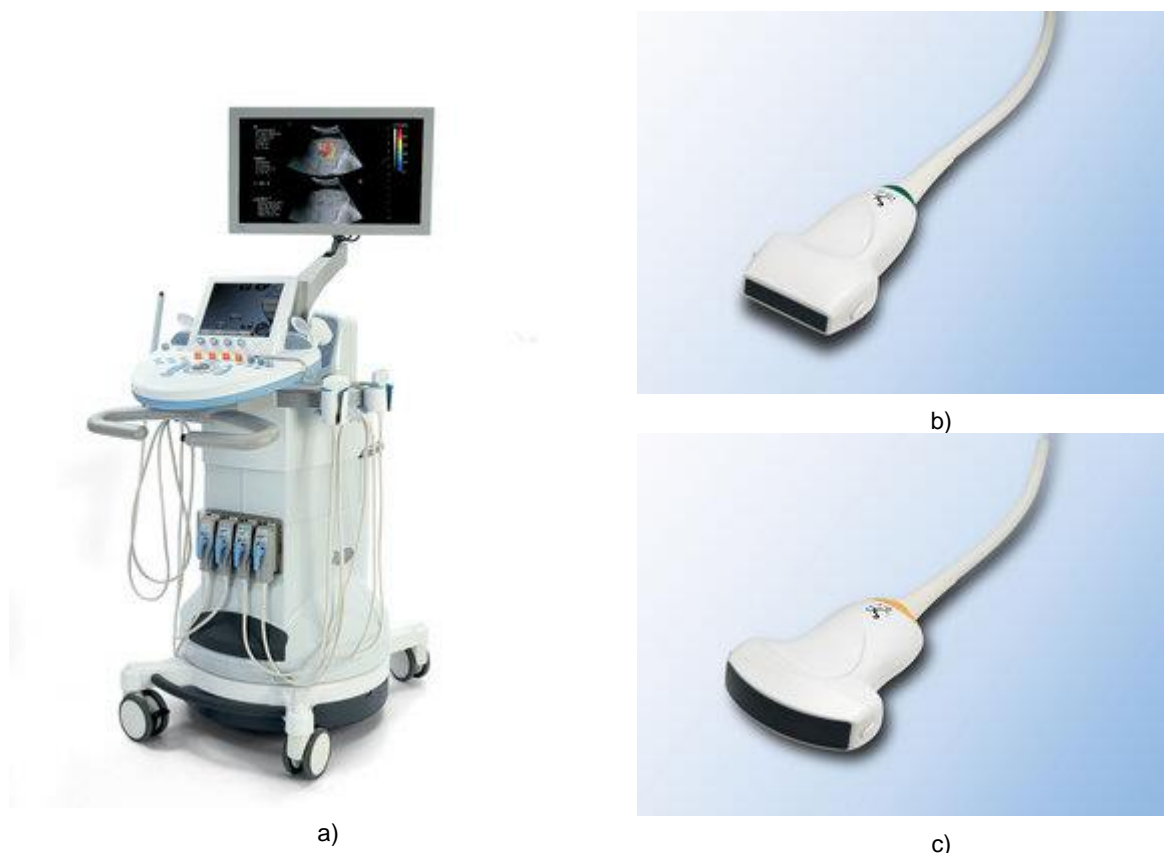


Obrázek 16: a) Ultrazvukový systém Philips iE33 xMatrix, b) sektorová sonda X5-1 [8].

3.2.3 Ultrazvukový systém SuperSonic Imagine

SuperSonic Imagine je nový ultrazvukový systém pořízený na Endoskopickém centru ve FN Bohunice. Tento přístroj nahradil původní, na tomto oddělení používaný, přístroj Philips ATL HDI 5 000. Systém využívá speciálního zobrazování tzv. UltraFast Imaging. Tento způsob zobrazování používá příčných vln, které se rychle pohybují přes tkáň a jsou schopny získávat snímky v reálném čase. Tato technologie umožňuje snímat až 20 000 snímků za sekundu. Další zajímavou novinkou, kterou poskytuje tento ultrazvukový systém je tzv. ShearWave Elastography. Tato technologie podává informaci o elasticitě tkáně, ale ne na základě manuální komprese tkáně, ale díky měření rychlosti šíření příčné vlny ve tkáních, kde rychlost šíření vlny je přímo úměrná tuhosti tkáně [18].

Spolu se systémem SuperSonic Imagine se na oddělení využívají dvě sondy. Lineární sonda SL10-2, která se skládá ze 192 elementů. Pracuje na frekvencích od 2-10 MHz a nejčastěji je využívána pro vyšetření břišních orgánů, prsou, pohybového systému a cév. Druhá sonda, které se zde používá je sonda konvexní s názvem SC6-1, která má 192 elementů. Její pracovní frekvence je od 1-6 MHz a je využívána pro vyšetření břišních orgánů, urogenitálních oblastí, štítné žlázy a cév. Na obrázku 17 a) je uveden snímek celého systému SuperSonic Imagine, a na obrázcích b) a c) jsou uvedeny sondy [18].



Obrázek 17: a) Ultrazvukový systém SuperSonic Imagine, b) lineární sonda SL10-2, c) konvexní sonda SC6-1 [18].

3.2.4 Souhrnné informace testovaných sond

Tato kapitola obsahuje tabulku s přehledným popisem všech testovaných sond. V tabulce je obsažen typ sondy, její pracovní frekvence, počet elementů, šířka sondy, axiální a laterální rozlišení, popis jejího klinického využití a přibližné stáří sondy.

Tabulka 5 Informace o všech testovaných sondách [8], [16], [18].

	L12-5	C5-2	X5-1	SL10-2	SC6-1
Typ sondy	Lineární	Konvexní	xMATRIX technology	Lineární	Konvexní
Pracovní frekvence	5 - 12 MHz	2 - 5MHz	1 - 5 MHz	2 - 10 MHz	1 - 6 MHz
Počet elementů	256	128	3 040 (Mikro-elementů)	192	192
Rozměr	38 mm	52,7 mm	39 mm	38 mm	64 mm
Axiální rozlišení	0,7 - 0,8 mm	1,4 - 1,5 mm	x	@ -6 dB: 0,2 mm	@ -6 dB: 0,5 mm
Laterální rozlišení	0,9 - 1,3 mm	1,8 - 3,5 mm	x	@ -6 dB: 0,4 mm	@ -6 dB: 0,9 mm
Klinické využití	Povrchové aplikace, včetně vyšetření cév, prsou a pohybové soustavy.	Vyšetření břicha, porodnické a gynekologické aplikace.	Vyšetření dospělých, kontrastní vyšetření LVO, vyšetření ischemické choroby srdeční.	Pro povrchové aplikace, včetně vyšetření cév, prsou a pohybové soustavy.	Vyšetření břicha, porodnické a gynekologické aplikace.
Ročník sondy	2002	2002	Neznámo	2015	2015

Axiální a laterální rozlišení je pro sondy L12-5 a C5-2 uvedeno v určitém rozmezí. To je způsobeno tím, že výrobce udává velikost rozlišení v různých hloubkách. Zatímco pro sondy SL10-2 a SC6-1 je uvedeno rozlišení v závislosti na útlumu. Z této hodnoty lze pak na základě znalosti koeficientu útlumu jednotlivých fantomů spočítat přibližné hodnoty axiálního a laterálního rozlišení v určených hloubkách. Je totiž známo, že fantom ATS 539 má koeficient útlumu 0,5 dB/cm MHz a fantom N-365 0,57 dB/cm MHz.

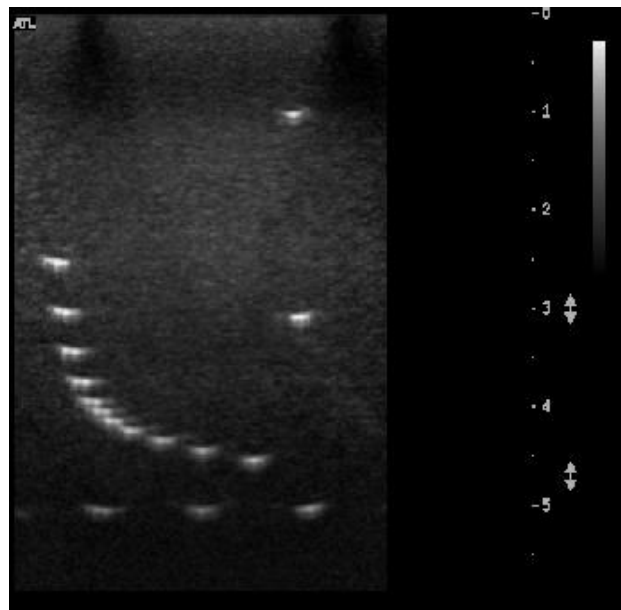
3.3 Měření parametrů ultrazvukových sond

3.3.1 Měření axiálního a laterálního rozlišení pomocí fantomu ATS 539

Použitý fantom umožňuje dvě možnosti měření axiálního a laterálního rozlišení. V prvním případě je možné využít oblast fantomu, která je přímo určena pro měření prostorového rozlišení. Cílové struktury pro toto měření, jsou na schématu fantomu na obrázku 13 označeny písmenem A a jsou rozmístěny v 5, 4, 3, 2 a 1 mm intervalech jak pro axiální, tak pro laterální skupiny. Poslední bod axiálních struktur je zároveň prvním bodem laterální skupiny. Fantom umožňuje snímání ze všech čtyř skenovacích povrchů, což umožní měření ve čtyřech různých hloubkách. Tato možnost je velice důležitá, neboť prostorové rozlišení závisí na vzdálenosti cílových bodů od sondy.

Postup měření je prostý. Fantom se položí na čistý rovný povrch a ke skenování se připraví první skenovací povrch. Dále se nanese odpovídající množství gelu. Následně se měření provede pro různá nastavení těchto parametrů, které ovlivňují axiální a laterální rozlišení, viz kapitola 2.4.3. Pokud je spodní část fantomu zobrazena je potřeba upravit zisk, dokud spodní část fantomu nevymizí.

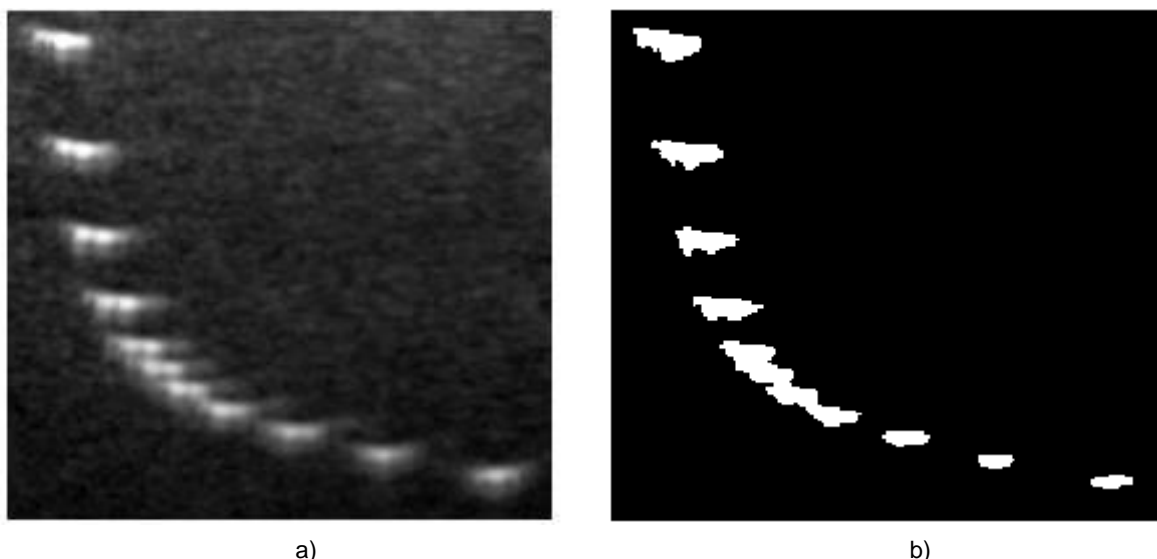
Pokud je systém nastaven, umístí se sonda nad skupinu cílů pro měření prostorového rozlišení, a pokud se zobrazí čistý obraz, uloží se. Výsledný snímek se hodnotí z hlediska počtu bodů, které lze rozlišit jako oddělené body. Nejmenší vzdálenost mezi dvěma rozlišitelnými body pak udává výsledné prostorové rozlišení. Stejný postup se opakuje pro zbývající skenovací povrchy, aby bylo zjištěno prostorové rozlišení v různých hloubkách.



Obrázek 18 Příklad snímku oblasti fantomu pro měření axiálního a laterálního rozlišení. Měřeno pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lin. sondy L12-5. (Nastavení: Pracovní frekvence 7,5 MHz)

Ve výsledném obraze je potřeba zjistit počet rozlišitelných bodů jak v axiální, tak v laterální části. Výhodou je znalost rozměru fantomu, z toho vyplývá, že jsou známé i vzdálenosti jednotlivých bodů od sebe a tyto vzdálenosti jsou neměnné. Na začátku je potřeba vybrat tu část obrazu, ve které se nachází odpovídající skupina bodů. Dále se pracuje pouze s tímto ořezaným obrazem. V něm se detekuje první bod axiální části skupiny cílů. Od tohoto bodu, pak díky znalosti jednotlivých vzdáleností mezi body, je možné přesně určit pozice dalších bodů. Jelikož body nejsou zobrazeny pouze jedním pixelem, je potřeba zjistit jejich nejpřesnější polohu. Tento problém je řešen nalezením pixelu s maximální hodnotou jasu, vždy v okolí jednotlivých přibližně stanovených pozic. Tímto je dosaženo určení co možná nejpřesnější polohy všech bodů.

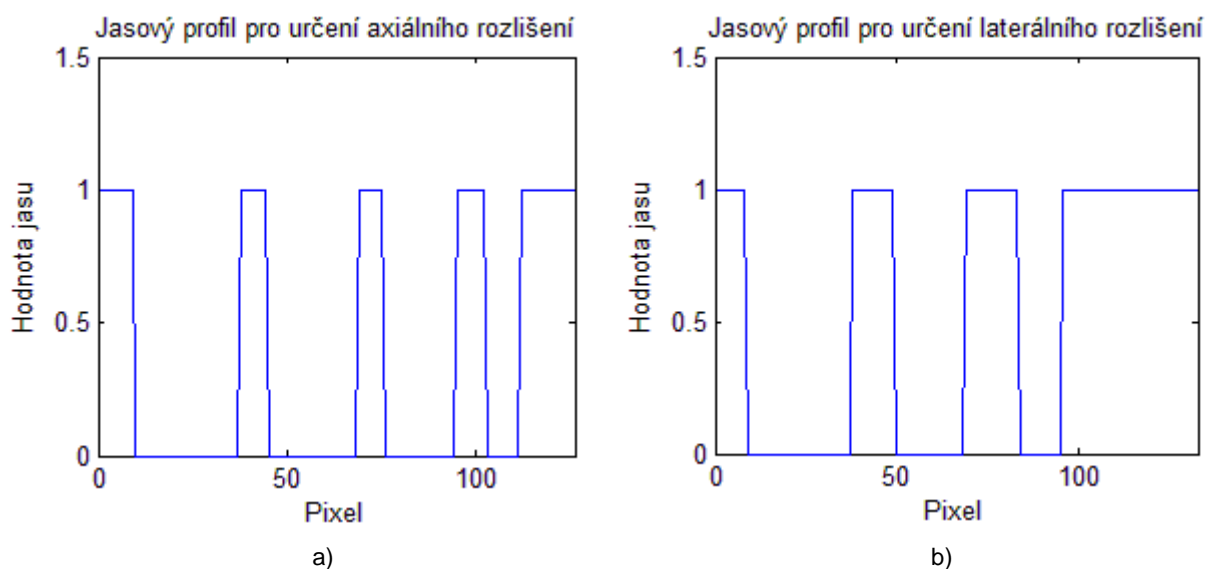
Když jsou souřadnice těchto bodů zjištěny, převede se obraz na jeho binární reprezentaci. Tento převod může být zdrojem chyb a nepřesností, proto je velice důležité vhodné nastavení prahu. Experimentálně bylo zjištěno, že vhodný práh pro převod obrazu na jeho binární reprezentaci se pohybuje od 50% do 60% z maxima intenzity pixelu v ořezaném obraze. Následně se vykreslí jasový profil od prvního po šestý bod pro zjištění axiálního rozlišení a jasový profil od šestého po jedenáctý bod pro laterální rozlišení. Jasové profily jsou určeny pomocí funkce *improfile*, využívané v programovém prostředí Matlab, která slouží pro výpočet jasových profilů přes zvolené body, jejichž nalezení je popsáno výše. Protože byl obraz převeden na binární reprezentaci, výsledný jasový profil bude nabývat hodnot 0 nebo 1. Podle počtů skoků mezi 1 a 0 se určí počet zobrazených bodů a z něj se stanoví nejmenší vzdálenost mezi dvěma ještě rozlišitelnými body. Tato vzdálenost pak odpovídá zjištěnému axiálnímu, respektive laterálnímu rozlišení. Na obrázku 19 a) je uveden příklad vybrané originální oblasti skupiny bodů. Obrázku 19 b) znázorňuje jeho binární reprezentaci.



Obrázek 19: a) Originální vybraná oblast z fantomu, b) binární reprezentace stejné oblasti.

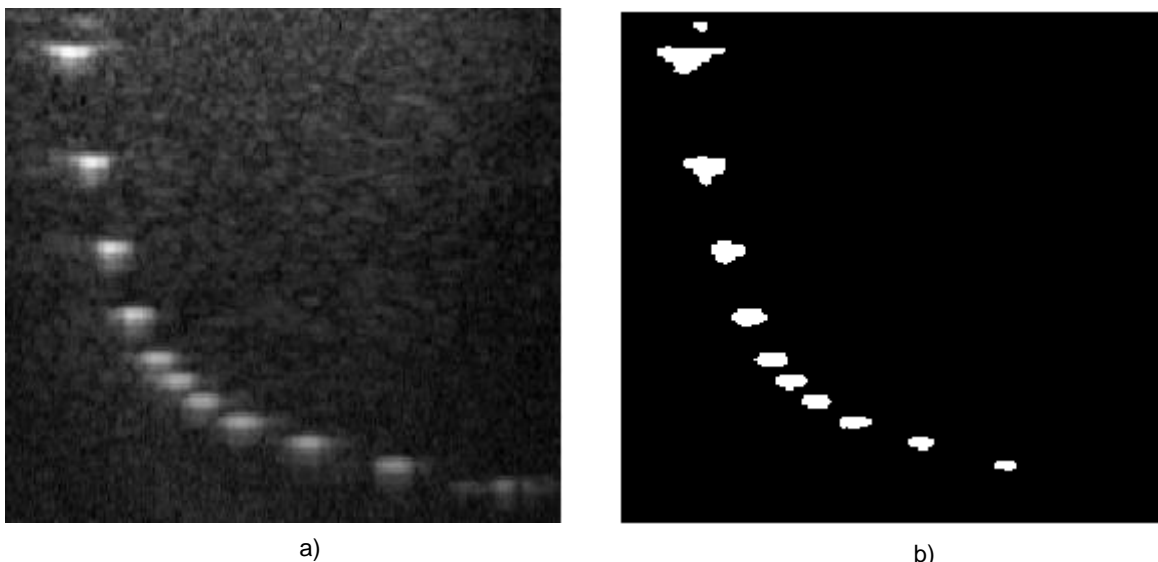
Na následujícím obrázku jsou znázorněny jasové profily pro určení axiálního a laterálního rozlišení. Tyto jasové profily byly získány z Obrázku 19 b). Lze tedy vidět, že u prvního profi-

lu jsou přítomny čtyři oblasti dosahující hodnot 0, to znamená, že v binární reprezentaci vybrané oblasti jsou přítomny čtyři rozlišitelné body, což odpovídá 2 mm. V jasovém profilu pro určení laterálního rozlišení jsou tři oblasti nabývající 0 hodnot a tedy laterální rozlišovací schopnost je 3 mm. Tyto výsledky jsou uvedeny pouze pro znázornění a lepší pochopení postupu zpracování jednotlivých snímků. Z tohoto důvodu zde není uvedeno nastavení ultrazvukového systému, při kterém byly obrazy získány. V kapitole 3.5 Naměřené výsledky je přesně uvedeno, jaké hodnoty byly naměřeny při konkrétních nastaveních ultrazvukového systému, potažmo ultrazvukových sond. Avšak měření s využitím binárního převodu je pouze orientační, jelikož je zatíženo chybou při převodu obrazu. Pro přesnější hodnoty byla realizována metoda s využitím výpočtu jasových profilů vždy mezi dvěma body. Této metodě jsou věnovány následující odstavce kapitoly.



Obrázek 20: a) Příklad jasového profilu pro axiální rozlišení získaného z obrázku 16, b) příklad jasového profilu pro laterální rozlišení.

Jak bylo uvedeno výše, jedním z problémů přístupu s využitím binární reprezentace je právě převod obrazu. K této úpravě se využívá hodnota maxima jasu z celé oblasti ořezaného obrazu, avšak v některých případech bývá rozdíl jasu prvního a posledního bodu odlišný do takové míry, že poslední bod skupiny cílů nebude vůbec převeden do binární reprezentace. Jedna z možností odstranění této chyby spočívá v upravení hodnoty prahu, tedy snížení procentuální hodnoty z maximální velikosti jasu v ořezaném obraze. Avšak touto volbou může dojít k problému v jiných snímcích, kdy body, které nejsou rozlišitelné, se stanou rozlišitelnými. Na obrázku 21 je uveden příklad originální oblasti fantomu a jeho binární reprezentace. Z obrázku je patrné, že první bod laterální skupiny cílů není do binární reprezentace převeden a výsledné jasové profily se vykreslí až od druhého bodu, avšak to je chyba.



Obrázek 21 Příklad snímku, v jehož binární reprezentaci dochází k chybě.

Pro řešení této situace byl v práci navržen druhý přístup, který spočívá ve vykreslování jasových profilů vždy mezi dvěma body. V jasovém profilu je měřena minimální hodnota. Následně na základě výpočtu kontrastu jasu K , podle rovnice 15 je určeno, zda je rozlišitelnost daného bodu dobrá nebo nikoli.

$$K = \frac{|L_a - L_b|}{L_b}, \quad (15)$$

kde K je kontrast jasu,

L_a je jas detailu (v případě této práce jas průměrný jas dvou krajních bodů),

L_b je jas okolí (v práci minimální hodnota jasu mezi danými dvěma body) [5].

Pro výsledné hodnoty kontrastu jasu pak platí:

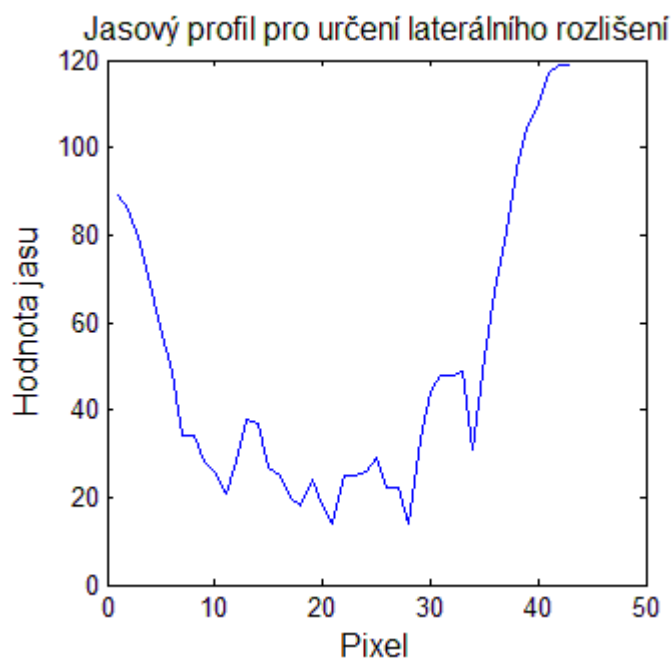
$K > 0,8$ – velmi dobrá rozlišitelnost

$0,5 < K < 0,8$ – dobrá rozlišitelnost

$K < 0,5$ – špatná rozlišitelnost

Pro práci je stanovená hodnota rozlišitelnosti na 0,37, pokud hodnota K bude větší než tato hodnota, jsou tyto body považovány za rozlišitelné. Zmíněný způsob zamezuje chybě, která vznikala v případě, kdy byly snímky převáděny do binární reprezentace. Tato metoda je univerzálnější a přesnější, z tohoto důvodu je ve výsledném získávání výsledku použita. Metoda s převodem na binární reprezentaci je uvedena pouze jako ukázka jedné z možností, je avšak možnost zatížená mnoha chybami a proto slouží pouze jako orientační způsob určení rozlišení [5].

Na obrázku 22 je uveden příklad jasového profilu pro první a druhý bod laterální skupiny cílů. V binární reprezentaci nebyl první bod převeden. Z obrázku je patrné, že minimální hodnota jasu je velice nízká, zatímco krajní body dosahují jasu vyššího. Z rovnice 15 plyne, že i hodnota K bude dostatečně vysoká a tyto body jsou považovány za rozlišitelné.

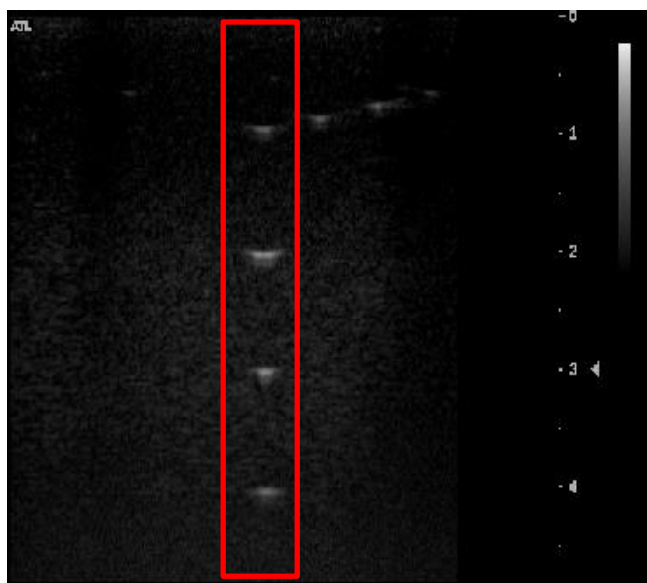


Obrázek 22 Jasový profil mezi prvním a posledním bodem laterální skupiny cílů z obrázku 20 a).

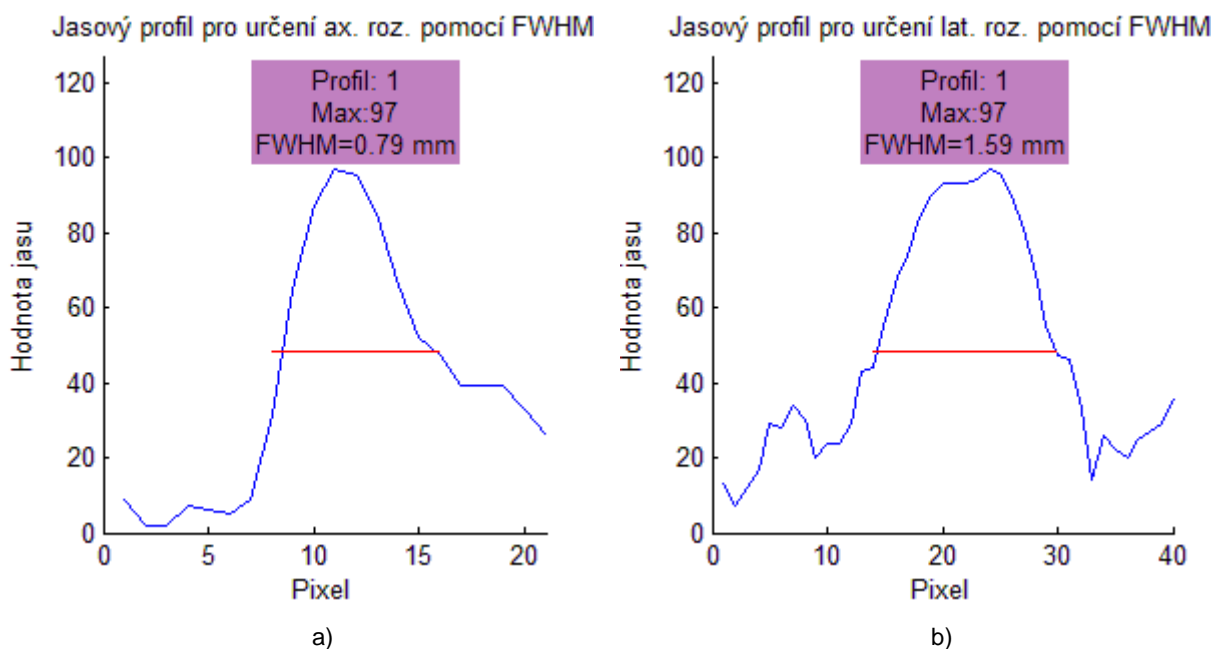
Hlavní nevýhoda použití tohoto fantomu, ať metodou s binární reprezentací nebo metodou s jasovými profily, spočívá v nemožnosti přesného určení hodnoty rozlišení, kdy je pouze zjištěno, zda je axiální rozlišení rovno 1, 2, 3, 4 nebo 5 mm. Další problém, avšak méně závažný, je spojen s nutností snímat fantom ze všech jeho 4 skenovacích povrchů, pokud je potřeba zjistit velikosti prostorového rozlišení v různých hloubkách.

3.3.2 Měření prostorového rozlišení pomocí fantomu ATS 539 s využitím FWHM

Druhou možností zjištění axiálního a laterálního rozlišení pomocí fantomu ATS je využití svislé skupiny cílů. Jak již bylo uvedeno dříve, tyto body mají velikost 1 mm a jsou od sebe vzdáleny vždy o 1 cm ve vertikálním směru. Na obrázku 13 jsou tyto body označeny písmenem B. V tomto případě se pro určení velikosti prostorového rozlišení využívá parametr FWHM (Full Width at Half Maximum). Tento parametr udává šířku píku dané veličiny v polovině její maximální výšky. Je známo, že dva bodové zdroje jsou rozlišitelné jako nespojitě v případě, kdy jsou od sebe vzdáleny alespoň o FWHM. Mezi hlavní výhody měření prostorového rozlišení tímto způsobem patří objektivita měření a nezávislost na subjektivním vjemu rozlišitelnosti dvou bodů. Dalším pozitivem je možnost získat přesnější hodnoty rozlišení a to rovnou v různých hloubkách. Nevýhoda této metody spočívá v tom, že kritérium nerespektuje tvar celé rozptylové křivky. V případě, kdy mají dvě křivky odlišné náběžné, vrcholové nebo sestupné hrany, nemusí se lišit v koeficientu FWHM [3]. Na obrázku 23 je uveden příklad ultrazvukového snímku s červeně vyznačenou oblastí svislé skupiny cílů fantomu. Obrázky 24 a) a b) obsahují jasové profily spolu s vyznačenou hodnotou FWHM prvního bodu této skupiny cílů.



Obrázek 23 Oblast fantomu sloužící pro zjištění axiálního a laterálního rozlišení pomocí FWHM.



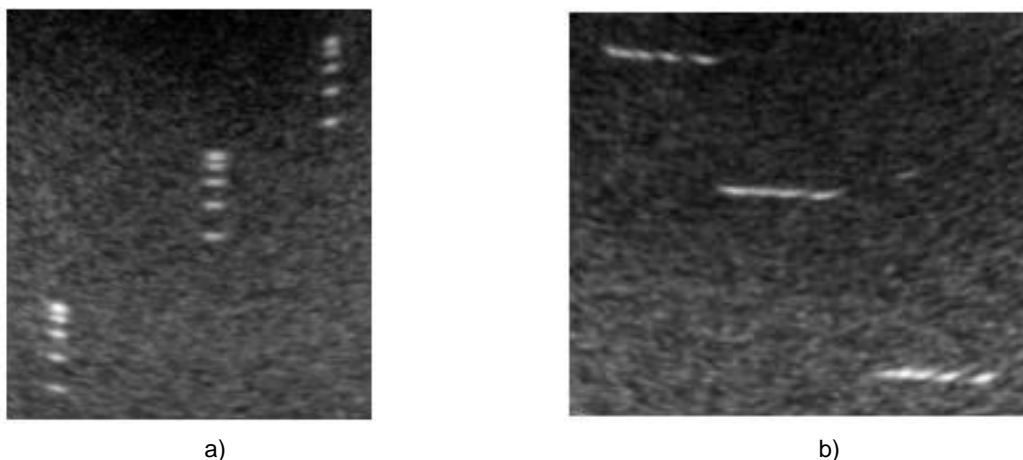
Obrázek 24: a) Jasový profil pro určení axiálního rozlišení pomocí prvního bodu svislé skupiny cílů, b) Jasový profil pro určení laterálního rozlišení pomocí prvního bodu svislé skupiny cílů.

3.3.3 Měření axiálního a laterálního rozlišení pomocí fantomu N-365

Pro měření rozlišení na fantomu N-365 jsou využívány tři skupiny cílů o pěti bodech, na obrázku 14 oblast v pravém horním rohu. Jednotlivé skupiny jsou uloženy v různých hloubkách, z důvodu možnosti zjistit laterální a axiální rozlišení v různé vzdálenosti od čela sondy. Body ve skupinách jsou vzdáleny o 0,5, 1, 2, 3 a 4 mm. Více informací o uspořádání fantomu je uvedeno v kapitole 3.1.2.

Postup získání snímků je obdobný jako u předchozího měření. Navíc je v tomto případě potřeba fantom nasnímat ze dvou stran a to z prvního skenovacího povrchu pro zjištění informací o velikosti axiálního rozlišení a z druhého skenovacího povrchu pro laterální rozlišení.

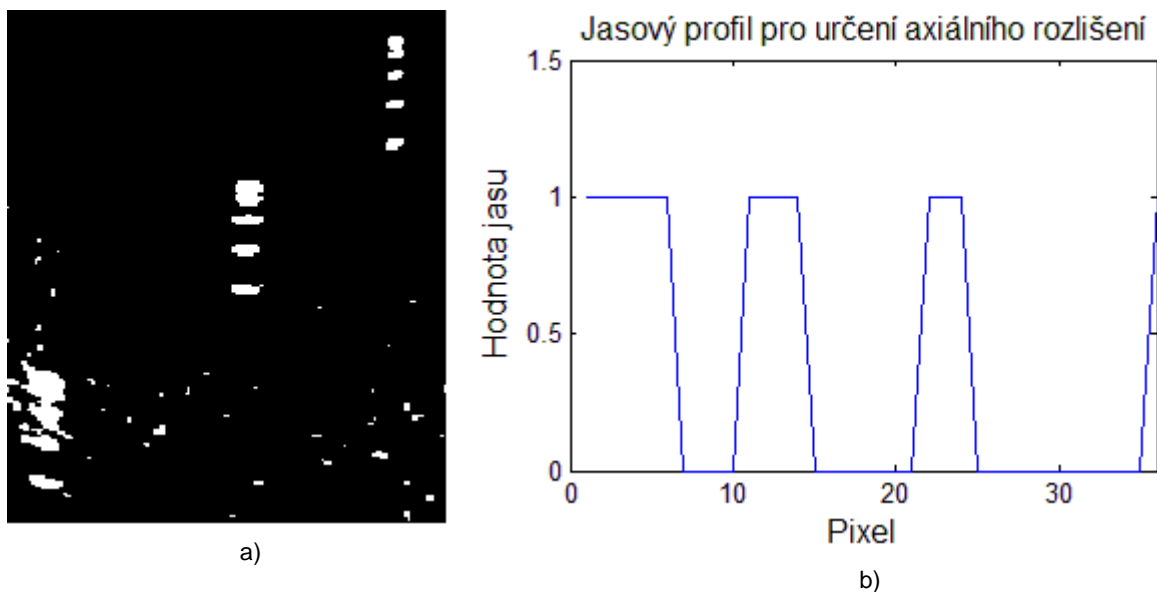
Na obrázku 25 a) je uveden příklad snímku pro měření axiálního rozlišení a na stejném obrázku b) pro zjištění laterálního rozlišení.



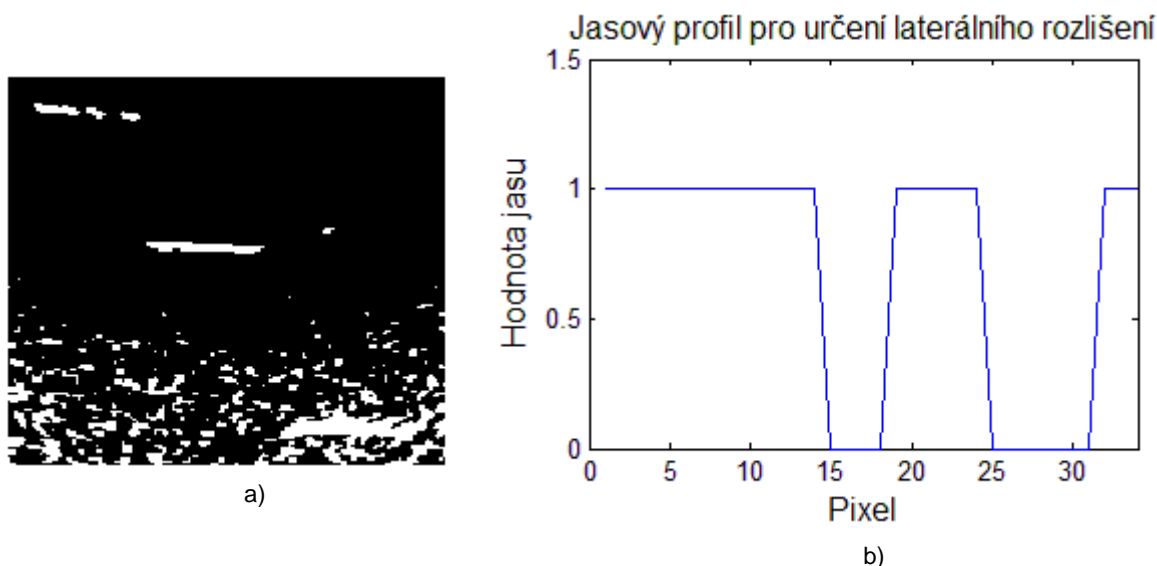
Obrázek 25: Příklad nasnímané oblasti fantomu N-365 pro zjištění: a) axiálního rozlišení, b) laterálního rozlišení.

Další zpracování obrazu spočívá v převedení každé ze tří oblastí na její binární reprezentaci s prahem 50% z maxima v každé oblasti zvlášť. Tento způsob do jisté míry zabraňuje vzniku nepřesnosti v případě, kdy je hodnota jasu v některé oblasti výrazně vyšší než v ostatních, neboť dojde k rozložení celého obrazu na tři menší oblasti.

Po převedení snímku na binární reprezentaci se vykreslí jasové profily pro každou oblast zvlášť. Tyto profily se vykreslují přes středy jednotlivých bodů, kdy střed je definován jako pixel o maximální intenzitě jasu. Tento pixel je detekován s malého okolí kolem jednotlivých bodů. Jelikož jsou známé rozměry fantomu a tedy i vzdálenosti mezi jednotlivými skupinami, lze vždy detekovat přibližnou pozici prvního bodu každé skupiny. Souřadnice tohoto bodu jsou pak upraveny na základě hledání maxima v okolí zvoleného bodu. Pozice tohoto maxima je pak považována za střed prvního bodu. Na základě znalosti vzdálenosti prvního a posledního bodu každé skupiny se pak vypočtou přibližné souřadnice posledního bodu a stejným způsobem, na základě nalezení maxima v malém okolí, se určí střed posledního bodu. Takto se zvolí první a poslední bod každé skupiny a pro každou skupinu se mezi těmito dvěma body vypočte jasový profil pomocí Matlabovské funkce *improfile*. Jelikož byly snímky převedeny na binární reprezentaci, výsledné jasové profily budou nabývat hodnot 0 a 1 a podle počtů skoků mezi těmito hodnotami se určí počet rozlišitelných bodů. Na obrázku 26 je uveden příklad binární reprezentace obrazu a jasový profil pro určení axiálního rozlišení pomocí první skupiny bodů z obrázku 25 a). Obdobně pak i pro zjištění laterálního rozlišení uvedeného na obrázku 27.

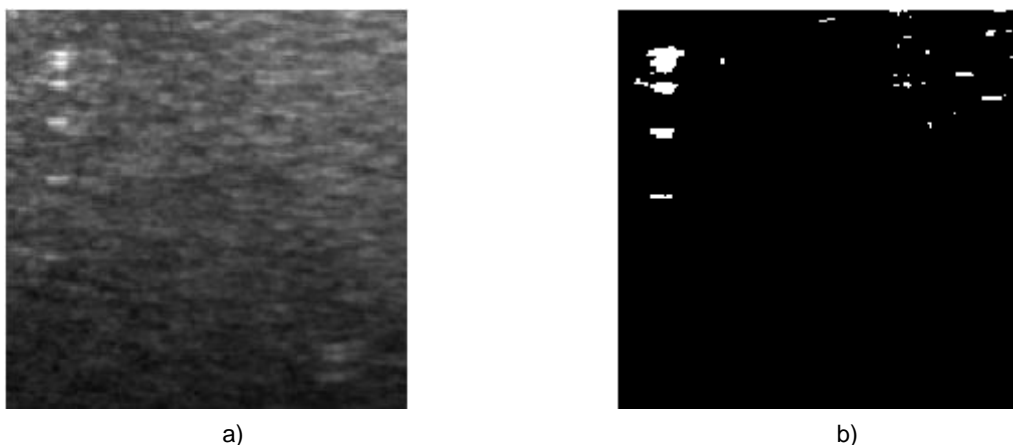


Obrázek 26: a) Binární reprezentace snímku s prahem pro první skupinu bodů, b) jasový profil přes první skupinu bodů pro určení axiálního rozlišení.



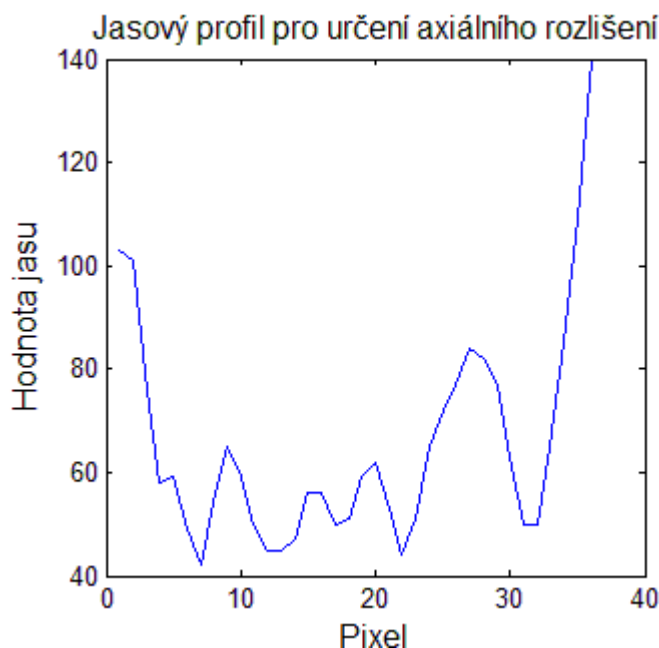
Obrázek 27: a) Binární reprezentace snímku s prahem pro první skupinu bodů, b) jasový profil přes první skupinu bodů pro určení laterálního rozlišení.

Jelikož dochází i v tomto způsobu k převodu na binární reprezentaci existuje zde stejné riziko chyby, které již bylo vysvětleno v kapitole 3.3.2. Pro názornost je uveden obrázek 28, na kterém lze vidět, jak špatně jsou některé obrazy převoditelné na jejich binární reprezentaci. V originálním obraze je šestý bod skupiny velice špatně viditelný a při převodu obrazu na jeho binární reprezentaci se vůbec nezobrazí. Zde nepomůže ani převod každé oblasti zvlášť s různými prahy pro každou oblast. A právě z těchto důvodů je opět metoda využívající převod na binární reprezentaci uvedena pouze jako orientační. Za správné výsledky jsou považovány hodnoty získány analýzou jasových profilů mezi dvěma body.



Obrázek 28: a) originální nasnímaná oblast fantomu pro měření axiálního rozlišení, pomocí lineární sondy L12-5, b) binární reprezentace.

S využitím metody pracující na základě vykreslení jasových profilů (viz kapitola 3.3.2 předposlední odstavce) je problém vznikající při převodu obrazu binární reprezentaci eliminován a dojde k rozlišení prvního a druhého bodu axiální skupiny cílů. Jasový profil mezi těmito body je uveden na obrázku 29. Je zde patné, že minimum je výrazně nižší než hodnoty jasu v krajních bodech a z rovnice 15 vyplývá, že hodnota K bude dostatečná pro označení těchto bodů za rozlišitelné.



Obrázek 29 Jasový profil prvního a druhého bodu skupiny cílů snímku na obrázku 27 a).

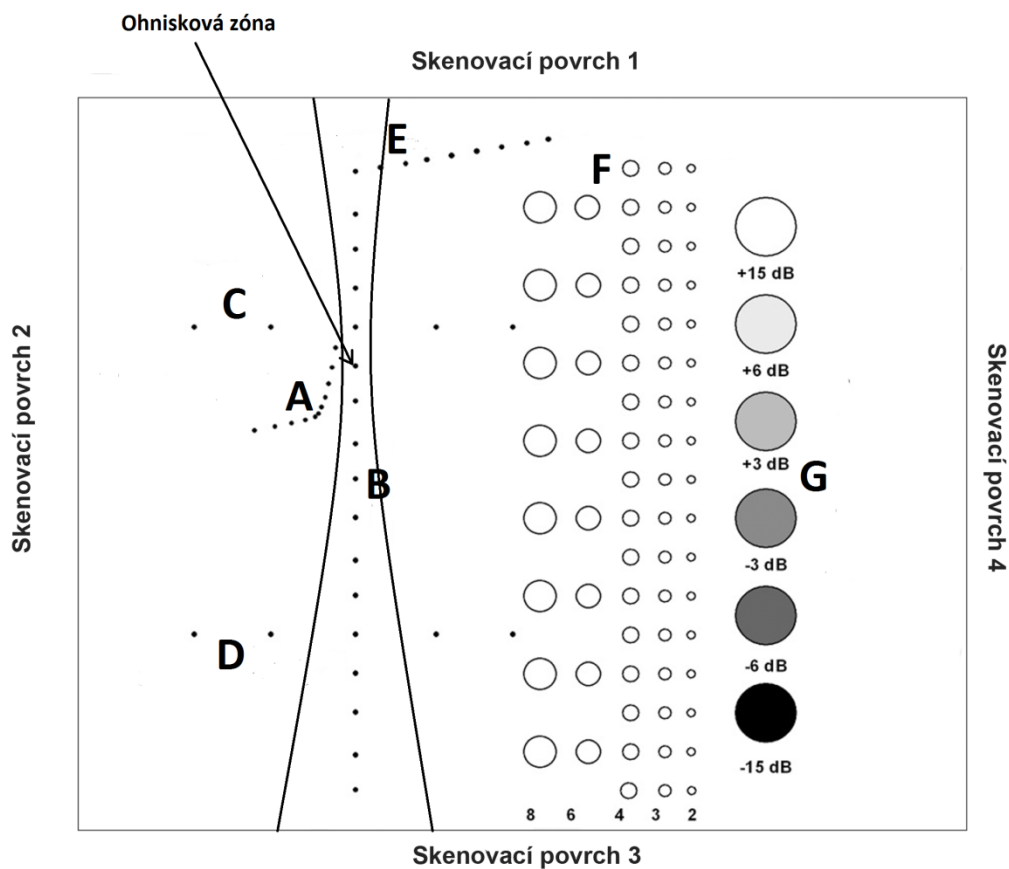
Hlavní výhodou použití fantomu N-365, pro určení axiálního a laterálního rozlišení, oproti fantomu ATS 539 spočívá v možnosti zjistit odpovídající hodnoty v různých hloubkách pomocí jediného měření. Další z výhod je fakt, že fantom N-365 má menší minimální vzdálenost mezi body, z tohoto důvodu umožňuje hodnotit i systémy s velmi dobrým rozlišením. Nevýhodou spočívá v nutnosti dvou snímků pro případ, kdy je potřeba zjistit axiální i laterální rozlišení, zatímco u fantomu ATS 539 v případě použití způsobu popsaného v předchozích kapitolách je dostačující pouze jeden snímek pro určení obou rozlišení.

3.3.4 Měření ohniskové zóny

Měření ohniskové zóny se rovněž provádí pomocí fantomu. Na obrázku 13 je skupina bodů určená pro toto měření označená písmenem B. Zde se využije skenovací povrch 1.

Fantom se umístí na rovný povrch a ke skenování se připraví skenovací povrch 1. Aplikuje se dané množství gelu a nastaví se systém. Pokud lze vidět spodní část fantomu, upraví se nastavení zisku, dokud spodní část vymizí. Následně se nasnímá vertikální sada cílů na fantomu. Obrázek 13 B. Na displeji se zobrazí spíše čára než bod, kdy délka čáry odpovídá šířce ultrazvukového svazku. Z tohoto důvodu šířka čáry v ohniskové oblasti je menší než v oblasti mimo ohniskovou zónu. Pokud bude docházet k úpravám v nastavení zesílení, bude se také měnit délka zobrazených čar.

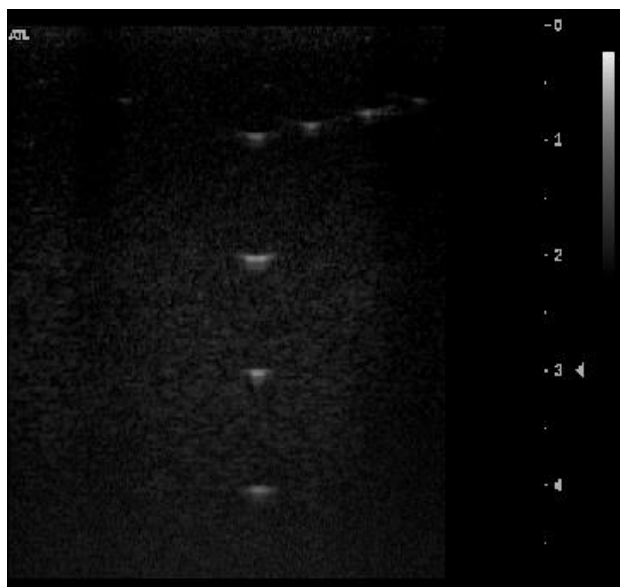
V případě sond s proměnnou ohniskovou vzdáleností, může být testováno různé nastavení. Při testování sond s dynamickou fokusací se nemusí změny v šířce čar zobrazit. Pokud se spojí všechny krajní body na pravé a levé straně vzniklých čar, získá se hladká křivka, která popisuje tvar ultrazvukového svazku. V nejužší části této křivky se nachází ohnisková zóna a v tomto místě se měří šířka svazku a hloubka.



Obrázek 30 Křivka popisující tvar ultrazvukového svazku [22].

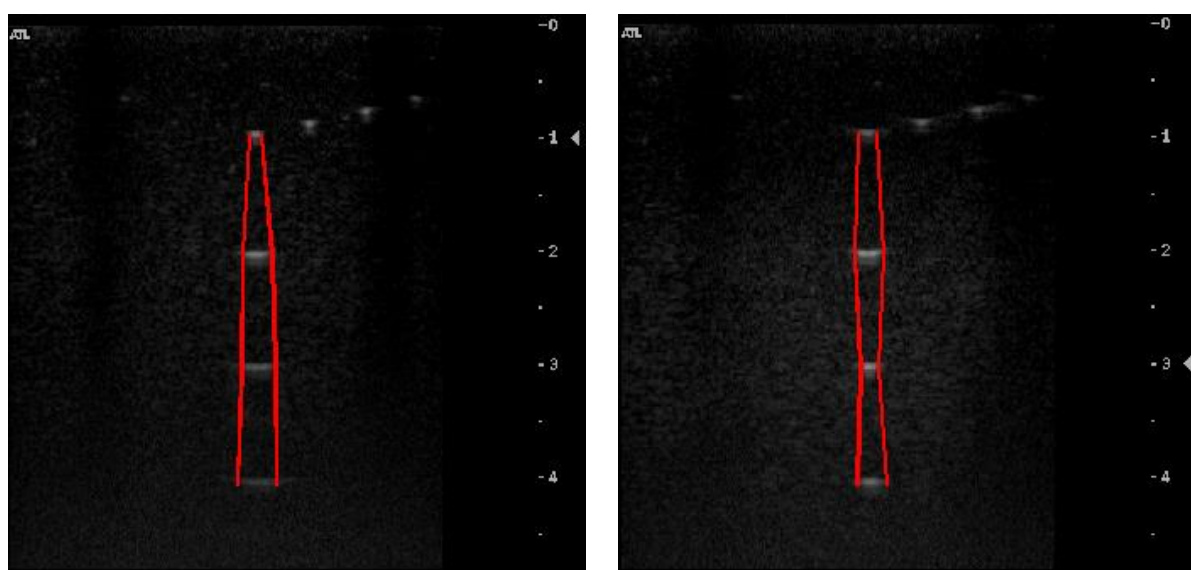
Na obrázku 30 je uveden příklad jednoho z možných tvarů ultrazvukového svazku. Obrázek 31 obsahuje snímek odpovídající oblasti fantomu, získaný pomocí ultrazvukového systé-

mu ATL HDI 5000 a lineární sondy L12-5. V takovémto snímku je potřeba detekovat krajní pixely jednotlivých bodů. V práci byly za krajní pixely považovány první pixely od středu jednotlivých bodů, u kterých došlo k poklesu intenzity jasu o polovinu a více a to jak na pravou stranu, tak i na levou stranu od středu bodu. Pro případ na obrázku 31 je potřeba detekovat 4 odpovídající pixely vlevo a 4 vpravo.



Obrázek 31 Příklad zobrazení oblasti fantomu pro měření ohniskové zóny. Měřeno pomocí ultrazukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.

Výsledkem postupu je vyznačení tvaru ultrazukového svazku a vypsání hodnot velikosti jednotlivých bodů. Z těchto hodnot lze pak určit, do kterého místa je nastavena fokusace. Jak bylo uvedeno výše, tvar této křivky je závislý na nastavené ohniskové vzdálenosti. Na obrázku 32 lze vidět srovnání dvou obrazů s vyznačeným tvarem ultrazukového svazku. Jednotlivé snímky se liší pouze nastavenou ohniskovou vzdáleností.

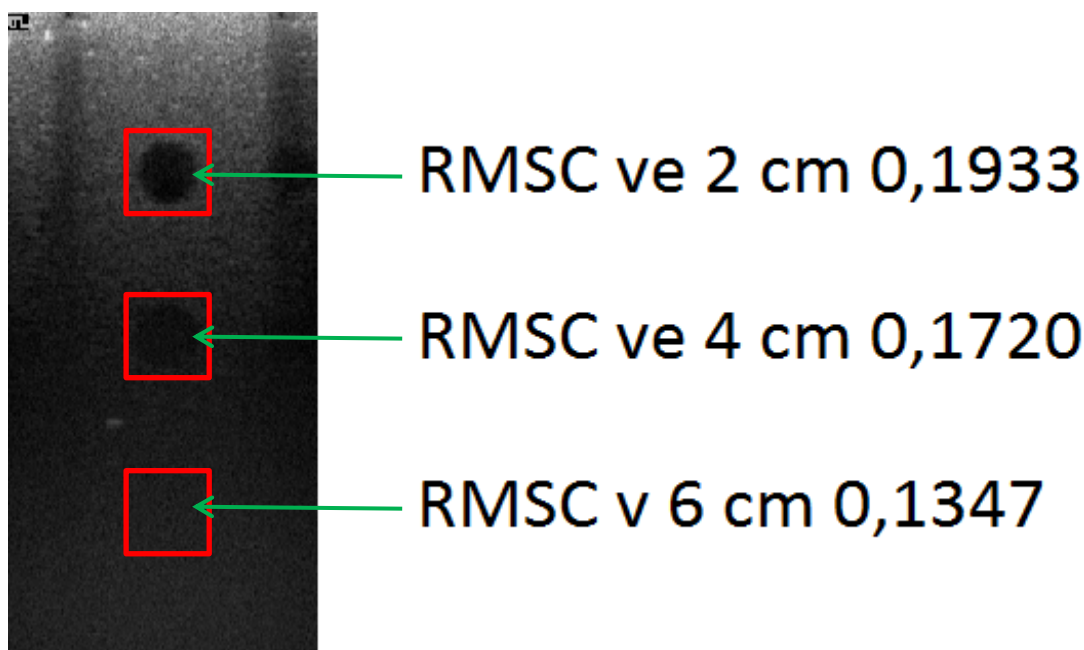


Obrázek 32 Snímek s vyznačeným tvarem ultrazukového svazku: a) s fokusací nastavenou na 1 cm, b) s fokusací nastavenou na 3 cm.

3.3.5 Měření citlivosti sondy

Pro měření citlivosti sondy je možné využít výše popsany fantom ATS 539. Fantom se umístí na čistý rovný povrch a ke snímání se použije povrch 1. Na povrch se nanese vhodné množství gelu a pro jednotlivé snímky se v nastavení upravuje místo fokusace ultrazvukového svazku, jelikož právě tento parametr ovlivňuje výslednou citlivost sondy. Tento test by měl být proveden pro různé nastavení výstupu (alespoň pro nejvyšší a nejnižší nastavení), což umožní lépe detekovat změny ve výstupu. Sondou je snímána oblast válcovitých struktur o průměru 4 mm, na obrázku 13 oblast F 8. Ve výsledném obrazu této oblasti se zjišťuje poslední nebo nejhlubší zobrazena cílová struktura. Hloubka tohoto bodu pak udává citlivost daného systému.

Zpracování nasnímaného obrazu spočívá ve výpočtu RMSC ve stejně velkém okolí každého bodu. Root mean square se počítá podle rovnice 14 a lze jej využít k určení, zda je daná struktura ještě rozlišitelná, nebo už splývá se svým okolím.



Obrázek 33 Oblast fantomu pro měření citlivosti sondy s vyznačenými hodnotami RMSC pro okolí jednotlivých bodů. Snímek pořízen pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.

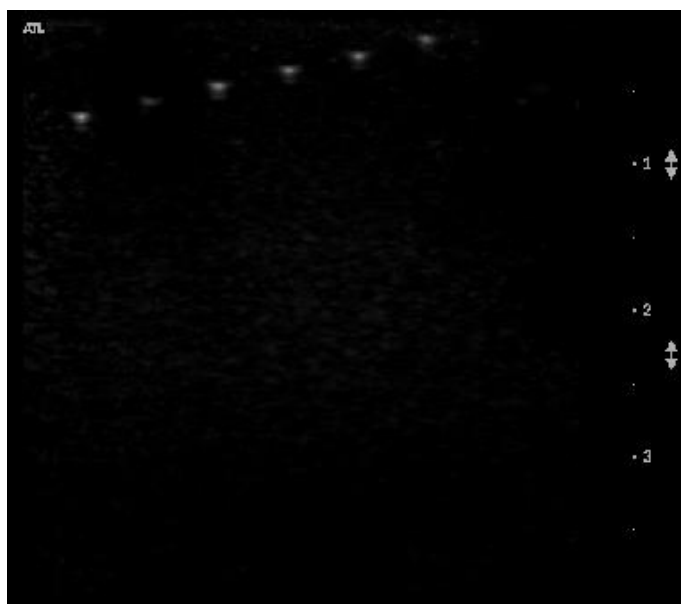
Na obrázku 33 je uveden příklad snímku, na kterém by měly být rozlišitelné tři body, jelikož je nastavena hloubka 7 cm. Avšak lze i pouhým okem zjistit, že třetí bod není vůbec rozlišitelný a druhý bod pouze stěží. Tuto viditelnou skutečnost potvrzují také výsledné hodnoty RMSC. Na závěr je použit vhodný práh, jež určí podle velikosti RMSC, které struktury jsou rozlišitelné a které nikoli. Jelikož v literatuře nebyla nalezena univerzální hodnota prahu, byl práh stanoven experimentálně a to na hodnotu 0,16. Body v jejichž oblastech, vychází RMSC vyšší než stanovený práh, jsou považovány za rozlišitelné. Oblasti s nižšími hodnotami RMSC, než je prahová hodnota, jsou nerozlišitelné. Ve výsledném obraze je hodnocená maximální hloubka ještě rozlišitelného bodu.

3.3.6 Měření délky mrtvé zóny

Pro měření délky mrtvé oblasti lze opět využít fantom ATS 539. Skupiny bodů pro toto měření jsou na obrázku 13 označeny písmenem E. V tomto případě se snímá fantom pouze ze skenovacího povrchu 1.

Fantom se položí na čistý rovný povrch se skenovací pozicí 1 k použití. Použije se dané množství gelu. V nastavení systému se upravují hodnoty frekvence a výkonu ultrazvukového měniče, jelikož právě tyto parametry ovlivňují délku mrtvé zóny. Pokud je vidět spodní část fantomu upraví se nastavení zisku, dokud spodní část nevymizí z obrazu.

Následně se nasnímá oblast fantomu, ve které se nacházejí cílové body pro měření délky mrtvé zóny. Oblast je tvořena 9 cílovými body, které jsou od sebe vzdálené 1 mm a první bod je od skenovacího povrchu vzdálen 2 mm, celkově tak body dosahují do hloubky 10 mm. Délka mrtvé zóny je pak rovna vzdálenosti mezi prvním zobrazeným cílovým bodem a čelem sondy.

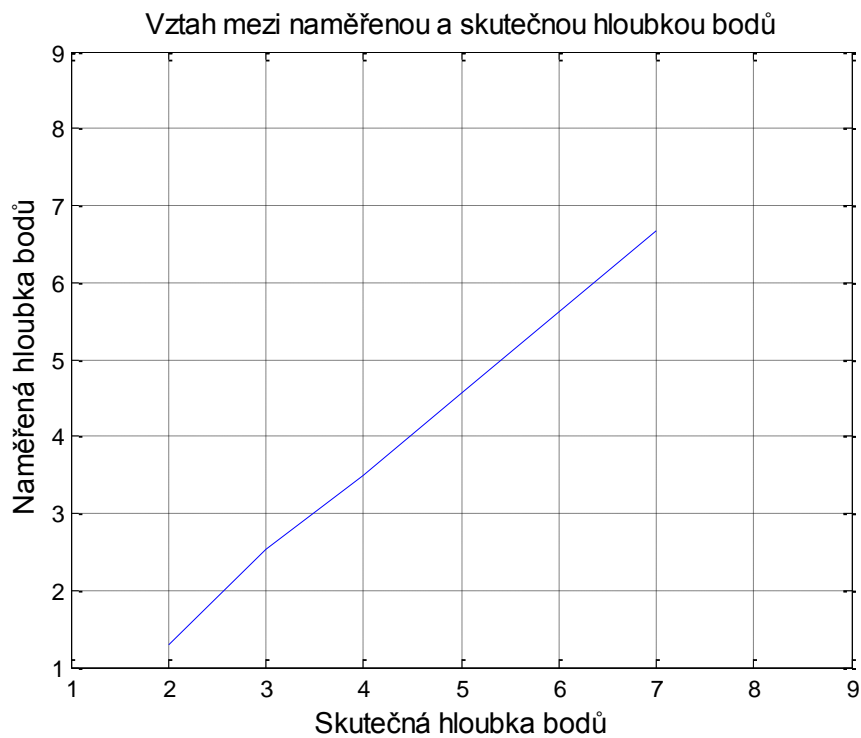


Obrázek 34 Příklad zobrazení oblasti fantomu pro měření délky mrtvé zóny. Měřeno pomocí ultrazvukového systému ATL HDI 5 000 a lineární sondy L12-5.

Na obrázku 34 je uveden snímek oblasti fantomu pro měření délky mrtvé zóny. Cílem je zjistit vzdálenost prvního zobrazeného bodu od povrchu fantomu, tedy bodu v nejmenší hloubce. Na začátku je snímek ořezán, tak aby výsledný obraz obsahoval pouze body odpovídající skupiny. Takto připravený obraz je převeden na jeho binární reprezentaci s prahem nastaveným na 50% z maxima z ořezaného obrazu. Poté se v binárním obraze detekuje pozice prvního bílého pixelu shora v binárním obraze. Pro přesnější určení souřadnic pozice prvního bodu je následně v originálním obraze prohledáno okolí kolem bodu určeného z binární reprezentace obrazu. V tomto okolí je hledáno maximum a to je považováno za střed daného

bodů. Jelikož velikosti pixelu v obraze je známá, lze přepočítat pozici tohoto bodu na vzdálenost v milimetrech. A právě na základě této vzdálenosti lze usuzovat o délce mrtvé zóny.

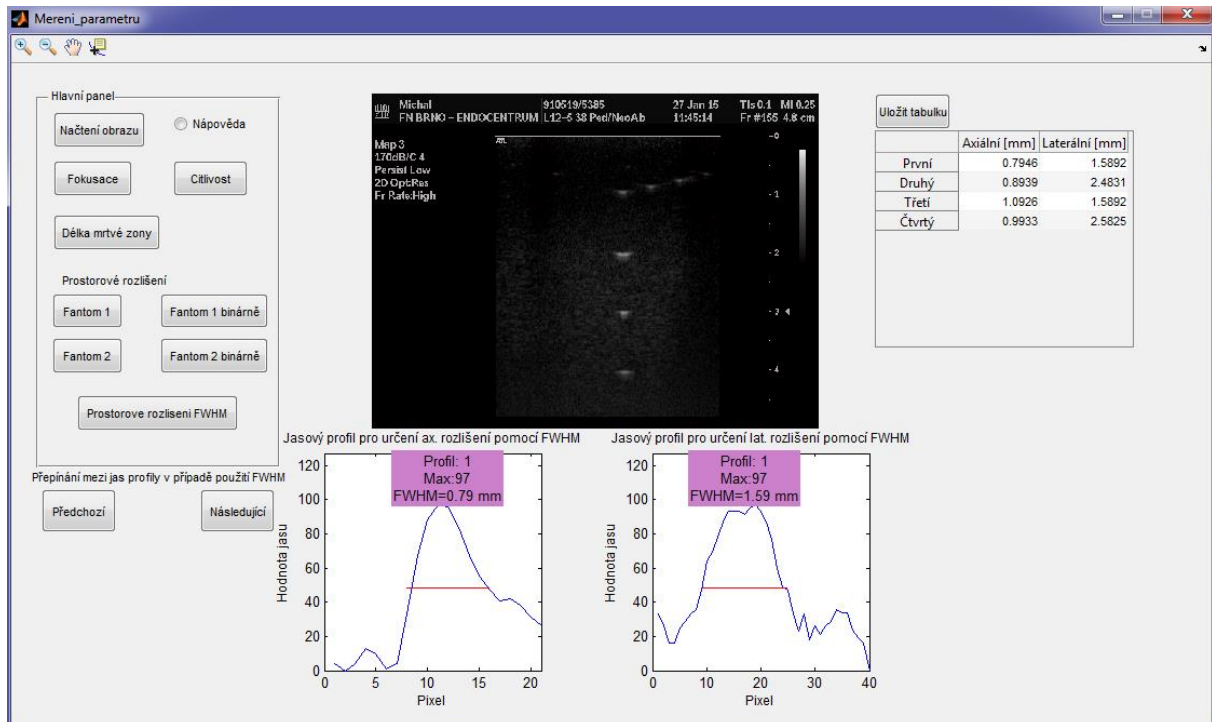
Oblast pro měření mrtvé zóny lze využít k získání grafu závislosti reálné vzdálenosti na zjištěné, tedy naměřené, vzdálenosti. Na základně rozložení bodů ve fantomu je známá reálná vzdálenost jednotlivých bodů. Naměřená vzdálenost je získána z pozic jednotlivých bodů v nasnímaném obraze. Po detekci prvního bodu se pak program posune do oblasti, kde by se měl nacházet druhý bod a zde se opět detekuje maximum a souřadnice maxima jsou pak považovány za souřadnice druhého bodu. Tento posun je umožněn ze znalosti očekávaných poloh jednotlivých bodů. Pro další body je postup obdobný. Souřadnice všech bodů jsou na základně znalosti velikosti pixelu přepočteny na vzdálenost v milimetrech. Příklad výsledné závislosti je uveden v grafu 2.



Graf 2 Vztah mezi naměřenou skutečnou hloubkou bodů

3.4 Grafické rozhraní

Program *Mereni_parametru* je navržen pro jednodušší ovládání a přehlednější zobrazení při analýze nasnímaných obrázků. Získané snímky jsou načítané ve formátu *DICOM*. Grafické rozhraní tohoto programu se skládá ze tří základních oblastí a to z ovládací části, grafické části a tabulkové části. Na obrázku 35 je uveden příklad grafického rozhraní s výsledky pro metodu zjištění prostorového rozlišení pomocí FWHM.



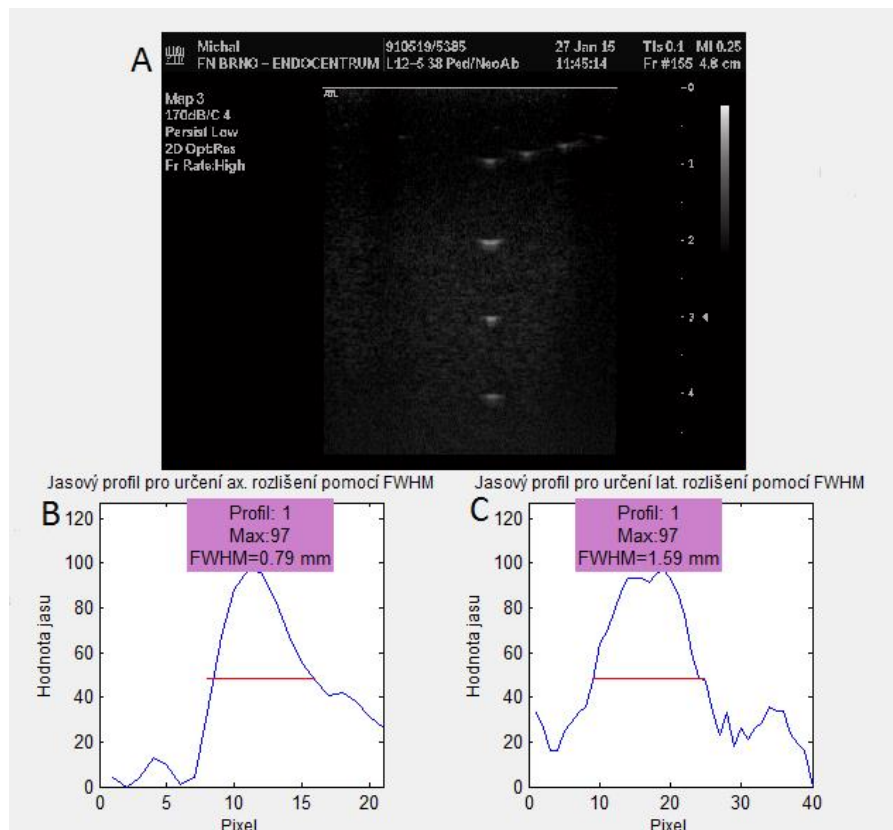
Obrázek 35 Grafické rozhraní programu *Mereni_parametru*.

1. Program se spouští pomocí tlačítka F5 v souboru *Mereni_parametru.m*.
2. Veškeré ovládání programu je řízeno z oblasti hlavní panel. Detail této oblasti je uveden na obrázku 36. Pomocí tlačítka **Načtení obrazu** je možné načíst obraz ve formátu *DICOM*. Načtený obraz je vykreslen v grafické části do oblasti A na obrázku 37. Je potřeba načíst vždy správný obraz, podle toho jaký parametr je měřen. Po načtení obrázku je použito jedno z tlačítek **Fokusace**, **Citlivost**, **Délka mrtvé zóny**, případně jedno z tlačítek z pěti možných způsobu určení prostorového rozlišení. Tímto tlačítkem proběhne zvolená analýza snímku. Na hlavním panelu je také *radio button*, který slouží k zapnutí/vypnutí nápovědy, viz o nápovědě v bodě 6 této kapitoly.



Obrázek 36 Hlavní panel sloužící k ovládání programu.

3. V případě, kdy jsou výsledkem grafické výstupy, jsou vykresleny v grafické oblasti pod načtený obrázek. Na obrázku 37 oblast B případně C. Pro stanovení některých parametrů však nejsou výsledkem jasové profily, případně je grafický výsledek jen jeden a podle této možnosti dojde ke změně grafické oblasti.



Obrázek 37 Detail grafické části programu.

4. Pro všechny parametry jsou vždy vypsané hodnoty do připravené tabulky. Příklad takovéto tabulky je uveden na obrázku 38, zde pro stanovení prostorového rozlišení pomocí FWHM. Velikost, popis řádků a sloupců v tabulce je vždy upraven podle současného parametru, který je stanovován. Tabulku je možné uložit ve formátu *.xls* pomocí tlačítka **Uložit tabulku**.



	Axiální [mm]	Laterální [mm]
První	0.7946	1.5892
Druhý	0.8939	2.4831
Třetí	1.0926	1.5892
Čtvrtý	0.9933	2.5825

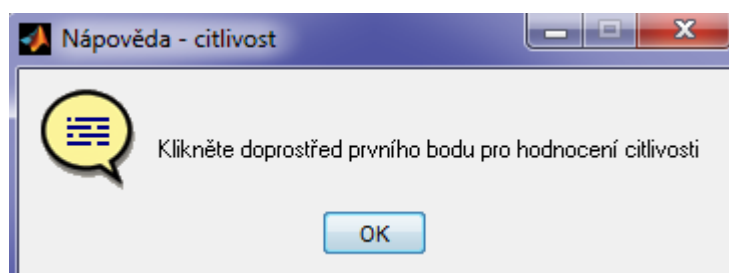
Obrázek 38 Tabulková část programu.

5. Při některých analýzách je získáno více grafických výstupů v podobě jasových profilů. Například při stanovení prostorového rozlišení pomocí FWHM jsou k dispozici vždy dva jasové profily (jeden pro axiální druhý pro laterální rozlišení) pro každý bod analyzovaného snímku. Z tohoto důvodu je v programu zavedena možnost přepínání mezi jasovými profily jednotlivých bodů. Pomocí dvou tlačítek **Předchozí** a **Následující** lze vybrat bod, jehož jasové profily jsou vykresleny do grafických oblastí B a C. Na obrázku 39 je uvedeno menu pro přepínání mezi jasovými profily.



Obrázek 39 Menu pro přepínání mezi jasovými profily jednotlivých bodů.

6. V případně problému s ovládáním grafického rozhraní je možno zapnout nápovědu pomocí *radio button* **Nápověda**, které je umístěno na hlavním panelu vpravo nahoře. Tato nápověda vždy uživateli radí jak postupovat v případě nutnosti výběru oblasti nebo bodu v obraze. Příklad nápovědy, která se objeví po stisknutí tlačítka **Citlivost**, je uvedena na obrázku 40.



Obrázek 40 Nápověda pro výběr bodu v případě stanovování citlivosti sondy.

3.5 Naměřené výsledky a diskuze

3.5.1 Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí fantomu ATS

Jak bylo uvedeno v předchozích kapitolách, týkajících se tohoto fantomu, fantom umožňuje určit velikost prostorového rozlišení o hodnotách 5, 4, 3, 2 a 1 mm. Jedná se o zásadní nevýhodu tohoto postupu měření, jelikož tímto způsobem není získána přesná hodnota rozlišení, ale jen přibližná. V této kapitole jsou uvedeny a okomentovány naměřené hodnoty axiálního a laterálního rozlišení pro 5 testovaných sond. Za správné hodnoty byly považovány ty, při kterých byla fokusace nastavena do oblasti skupiny bodu pro toto měření. Pro analýzu byla použita metoda s využitím jasových profilů mezi dvěma body. Metoda s binárním převodem obrazu je pouze orientační a v některých případech nepřesná, z těchto důvodů nebyla do konečných výsledků uvažována.

Tabulka 6 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v hloubce 4 cm pro fokusace 3 a 4 cm.

Hloubka 4 cm		
	Fokusace v 3 cm	Fokusace v 4 cm
Axiální [mm]	1	1
Laterální [mm]	1	1

Tabulka 7 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v hloubkách 4, 7 a 11 cm pro fokusace 4, 8 a 12 cm.

Hloubka 4 cm	
	Fokusace v 4 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	2
Hloubka 7 cm	
	Fokusace v 8 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	3
Hloubka 11 cm	
	Fokusace v 12 cm
Axiální [mm]	3
Laterální [mm]	4

Tabulka 8 Axiální a laterální rozlišení sondy X5-1 v hloubkách 4, 7, 11 a 16 cm pro fokusace 4, 6, 11, 16 cm.

Hloubka 4 cm	
	Fokusace v 4 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	3
Hloubka 7 cm	
	Fokusace v 6 cm
Axiální [mm]	3
Laterální [mm]	5

Hloubka 11 cm	
	Fokusace v 11 cm
Axiální [mm]	3
Laterální [mm]	5
Hloubka 16 cm	
	Fokusace v 16 cm
Axiální [mm]	3
Laterální [mm]	5

Tabulka 9 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v hloubkách 4 a 7 cm pro fokusace 3-4 a 6-7 cm.

Hloubka 4 cm	
	Fokusace v 3-4 cm
Axiální [mm]	1
Laterální [mm]	1
Hloubka 7 cm	
	Fokusace v 6-7 cm
Axiální [mm]	1
Laterální [mm]	1

Tabulka 10 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v hloubkách 4, 7, 11, 16 cm pro fokusace 4, 7, 11 a 16 cm.

Hloubka 4 cm	
	Fokusace v 4 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	4
Hloubka 7 cm	
	Fokusace v 7 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	4
Hloubka 11 cm	
	Fokusace v 11 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	5
Hloubka 16 cm	
	Fokusace v 16 cm
Axiální [mm]	2
Laterální [mm]	5

Jak lze vidět z naměřených dat nejlepších prostorových rozlišení dosahují obě lineární sondy, u kterých bylo zjištěno axiální i laterální rozlišení 1 mm. Pro sondu L12-5, však nebylo možné měřit v jiných hloubkách než 4 cm, jelikož maximální nastavitelná hloubka pro tuto sondu byla 8 cm a v tomto případě nebyla zobrazena celá oblast dané skupiny bodů ve fantomu. Sonda C5-2 dopadla z konvexních sond v testu nejlépe, bylo pro ni naměřené axiální i

laterální rozlišení 2 mm v hloubkách 4 a 7 cm a v hloubce 11 cm axiální rozlišení 3 a laterální 4 mm. Pro hloubku 16 cm nebyl pořízen dostatečně kvalitní snímek. Sonda SC6-1 dopadla také dobře, kdy se axiální rozlišení pro všechny hloubky nemění a bylo 2 mm. Laterální rozlišení pak vyšlo 4, 4, 5 a 5 mm pro hloubky 4, 7, 11 a 16 cm. Sonda X5-1 byla vyhodnocena jako nejhorší, ve srovnání s ostatními konvexními sondami dosahovala stejných výsledků pouze pro hloubku 4 cm. Pro další hloubky už vyšlo axiálního rozlišení 3 mm a laterálního rozlišení 5 mm.

3.5.2 Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí fantomu N-365

Výhody fantomu N-365 byly popsány v kapitole 3.1.2, proto zde jen krátce o jeho hlavní výhodě, kterou je rozmístění tří skupin bodů v různých hloubkách, z tohoto důvodu lze zjistit velikost rozlišení ihned v odlišných hloubkách. Opět byly výsledky získané pomocí metody s jasovými profily mezi dvěma body. Fokuse byla nastavena vždy do oblasti druhé skupiny cílů.

Tabulka 11 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.

Hloubka [cm]	Fokuse 3 cm	
	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
1,5	1	1
3	1	1
5	x	x

Při měření sondy L12-5 nastal problém, kdy se ve snímku nezobrazila skupina bodů začínající na 5 cm, tedy poslední cílová skupina bodů. Problém byl způsoben z důvodu malé hloubky snímání, proto nebyla pro sondu L12-5 získána informace o rozlišení v této hloubce.

Tabulka 12 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.

Hloubka [cm]	Fokuse 3 cm	
	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
1,5	2	2
3	1	3
5	2	3

Pro sondu C5-2 nebylo naměřeno prostorové rozlišení ve větší hloubce, proto jsou uvedeny jen výsledky pro základní hloubky. Je důležité si povšimnout změny axiálního rozlišení pro hloubku 3 cm, kde došlo ke zlepšení rozlišení. Je to dáno právě fokusací ultrazvukového svazku do hloubky 3 cm.

Tabulka 13 Axiální a laterální rozlišení sondy X5-1.

Hloubka [cm]	Fokusace 1 cm		Hloubka [cm]	Fokusace 1 cm	
	Axiální rozlišení [mm]			Laterální rozlišení [mm]	
1,5	x		1,5	x	
3	2		3	1	
5	2		5	3	
Hloubka [cm]	Fokusace 14,5 cm		Hloubka [cm]	Fokusace 19 cm	
	Axiální rozlišení [mm]			Laterální rozlišení [mm]	
12,5	2		17	4	
14,5	2		19	4	
16	2		20,5	4	

Pro sondu X5-1 již bylo využito snímání ze všech 4 skenovacích povrchů fantomu. V tabulce 13 jsou uvedeny výsledné hodnoty pro různé hloubky podle skenovacího povrchu. Fokusace byla vždy nastavena na druhou skupinu cílů. V tomto případě došlo k naměření výrazného rozdílu mezi měřením pomocí fantomu ATS a měřením na fantomu N-365. V tabulce 8 se nachází výsledek měření pomocí fantomu ATS, kde je důležité si všimnout výsledků pro laterální rozlišení, které vyšlo 3, 5, 5 a 5 mm pro hloubky 4, 7, 11 a 16 cm. Zatímco v případě fantomu N-365 vyšly hodnoty 1, 3, 4, 4 a 4 mm pro hloubky 3, 5, 17, 19 a 20,5 cm. Tyto výsledky jsou zvláštní, jelikož pro fantom N-365 vychází lepší laterální rozlišení i ve větších hloubkách. Chyba byla způsobena při získávání snímku, kdy u fantomu ATS byl nastaven příliš vysoký zisk a to vedlo k následnému zvýšení jasu v obraze a mezi rozlišitelnými body neklesla intenzita jasu dostatečně hluboko. Tento závěr je také patrný ze snímku v databázi. Z těchto důvodů jsou zjištěné hodnoty pomocí fantomu N-365 považovány za přesnější. Avšak pouze pro tento případ. Pro ostatní, dobře naměřené snímky, jsou výsledky srovnatelné.

Tabulka 14 Axiální a laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v hloubce 1,5, 3 a 5 cm pro fokusaci 3 cm.

Hloubka [cm]	Fokusace 3 cm	
	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
1,5	0,5	1
3	1	1
5	1	2

Sonda SL10-2 dosahovala nejlepšího naměřeného axiálního rozlišení ze všech testovaných sond a to pro hloubku bodu 1,5 cm a fokusace ve 3 cm. Tato hodnota vypovídá o velice dobrém axiálním rozlišení, což potvrzují i hodnoty z dalších hloubek, kde se axiální rozlišení drželo na hodnotě 1 mm.

Tabulka 15 Axiální a laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1.

Hloubka [cm]	Fokusace 1,5 cm	Hloubka [cm]	Fokusace 5 cm
	Axiální rozlišení [mm]		Laterální rozlišení [mm]
1,5	1	1,5	3
3	2	3	4
5	2	5	3
Hloubka [cm]	Fokusace 14,5 cm	Hloubka [cm]	Fokusace 19 cm
	Axiální rozlišení [mm]		Laterální rozlišení [mm]
12,5	2	17	5
14,5	2	19	5
16	x	20,5	5

Pro sondu SC6-1 je uveden příklad, u kterého dojde k odchýlení hodnot od očekávaných vlivem fokusace. Pro laterální rozlišení byly očekávané hodnoty 3, 4 a 4, jelikož laterální rozlišení klesá s rostoucí vzdáleností od sondy, avšak vlivem fokusace do hloubky 5 cm docházelo ke zlepšení laterálního rozlišení v této hloubce. Pro hloubku 16 cm již nebylo možné změřit hodnotu axiálního rozlišení.

3.5.3 Naměřené hodnoty prostorového rozlišení pomocí FWHM

Tato kapitola je věnovaná zjištěným hodnotám axiálního a laterálního rozlišení sond pomocí FWHM. Postup měření rozlišení touto metodou je popsán v kapitole 3.3.2. Současná kapitola obsahuje hodnoty prostorových rozlišení v různých hloubkách zjištěných při různém stupni fokusace. Při měření bylo pro každou sondu ponecháno stejné nastavení systému a docházelo pouze ke změnám oblasti fokusace. Součástí tohoto oddílu je diskuze dosažených výsledků spolu s jejich komentářem. Hodnoty rozlišení v tabulkách a grafech jsou uvedeny v mm.

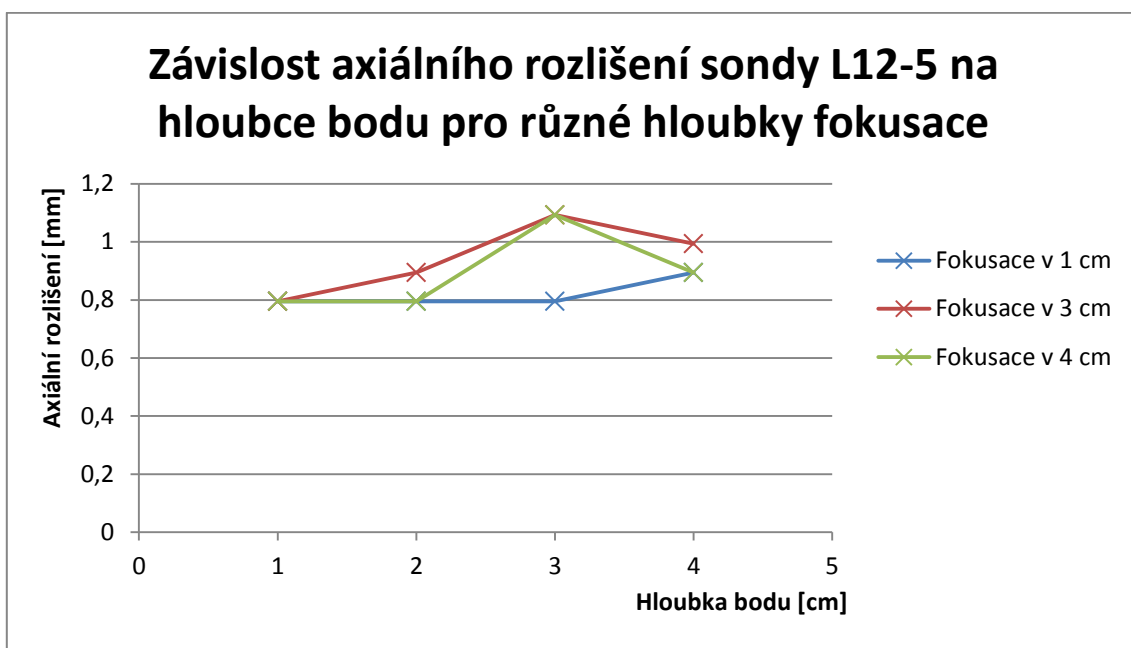
Tabulka 16 Axiální rozlišení lineární sondy L12-5 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Axiální rozlišení lineární sondy L12-5			
Hloubka [cm]	Fokusace v 1 cm	Fokusace v 3 cm	Fokusace v 4 cm
1	0,795	0,795	0,795
2	0,795	0,894	0,795
3	0,795	1,093	1,093
4	0,894	0,993	0,894

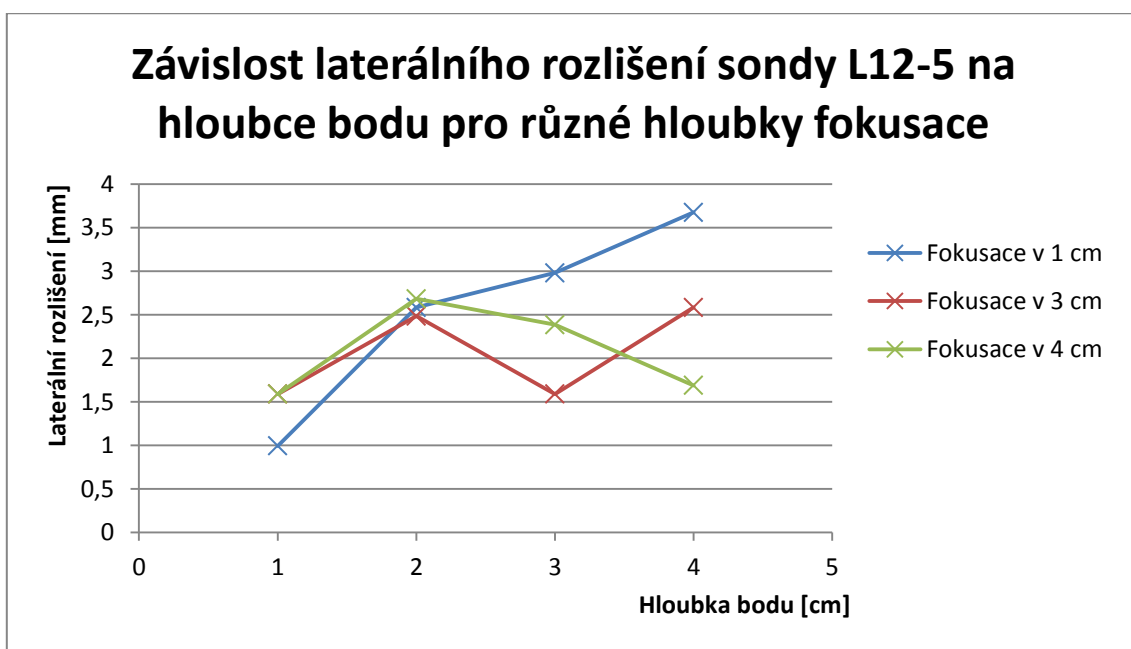
Tabulka 17 Laterální rozlišení lineární sondy L12-5 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Laterální rozlišení lineární sondy L12-5			
Hloubka [cm]	Fokusace v 1 cm	Fokusace v 3 cm	Fokusace v 4 cm
1	0,993	1,589	1,589
2	2,582	2,483	2,682
3	2,980	1,589	2,384
4	3,675	2,582	1,689

Tabulky 16 a 17 zobrazují údaje o lineární sondě L12-5. Ze získaných dat je patrná závislost jak axiálního, tak laterálního rozlišení na místě fokusace. Příkladem budiž velikost axiálního rozlišení v hloubce 4 cm při fokusaci do 4 cm, kde vyšlo axiální rozlišení 0,894 a je lepší než v rozlišení v hloubce 3 cm, které vyšlo 1,093 mm. V případě laterálního rozlišení byl tento rozdíl ještě znatelnější a z tabulky 17 je patrné, že hloubka fokusace výrazně ovlivňuje velikost výsledného rozlišení v určitých hloubkách. Pro přehlednější a názornější ukázkou této závislosti jsou vytvořeny grafy 3 a 4.



Graf 3 Závislost axiálního rozlišení sondy L12-5 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.



Graf 4 Závislost laterálního rozlišení sondy L12-5 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.

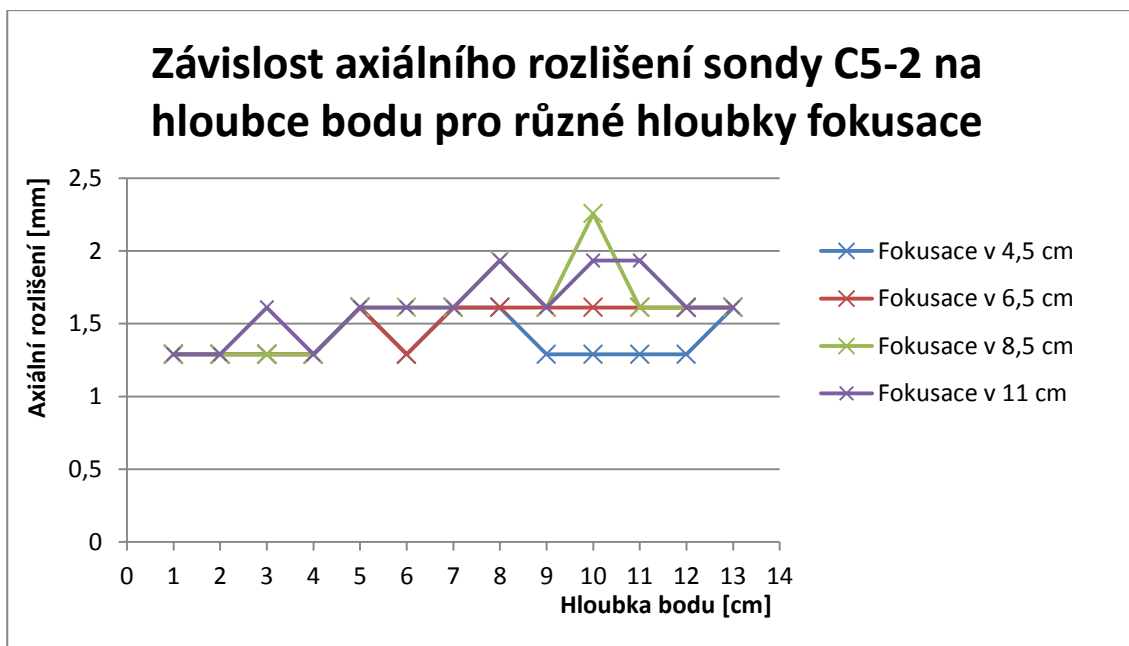
Z grafu 4 je zjevné, jak laterální rozlišení závisí na hloubce fokusace. Pokud byla fokusace nastavená do 1 cm, tak sonda dosahovala nejlepšího laterálního rozlišení v malé hloubce. V případě nastavení fokusace do 3 cm je patrné výrazné zlepšení laterálního rozlišení v této hloubce oproti hloubce 2 cm, ale v hloubce 4 cm je rozlišení horší. A nakonec, pokud byla nastavena fokusace do 4 cm, došlo k zlepšení laterální rozlišení v hloubce 4 cm. Pokud není uvažována fokusace, tak platí, že se vzdáleností od čela sondy se zhoršuje laterální rozlišení.

Tabulka 18 Axiální rozlišení konvexní sondy C5-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.

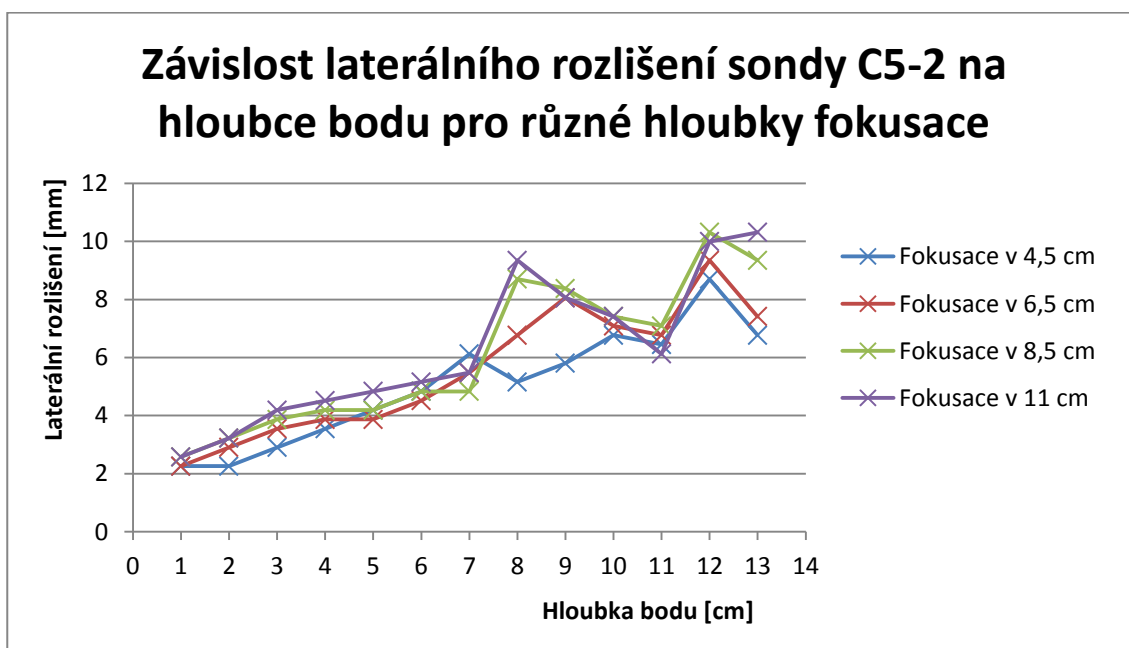
Axiální rozlišení konvexní sondy C5-2				
Hloubka [cm]	Fokusace v 4,5 cm	Fokusace v 6,5 cm	Fokusace v 8,5 cm	Fokusace v 11 cm
1	1,289	1,289	1,289	1,289
2	1,289	1,289	1,289	1,289
3	1,289	1,289	1,289	1,611
4	1,289	1,289	1,289	1,289
5	1,611	1,611	1,611	1,611
6	1,289	1,289	1,611	1,611
7	1,611	1,611	1,611	1,611
8	1,611	1,611	1,934	1,934
9	1,289	1,611	1,611	1,611
10	1,289	1,611	2,256	1,934
11	1,289	1,611	1,611	1,934
12	1,289	1,611	1,611	1,611
13	1,611	1,611	1,611	1,611

Tabulka 19 Laterální rozlišení konvexní sondy C5-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Laterální rozlišení konvexní sondy C5-2				
Hloubka [cm]	Fokusace v 4,5 cm	Fokusace v 6,5 cm	Fokusace v 8,5 cm	Fokusace v 11 cm
1	2,256	2,256	2,578	2,578
2	2,256	2,901	3,223	3,223
3	2,901	3,545	3,868	4,190
4	3,545	3,868	4,190	4,512
5	4,190	3,868	4,190	4,834
6	4,834	4,512	4,834	5,157
7	6,124	5,479	4,834	5,479
8	5,157	6,768	8,702	9,346
9	5,801	8,057	8,380	8,057
10	6,768	7,090	7,413	7,413
11	6,446	6,768	7,090	6,124
12	8,702	9,346	10,313	9,991
13	6,768	7,413	9,346	10,313



Graf 5 Závislost axiálního rozlišení sondy C5-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.



Graf 6 Závislost laterálního rozlišení sondy C5-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.

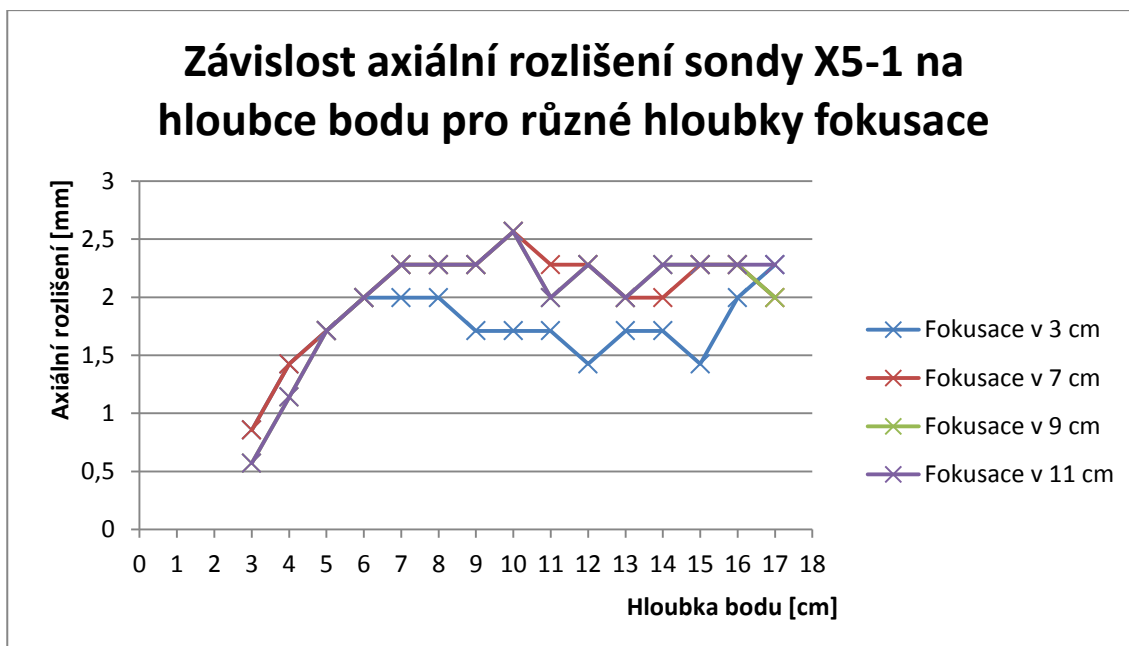
Pro sondu C5-2 jsou patrné obdobné závěry jako pro lineární sondu L12-5, avšak již ne tak výrazné. Příkladem může být křivka pro fokusaci v 11 cm v grafu 6 pro laterální rozlišení. Zde je zřejmé, že kolem hloubky 11 cm došlo ke zlepšení laterálního rozlišení. Hloubky 7 – 8 cm jsou ovlivněny okolními body fantomu ze skupin pro určování prostorového rozlišení. Tyto body jsou příliš blízko svislé skupině cílů a jejich hodnoty jasů do jisté míry ovlivňují naměřené výsledky. Zmíněné body se ze snímků nepodařilo odstranit bez negativního vlivu na výsledek, z tohoto důvodu byly ponechány, jelikož ne vždy jejich jas ovlivní měření.

Tabulka 20 Axiální rozlišení sondy X5-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.

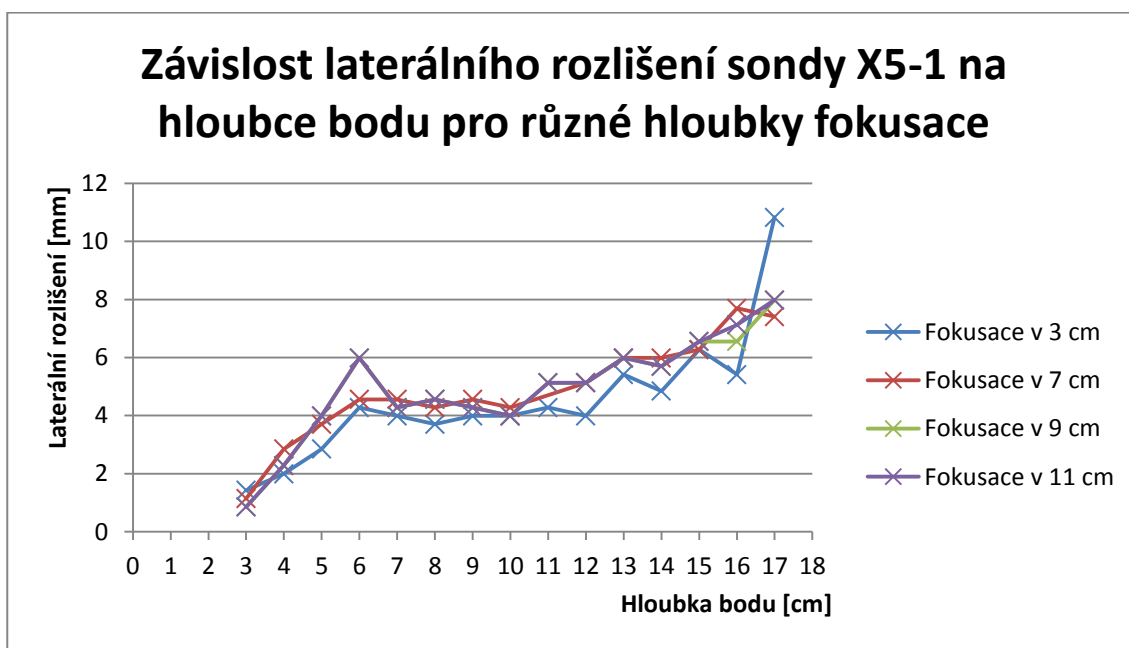
Axiální rozlišení sondy X5-1				
Hloubka [cm]	fokusace v 3 cm	fokusace v 7 cm	fokusace v 9 cm	fokusace v 11 cm
1	x	x	x	x
2	x	x	x	x
3	0,855	0,855	0,570	0,570
4	1,425	1,425	1,140	1,140
5	1,710	1,710	1,710	1,710
6	1,995	1,995	1,995	1,995
7	1,995	2,280	2,280	2,280
8	1,995	2,280	2,280	2,280
9	1,710	2,280	2,280	2,280
10	1,710	2,565	2,565	2,565
11	1,710	2,280	1,995	1,995
12	1,425	2,280	2,280	2,280
13	1,710	1,995	1,995	1,995
14	1,710	1,995	2,280	2,280
15	1,425	2,280	2,280	2,280
16	1,995	2,280	2,280	2,280
17	2,280	1,995	1,995	2,280

Tabulka 21 Laterální rozlišení sondy X5-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Laterální rozlišení sondy X5-1				
Hloubka [cm]	fokusace v 3 cm	fokusace v 7 cm	fokusace v 9 cm	fokusace v 11 cm
1	x	x	x	x
2	x	x	x	x
3	1,425	1,140	0,855	0,855
4	1,995	2,850	2,280	2,280
5	2,850	3,704	3,989	3,989
6	4,274	4,559	5,984	5,984
7	3,989	4,559	4,274	4,274
8	3,704	4,274	4,559	4,559
9	3,989	4,559	4,274	4,274
10	3,989	4,274	3,989	3,989
11	4,274	x	5,129	5,129
12	3,989	5,129	5,129	5,129
13	5,414	5,984	5,984	5,984
14	4,844	5,984	5,699	5,699
15	6,269	6,269	6,554	6,554
16	5,414	7,694	6,554	7,124
17	10,828	7,409	7,979	7,979



Graf 7 Závislost axiálního rozlišení sondy X5-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.



Graf 8 Závislost laterálního rozlišení sondy X5-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.

V případě měření sondy X5-1 se objevil problém se zobrazením prvních bodů. Sonda měla při daném nastavení velice dlouhou mrtvou zónu a první 2 body nebyly zobrazeny vůbec, třetí bod pak byl zobrazen jen slabě. Z těchto důvodů nebyly hodnoty rozlišení pro hloubky 1, 2 a 3 cm považovány za správné. Není zde již ani patrná tak výrazná závislost rozlišení na fokusaci. Zvláštní a neočekávaný byl průběh křivky pro fokusaci do 3 cm jak pro axiální, tak pro laterální rozlišení, kde vycházely hodnoty rozlišení výrazně lepší i pro větší hloubky bodů. Zatímco, podle očekávání, by mělo rozlišení ve větších hloubkách klesat. Lze tedy před-

pokládat, že mohl být analyzovaný snímek pořízen chybně, případně s jiným nastavením systému.

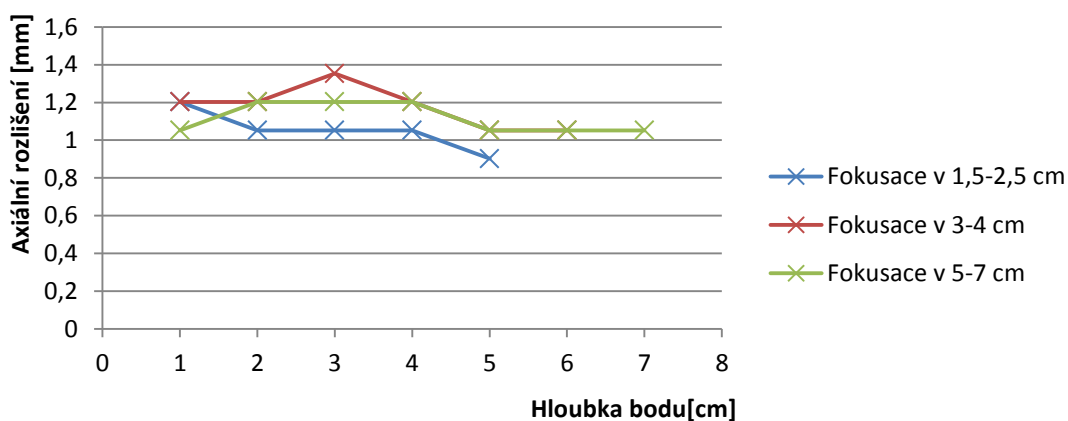
Tabulka 22 Axiální rozlišení lineární sondy SL10-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Axiální rozlišení lineární sondy SL10-2			
Hloubka [cm]	Fokusace v 1,5-2,5 cm	Fokusace v 3-4 cm	Fokusace v 5-7 cm
1	1,203	1,203	1,052
2	1,052	1,203	1,203
3	1,052	1,353	1,203
4	1,052	1,203	1,203
5	0,902	1,052	1,052
6	x	1,052	1,052
7	x	x	1,052
8	x	x	x

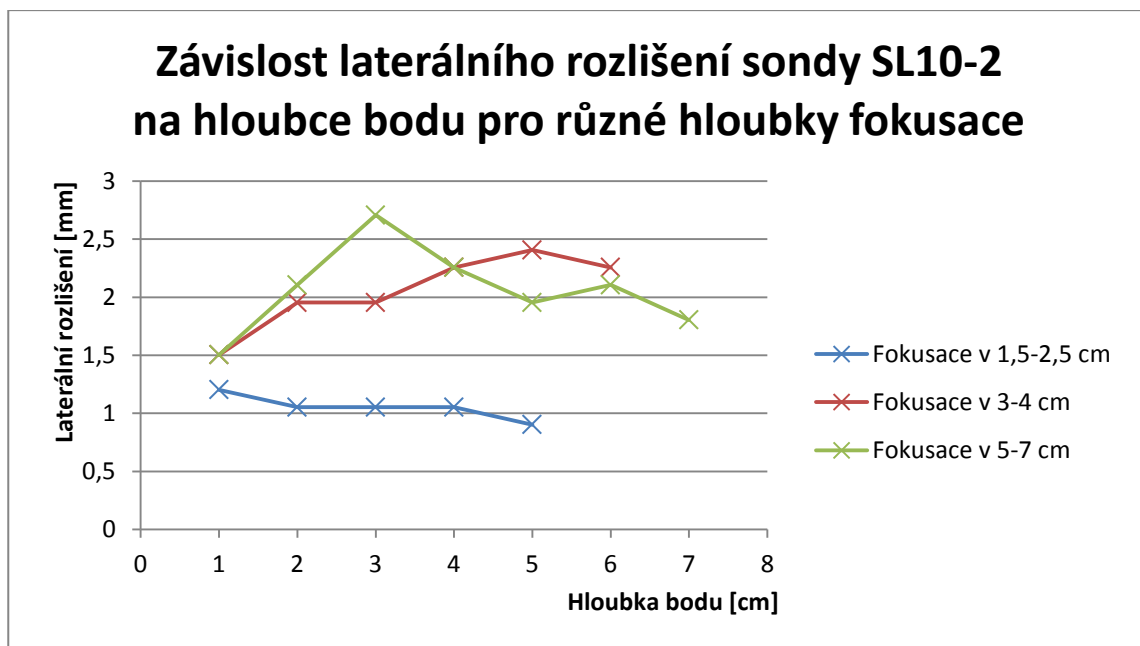
Tabulka 23 Laterální rozlišení lineární sondy SL10-2 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Laterální rozlišení lineární sondy SL10-2			
Hloubka [cm]	Fokusace v 1,5-2,5 cm	Fokusace v 3-4 cm	Fokusace v 5-7 cm
1	1,203	1,503	1,503
2	1,804	1,955	2,105
3	2,105	1,955	2,706
4	2,406	2,255	2,255
5	2,406	2,406	1,955
6	x	2,255	2,105
7	x	x	1,804
8	x	x	x

Závislost axiálního rozlišení sondy SL10-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace



Graf 9 Závislost axiálního rozlišení lineární sondy SL10-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.



Graf 10 Závislost laterálního rozlišení lineární sondy SL10-2 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.

Pro případ lineární sondy SL10-2 byla nastavena hloubka měření 8 cm, z tohoto důvodu byl předpoklad, že se bude ve snímcích nacházet 8 bodů. Avšak body nacházející se hlouběji než 5 cm nebyly pro některé hodnoty fokusace zobrazeny, případně nebyly zobrazeny celé. Z těchto důvodů nebyly do analýzy započítány, jelikož by způsobovaly chybné závěry. Tento problém vznikl nejspíše vlivem špatného snímání pomocí sondy, neboť systém z hlediska ovládání složitý.

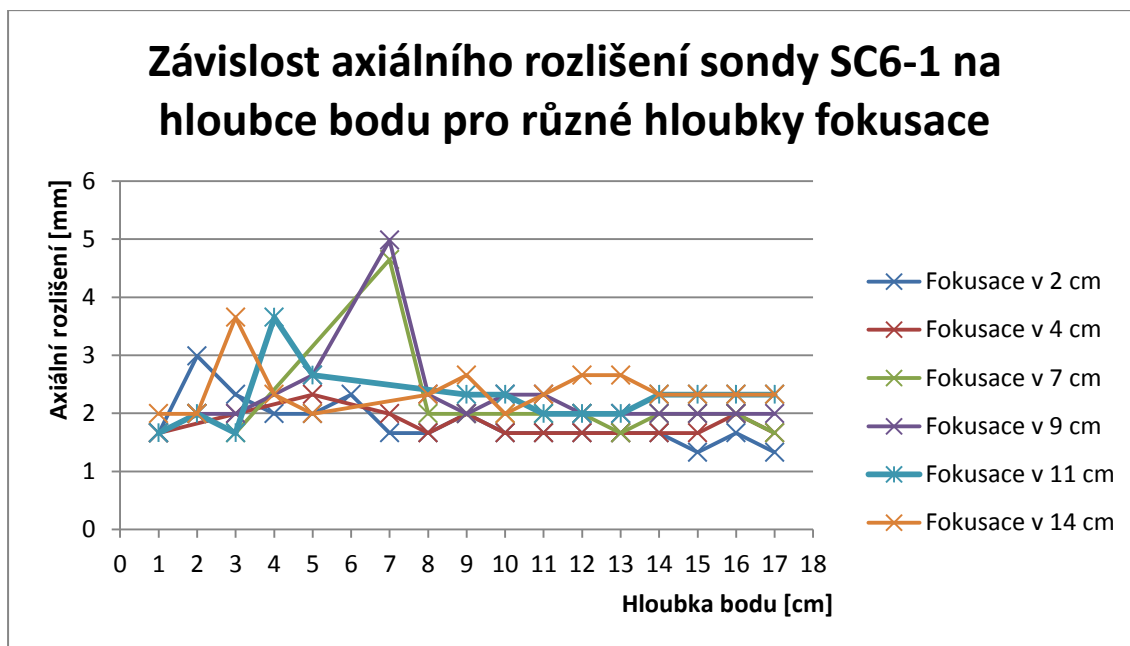
Ze zbývajících bodů je zjevné, že v případě fokusace do oblasti 5-7 cm se v tomto místě opravdu zlepšilo laterální rozlišení, jak je očividné z grafu 10. Další zvláštnost spočívala v křivce pro fokusaci do oblasti 1,5-2,5 cm. Dle této křivky je laterální rozlišení mnohem lepší, i ve větších hloubkách, oproti měření pro fokusace 3-4 cm a 5-7 cm. Což je v rozporu s teoretickými poznatky. Opět je zde možnost špatného naměření analyzovaného snímku.

Tabulka 24 Axiální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.

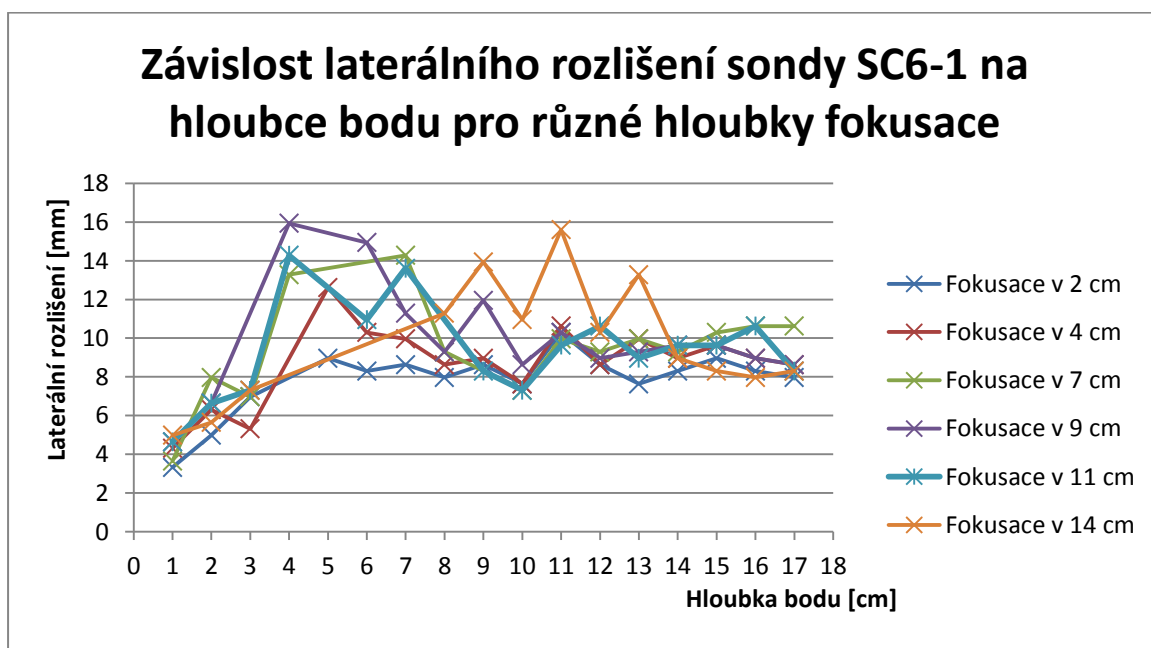
Axiální rozlišení konvexní sondy SC6-1						
Hloubka [cm]	Fok. v 2 cm	Fok. v 4 cm	Fok. v 7 cm	Fok. v 9 cm	Fok. v 11	Fok. v 14
1	1,660	1,660	1,660	1,660	1,660	1,992
2	2,988	x	1,992	1,992	1,992	1,992
3	2,324	1,992	1,660	1,992	1,660	3,652
4	1,992	x	x	x	3,652	2,324
5	1,992	2,324	x	2,656	2,656	1,992
6	2,324	x	x	x	x	x
7	1,660	1,992	4,648	4,980	x	x
8	1,660	1,660	1,992	2,324	x	2,324
9	1,992	1,992	1,992	1,992	2,324	2,656
10	1,660	1,660	1,992	2,324	2,324	1,992
11	1,660	1,660	1,992	2,324	1,992	2,324
12	1,660	1,660	1,992	1,992	1,992	2,656
13	1,660	1,660	1,660	1,992	1,992	2,656
14	1,660	1,660	1,992	1,992	2,324	2,324
15	1,328	1,660	1,992	1,992	2,324	2,324
16	1,660	1,992	1,992	1,992	2,324	2,324
17	1,328	1,660	1,660	1,992	2,324	2,324

Tabulka 25 Laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1 v různých hloubkách pro různé fokusace.

Laterální rozlišení konvexní sondy SC6-1						
Hloubka [cm]	Fok. v 2 cm	Fok. v 4 cm	Fok. v 7 cm	Fok. v 9 cm	Fok. v 11	Fok. v 14
1	3,320	4,316	3,652	4,648	4,648	4,980
2	4,980	6,308	7,968	6,640	6,640	5,644
3	6,972	5,312	6,972	x	7,304	7,304
4	x	x	13,280	15,935	14,275	x
5	8,964	12,616	x	x	x	x
6	8,300	10,292	x	14,939	10,956	x
7	8,632	9,960	14,275	11,288	13,612	x
8	7,968	8,632	9,296	9,296	x	11,288
9	8,632	8,964	x	11,952	8,300	13,943
10	7,636	7,636	7,304	8,632	7,304	10,956
11	10,292	10,624	9,960	10,292	9,628	15,603
12	8,632	8,632	9,296	8,964	10,624	10,292
13	7,636	9,960	9,960	9,296	8,964	13,280
14	8,300	8,964	9,296	9,628	9,628	8,964
15	8,964	9,628	10,292	9,628	9,628	8,300
16	8,300	8,964	10,624	8,964	10,624	7,968
17	7,968	8,632	10,624	8,632	8,300	8,300



Graf 11 Závislost axiálního rozlišení konvexní sondy SC6-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.



Graf 12 Závislost laterálního rozlišení konvexní sondy SC6-1 na hloubce bodu pro různé hloubky fokusace.

Analýza sondy SC6-1 se potýkala s největšími komplikacemi. Hlavním problémem byla vysoká podobnost jasu v okolí jednotlivých bodů. Z těchto důvodů analýza pomocí FWHM, kdy je potřeba detekovat první pixel, ve kterém bude hodnota jasu menší nebo rovna polovině maximální hodnoty jasu daného bodu, zklamala. V tabulkách 24 a 25 jsou písmenem x vyznačeny body, ve kterých okolní jas neklesl pod požadovanou hodnotu. Dále v hloubkách 4-7 cm vycházejí hodnoty prostorového rozlišení příliš vysoké. Tyto hodnoty jsou označeny červeně a jsou považovány za chybné, avšak do výsledného grafu byly zaznamenány. Chyby byly způsobeny přítomností bodů v okolí svislé skupiny cílů, jelikož právě v hloubce okolo 7

cm se nachází skupina jiných bodů a jejich jas do jisté míry ovlivňuje body, které jsou používány pro měření pomocí FWHM, kde je potřeba nalézt pixel s hodnotou jasu poloviny z maxima intenzity jasu daného bodu. Tento problém se nepodařilo omezit, jelikož občas tyto dva body splývaly natolik, že nebylo rozlišitelné, kde jeden končí a začíná další. Proto výsledky pro hloubku 6-8 cm pomocí metody FWHM nemohou být považovány za správné.

Nicméně jestliže se budou hodnotit oblasti mimo hloubku 6-8 cm, lze pozorovat očekávaný tvar křivky pro laterální rozlišení při fokusaci v 14 cm, kde je laterální rozlišení výrazně lepší oproti předchozím hodnotám. Podobný trend je pozorovatelný například pro fokusaci v 11 cm. Zde laterální rozlišení začíná klesat okolo hloubky 10 cm a pro větší hloubky dochází k jeho zhoršení.

Pro fokusace v 4 a 7 cm nenabývají křivky očekávaných tvarů, což je způsobeno velice podobným jasnem v okolí bodů v této hloubce.

3.5.4 Naměřené hodnoty citlivosti

Program *Mereni_parametru* umožňuje měření citlivost ultrazvukových sond. Citlivost byla hodnocena pomocí root mean square v souvislosti pro kontrast (RMSC), vypočtené vždy ze stejně velkého okolí kolem všech bodů snímku. Experimentálně byla stanovena hraniční hodnota RMSC na 0,16. Struktury, pro něž bude vycházet tato veličina menší, jsou považovány za nerozlišitelné.

Tato kapitola je věnována naměřeným hodnotám RMSC a z nich určeným citlivostem pro všech pět sond, které jsou v práci testovány. V některých případech bylo měření prováděno pro různé stupně fokusace, neboť citlivost sondy je fokusací ovlivněna. V tabulkách jsou červeně vyznačené body, které jsou považovány za nerozlišitelné. Zelenou barvou pak výsledná citlivost dané sondy, při zvoleném nastavení fokusace.

Tabulka 26 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro lineární sondu L12-5.

Hloubka bodu [cm]	RMSC Fokus 1 cm	RMSC Fokus 3 cm	RMSC Fokus 4,5 cm	RMSC Fokus 6 cm
2	0,209	0,211	0,199	0,201
4	0,154	0,155	0,157	0,170
6	0,147	0,143	0,149	0,135
Výsledná citlivost [cm]	2	2	2	4

Tabulka 27 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro konvexní sondu C5-2.

Hloubka bodu [cm]	RMSC Fokus 3 cm	RMSC Fokus 8 cm	RMSC Fokus 11 cm
2	0,302	0,314	0,309
4	0,288	0,247	0,238
6	0,242	0,268	0,239
8	0,269	0,280	0,274
10	0,247	0,281	0,268
12	0,224	0,232	0,239
14	0,256	0,281	0,277
16	Není celá struktura	0,281	0,276
Výsledná citlivost [cm]	14	16	16

Tabulka 28 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro sondu X5-1.

Hloubka bodu [cm]	RMSC Fokus 8 cm
2	0,264
4	0,353
6	0,350
8	0,356
10	0,288
12	0,270
14	0,230
16	0,196
Výsledná citlivost [cm]	16

Tabulka 29 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro lineární sondu SL10-2.

Hloubka bodu [cm]	RMSC Fokus 2 - 3 cm	RMSC Fokus 5 - 7 cm	RMSC Fokus 7 cm
2	0,315	0,312	0,309
4	0,228	0,305	0,285
6	0,114	0,147	0,178
8	0,134	0,104	0,137
10	0,121	0,114	0,129
Výsledná citlivost [cm]	4	4	6

Tabulka 30 Vypočtené hodnoty RMSC a výsledná citlivost pro konvexní sondu SC6-1.

Hloubka bodu [cm]	RMSC Fokus 9 cm
2	0,300
4	0,295
6	0,315
8	0,320
10	0,295
12	0,291
14	0,253
16	0,326
Výsledná citlivost [cm]	16

Z naměřených výsledků je velice patrný výrazný rozdíl mezi konvexními a lineárními sondami. Tento rozdíl byl dán především pracovními frekvencemi, kdy obě z lineárních sond pracují na vysokých pracovních frekvencích okolo 7,5-10 MHz a z tohoto důvodu slouží především k vyšetření povrchových částí těla, jelikož čím vyšší je pracovní frekvence sondy, tím nižší je průnik ultrazvukového vlnění do tkáně. Konvexní sonda C5-2 pracuje na frekvencích od 3 - 4,2 MHz a její citlivost je 16 cm, což je maximální možná citlivost, kterou fantom umožňuje změřit.

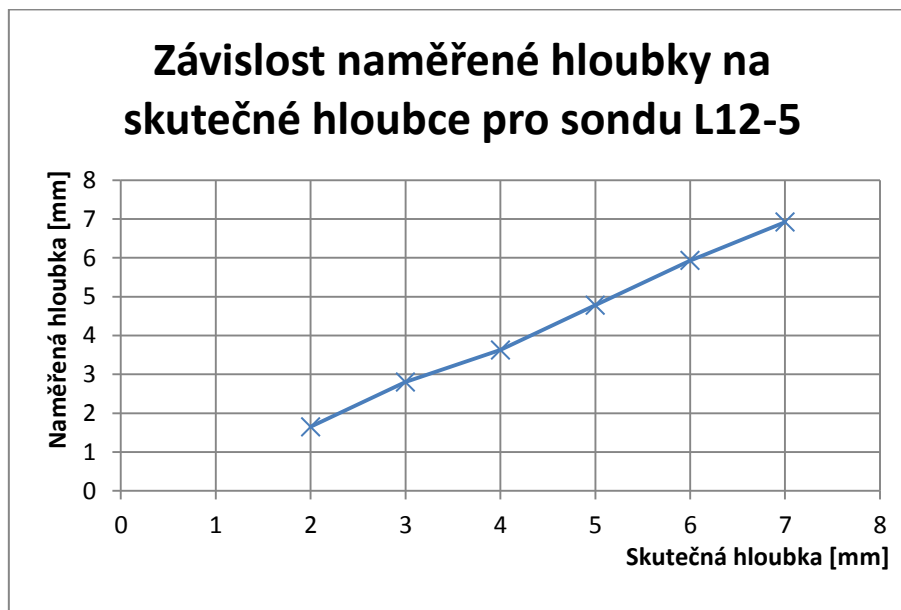
3.5.5 Naměřené hodnoty délky mrtvé zóny

Program vytvořený v této práci umožňuje měření mrtvé zóny pro lineární sondy. V této kapitole jsou popsány naměřené hodnoty pro lineární sondu L12-5, která byla připojena k ultrazvukovému systému Philips ATL HDI 5 000 a lineární sondu SL10-2, která byla spojena s ultrazvukovým systémem SuperSonic Imagine.

Pro sondu L12-5 byla naměřena hloubka prvního bodu 1,648 mm, jelikož první bod byl ve fantomu umístěn v hloubce 2 mm, bylo zjištěno, že lineární sonda L12-5 má mrtvou zónu kratší než 2 mm. Dále byla pro tuto sondu vytvořena tabulka závislosti naměřené hloubky bodu na skutečné hloubce a tato závislost je vykreslena v grafu 13.

Tabulka 31 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu L12-5.

Závislost naměřené hloubky na skutečné hloubce pro sondu L12-5	
Skutečná hloubka [mm]	Naměřená hloubka [mm]
2	1,648
3	2,801
4	3,625
5	4,779
6	5,933
7	6,921

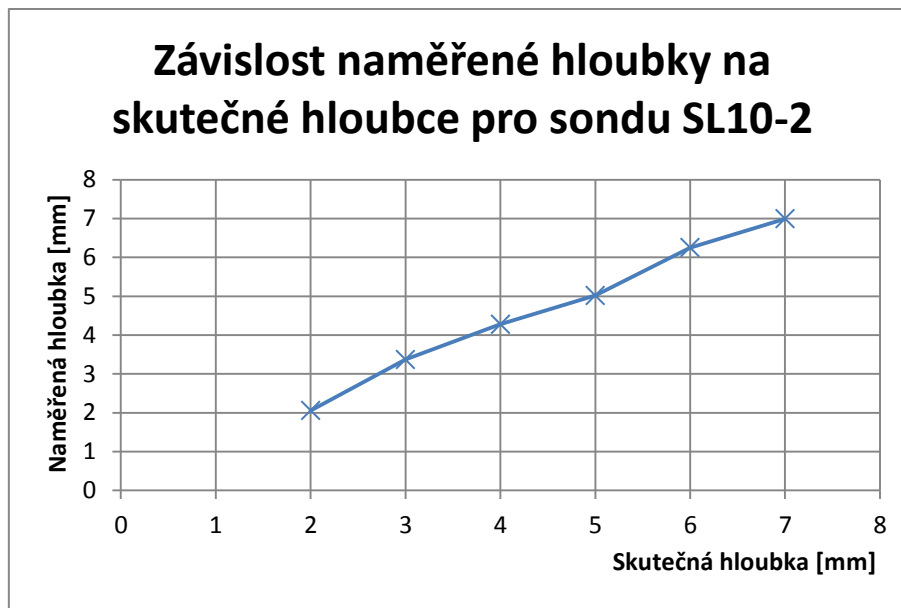


Graf 13 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu L12-5.

V případě sondy SL10-2 byla poloha prvního bodu stanovena na 2,057 mm, tato hodnota byla bližší 2 mm a proto je mrtvá zóna považována za kratší než 2 mm. Pro tuto sondu byla vytvořena obdobná tabulka jako pro sondu L12-5 a také odpovídající graf.

Tabulka 32 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu SL10-2.

Závislost naměřené hloubky na skutečné hloubce pro sondu SL10-2	
Skutečná hloubka [mm]	Naměřená hloubka [mm]
2	2,057
3	3,373
4	4,278
5	5,018
6	6,252
7	6,993
8	8,062



Graf 14 Závislost naměřené hloubky na skutečné pro sondu SL10-2.

3.6 Porovnání výsledku s hodnotami udávanými výrobcí

Tato kapitola je věnována srovnání naměřených parametrů s parametry, které udávají výrobci. Informace o sondách dostupné volně na internetu neobsahují dostatečné množství údajů o sondách. Je tedy velice obtížné získat potřebné materiály pro srovnání. K dispozici jsou podrobné technické údaje o sondách L12-5, C5-2, SL10-2 a SC6-1, které jsou poskytnuty fakultní nemocnicí Brno. Z těchto informací je nejužitečnější údaj o axiálním a laterální rozlišení v různých hloubkách, uvedeno v tabulce 33 pro sondu L12-5 a v tabulce 35 pro sondu C5-2. Bohužel, ani zde nejsou informace o citlivosti sondy a dalších měřených parametrech. Z těchto důvodů je srovnání omezeno pouze na srovnání prostorových rozlišení.

Tabulka 33 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení udávané výrobcem pro sondu L12-5 [16].

Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	0,7	0,9
4	0,8	1
6	0,8	1,3

Tabulka 34 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu L12-5 [16].

Měřeno pomocí fantomu ATS		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	x	x
4	1	1
6	x	x

Měřeno pomocí fantomu N-365		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
1,5	1	1
3	1	1
6	x	x
Měřeno pomocí metody s FWHM		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	0,795	2,582
4	0,894	1,689
6	x	x

V tabulce 34 jsou uvedeny naměřené hodnoty axiálního a laterálního rozlišení pomocí tří metod realizovaných v této práci. Pro některé způsoby nebyla možnost měřit přesně ve stejných hloubkách, ve kterých uvádí výrobce své hodnoty, neboť fantomy umožňují měření jen v určitých hloubkách. Z tohoto důvodu byla vybrána vždy co nejbližší hloubka bodu, ve kterém bylo rozlišení měřeno, k hloubce udávané výrobcem. Při měření byla vždy do této hloubky zaměřena fokusace ultrazvukového systému.

Měření pomocí fantomu ATS umožňuje stanovit prostorové rozlišení do 1 mm v případě sondy L12-5 pak bylo možno měřit pouze ve 4 cm. Jelikož podle výrobce má sonda dosahovat v této hloubce axiálního rozlišení 0,8 a laterálního 1 mm, bylo očekáváno, že naměřený výsledek bude 1 mm. Taková to hodnota rozlišení byla také naměřena.

Fantom N-365 pro sondu L12-5 umožňoval měření ve 2 hloubkách, avšak tyto hloubky nejsou stejné jako hloubky poskytnuté výrobcem. Proto hodnoty udávané výrobcem ve 2 cm se porovnávají s hodnotami naměřenými v hloubce 1,5 cm a hodnoty z hloubky 4 cm s hodnotami s hloubky 3 cm. Fantom N-365 umožňuje měřit i rozlišení do 0,5 mm, avšak hodnoty udávané výrobcem jsou vždy nad tuto mez, bylo tedy, podle očekávání, naměřeno prostorové rozlišení 1 mm v obou měřených hloubkách.

Poslední uvedený způsob využívá FWHM, výhodou tohoto měření je poskytnutí informace o rozlišení ve více hloubkách při jednom měření, jelikož body využívané pro toto měření jsou vzdáleny vždy o 1 cm ve svislém směru. Tyto hodnoty jsou také do jisté míry nejpřesnější, jelikož nejsou omezeny definovanými vzdálenostmi mezi body. Příkladem budiž hodnoty pro axiální rozlišení, kdy výrobce udává axiální rozlišení v hloubce 2 cm jako 0,7 mm a v hloubce 4 cm 0,8 mm. Naměřené hodnoty v těchto hloubkách vyšly 0,795 a 0,894 mm, což se ze všech testovaných metod nejvíce blíží udávaným hodnotám. Je dokonce možné, že naměřené hodnoty jsou přesnější, jelikož hodnoty od výrobce byly měřeny v době, kdy byl přístroj nový, zatímco naměřená data jsou z doby, kdy byly sondy dlouhou dobu používány. Pro laterální rozlišení byl naměřen výrazný rozdíl pro hloubku 2 cm, kdy naměřená hodnota byla

2,582, zatímco výrobce udává 1 mm, tento rozdíl je však do jisté míry způsoben tím, že fokusace při tomto měření nebyla zaměřená na hloubku 2 cm.

Jak je viditelné z výsledků a srovnání naměřených dat výhoda měření pomocí FWHM je zásadní především v případě, kdy jsou hodnoty rozlišení nižší než hodnoty, které je možné naměřit pomocí fantomu.

Tabulka 35 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení udávané výrobcem pro sondu C5-2.

Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	1,4	1,8
8	1,4	2,7
12	1,5	3,5

Tabulka 36 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu C5-2.

Měřeno pomocí fantomu ATS		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	2	2
7	2	3
11	3	4
Měřeno pomocí fantomu N-365		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
3	1	3
5	2	3
12	x	x
Měřeno pomocí metody s FWHM		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	1,489	3,545
8	1,934	8,702
12	1,611	9,991

Měření pro sondu C5-2 dopadlo obdobně. Fantom ATS poskytl data srovnatelná s daty udávanými výrobcem. Pouze axiální rozlišení pro hloubku 12 cm bylo naměřeno 3 mm, zatímco výrobce udává 1,5 mm.

Na fantomu N-365 bylo při hloubce 3 cm naměřené lepší axiální rozlišení, než udává výrobce. Je to nejspíše způsobeno tím, že výrobce udává rozlišení v hloubce 4 cm, zatímco v práci bylo měřeno v hloubce 3 cm.

Při měření metodou s využitím FWHM se výsledky pro laterální rozlišení výrazně liší od hodnot udávaných výrobcem. Avšak v tomto případě nebyl pořízený snímek dostatečně kvalitní a hodnoty jasu pro body ve větších hloubkách byly velice podobné s hodnotami okolí.

Z tohoto důvodu nebylo možné přesně určit, kde se nachází pixel s polovinou maximální hodnoty jasu a program často označil až pixel hodně vzdálený od středu testovaného bodu. V tomto případě by nejspíše pomohlo získat snímky s jiným ziskem, případně nastavit systém tak, aby intenzita jasu v okolí bodu byla co nejnižší. Jednalo se však o sondy, které byly měřeny jako první a nebyly ještě známy problémy, se kterými se výsledná analýza potýkala. Bohužel nebylo možné opakované měření na tomto ultrazvukovém systému, jelikož se systém na oddělení přestal používat a proto nešlo s odstupem času, kdy již bylo zjištěno, jaké problémy mohou vzniknout, provést nové měření.

Pro sondy SL10-2 a SC6-1 nebyly k dispozici údaje, v jakých hloubkách je dosahováno jaké rozlišení ale pouze informace jak závisí jednotlivá rozlišení na velikosti útlumu. Z těchto dat a znalosti koeficientu útlumu fantomu, lze vypočítat hodnoty axiálního a laterálního rozlišení v jednotlivých hloubkách. Tabulka 37 obsahuje vypočtené hodnoty axiálního a laterálního rozlišení pro sondu SL10-2 a tabulka 39 pro sondu SC6-1.

Tabulka 37 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení vypočtené z informací udávaných výrobcem pro sondu SL10-2.

Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	0,33	0,67
4	0,67	1,33
6	1	2

Tabulka 38 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu SL10-2.

Měřeno pomocí fantomu ATS		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	x	x
4	1	1
7	1	1
Měřeno pomocí fantomu N-365		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
1,5	0,5	1
3	1	1
5	1	2
Měřeno pomocí metody s FWHM		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
2	1,052	1,804
4	1,203	2,255
6	1,052	2,105

Z naměřených výsledků pro sondu SL10-2 uvedených v tabulce 38 je patné, že zjištěná data se příliš neliší od údajů, které udává výrobce. Pro fantom ATS samozřejmě není možné určit rozlišení lepší než 1 mm, což je dáno rozložením bodů ve fantomu. Fantom N-365 již určil axiální rozlišení v hloubce 1,5 jako 0,5, což odpovídá informaci získaným od výrobce. Data neměřená pomocí metody s využitím FWHM se nejvíce liší od očekávaných hodnot.

Tabulka 39 Údaje o axiálním a laterálním rozlišení vypočtené z informací udávaných výrobcem pro sondu SC6-1.

Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	0,83	1,5
8	1,67	3
12	2,5	4,5

Tabulka 40 Hodnoty prostorového rozlišení naměřeného pomocí fantomů ATS, N-365 a metodou FWHM pro sondu SC6-1.

Měřeno pomocí fantomu ATS		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	2	4
7	2	4
11	2	5
Měřeno pomocí fantomu N-365		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
3	2	4
5	2	3
12	2	5
Měřeno pomocí metody s FWHM		
Hloubka [cm]	Axiální rozlišení [mm]	Laterální rozlišení [mm]
4	1,992	x
8	1,992	7,968
12	2,656	10,624

Tabulka 40 obsahuje hodnoty naměřené pro sondu SL10-2. Výsledky měření se neshodují především pro hodnoty nízké hloubky, kde vypočteno bylo axiální 0,83 mm a laterální 1,5 mm, zatímco naměřeno bylo ve všech případech axiální rozlišení 2 mm a laterální 4 pro fantomy ATS a N-365. Tento rozdíl je velice výrazný bylo by tedy vhodné tyto sondy otestovat podrobněji na specializovaném pracovišti. Avšak vzhledem k tomu, že se jedná o nové sondy, naskýtá se zde možnost, že snímek pro hodnocení prostorového rozlišení sondy SC6-1 nebyl nasnímán správně. Axiální rozlišení zjištěna metodou FWHM jsou podobná s daty od výrobců, avšak laterální rozlišení se výrazně liší, především pro větší hloubky, což je způsobeno podobným jasnem v okolí bodů umístěných ve větší hloubce.

4 Závěr

V této práci jsou teoreticky popsány základní fyzikální parametry ultrazvuku, tři módy zobrazení, dvě možnosti kalibrace a sedm parametrů ultrazvukových sond. Dále se zde nachází rozbor a způsob měření čtyř parametrů, kterými jsou axiální a laterální rozlišení, citlivost sondy, místo zaostřené zóny a délka mrtvé zóny.

Jednotlivá měření byla uskutečněna především pomocí ultrazvukového fantomu ATS MultiPurposePhantom Type 539 a částečně také pomocí fantomu N-365 Multipurpose Phantom. Testovány byly tři ultrazvukové systémy a to Philips ALT HDI 5 000, Philips iE3 xMatrix a SuperSonic Imagine. Na prvním uvedeném systému byly testovány sondy L12-5 pracující na frekvenci 7,5-10 MHz a C5-2 s pracovní frekvencí 3-4,2 MHz, k druhému systému byla připojena sonda X5-1 s pracovní frekvencí 1-5 MHz a nakonec poslední systém se sondami SL10-2 s pracovní frekvencí 2-10 MHz a SC6-1 s frekvencí 1-5 MHz.

Pro měření všech čtyř parametrů byl vytvořen program *Mereni_parametru*, který byl realizován v programovém prostředí Matlab. K tomuto programu bylo vytvořené grafické rozhraní, pro snazší ovládání a přehlednější výstupy funkcí. V práci je také uveden návod na ovládání tohoto programu spolu s vysvětlením základních funkcí a možností.

Pomocí programu byly analyzovány všechny sondy a výsledky byly přehledně zpracovány ve formě tabulek a grafů. Podařilo se naměřit hodnoty prostorového rozlišení, třemi možnými způsoby, hodnoty citlivost pro všechny sondy a program také umožňuje vykreslení tvaru ultrazvukového svazku jednotlivých sond. Pro lineární sondy byla proměřena délka mrtvé zóny.

Poslední část práce se zabývá srovnáním naměřených hodnot axiálního a laterálního rozlišení s hodnotami, které uvádí výrobce. Toto porovnání bylo možné pouze pro sondy L12-5, C5-2, SL10-2 a SC6-1, jelikož pro sondu X5-1 se nepodařilo zajistit potřebné technické údaje. Z porovnání bylo zjištěno, že nejpresnějších hodnot bylo dosaženo pomocí způsobu měření s využitím FWHM, jelikož tento způsob není omezen vzdáleností mezi dvěma body, jak tomu je v případě využití oblasti fantomu určené pro měření prostorového rozlišení. Avšak tento způsob se potýká s jinými problémy například v oblastech snímků, které mají výrazně podobný jas pozadí v okolí jednotlivých bodů, nevychází hodnoty rozlišení přesně. Výhody a nevýhody jednotlivých způsobů měření jsou okomentovány v práci.

Měření bylo prováděno ve spolupráci s fakultní nemocnicí Bohunice, která poskytla ultrazvukové systémy Philips ALT HDI 5 000 a SuperSonic Imagine, systém Philips iE3 xMatrix byl testován v nemocnici na Podlesí v Třinci.

Výsledný program může sloužit k orientačnímu měření a sledování zmíněných parametrů ultrazvukových sond a v případě zjištění výrazných změn v naměřených hodnotách by mělo být uvažováno o detailnější analýze sondy. Dále by bylo vhodné naměřit další sondy a případně porovnat získané výsledky s parametry, které udávají výrobci.

5 Zdroje

- [1] BRNJAS-KRALJEVIC, Jasminka. Physical Bases of Medical Ultrasound. [online]. 2009 [cit. 2014-12-05]. Dostupné z: http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=252&Type=FREE&TYP=TOP&IN=_eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=29&isPDF=NO
- [2] DOLEŽAL, Ladislav. *Fyzika ultrazvuku se zaměřením na medicínské aplikace*. Přednáškový materiál.
- [3] DRASTICH, Aleš. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vyd. Editor Philip E Palmer. Brno: VUT, 1990, 512 s. ISBN 80-214-0220-2.
- [4] FIALKA, Jiří. *Měření parametrů piezoelektrických materiálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 101 s.
- [5] HABEL, Jiří. *Světlo a osvětlování*. Praha: FCC Public, 2013, 622 s. ISBN 978-80-86534-21-3.
- [6] HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie*. [online]. [cit. 2014-10-08]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
- [7] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Praha: VUT, 1982, 181 s.
- [8] IE33 xMATRIX Echocardiography System. *Philips* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.healthcare.philips.com/main/products/ultrasound/systems/ie33/index.wpd>
- [9] JELÍNEK, Milan a Ivo KŘIKAVA. *Základní principy ultrazvuku a ovládání UZ přístroje*. [online]. [cit. 2014-10-08]. Dostupné z: <http://www.akutne.cz/res/publikace/z-kladn-principi-ultrazvuku-a-ovl-d-n-uz-p-je-krikava-i.pdf>
- [10] *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. 1. vyd. Editor Philip E Palmer. Praha: Grada, 2000, 376 s. ISBN 80-716-9689-7.
- [11] MORNSTEIN, Vojtěch, Ivo HRAZDIRA a Pavel GREC. *Přednášky z lékařské biofyziky*. Brno, 2012. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/vlzl/lectures/ultrazvukova_diagnostika-finx.ppt
- [12] NÁDENÍČEK, Petr. *Ultrazvuk: Principy, základy techniky*. Čejkovice, 2011. Dostupné z: <http://www.fnbrno.cz/uz-principy-zaklady-techniky/f98>
- [13] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Editor Philip E Palmer. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [14] NG, Alexander a Justiaan SWANEVELDER. *Resolution in ultrasound imaging* [online]. [cit. 2014-10-25]. Dostupné z: <http://ceaccp.oxfordjournals.org/content/early/2011/08/23/bjaceaccp.mkr030.full.pdf#page=1&view=FitH>
- [15] PELI, Eli. 1990. Contrast in complex images. *Journal of the Optical Society of America A*. **7**(10): 2032-. DOI: 10.1364/JOSAA.7.002032. ISSN 1084-7529. Dostupné také z: <http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=josaa-7-10-2032>

- [16] Philips/ATL HDI 5000 Specifications. *HDI 5000 Ultrasound Systems* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.hdi5000ultrasound.com/hdi-5000-specs/>
- [17] *Sonic Rubber Series: Manual fo Multipurpose phantom N-365*.
- [18] Supersonic Imagine - Aixplorer. *Supersonic Imagine* [online]. [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.supersonicimagine.com/Aixplorer-R/TRANSDUCERS>
- [19] SZABO, Thomas L. *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Boston: Elsevier Academic Press, c2004, xxii, 549 p. ISBN 01-268-0145-2.
- [20] ŠTĚPANOVSÁ, Jana. *Fantom pro konvenční diagnostické ultrazvukové systémy*. Praha, 2011. Týmový projekt. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jana Vránová, CSc.
- [21] Terapeutická a protetická technika – *Ultrazvuk v terapii 10*, Brno: VUT, FEKT, ÚB-MI, 2013.
- [22] *User Manual: ATS Multi Purpose Phantom Type 539*. 2002. vyd.
- [23] *Využití ultrazvuku v lékařství II: Zobrazení břišních orgánů*. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/praktikum/uzvvys2.pdf>
- [24] *Zobrazovací systémy v lékařství – Sonografie UZV ZS*, Brno: VUT, FEKT, ÚB-MI, 2011.

6 Přílohy

A Seznam zkratk

RMSC	Kvadratický průměr kontrastu (Root Mean Square Contrast)
FWHM	Plná šířka v polovině maxima (Full Width at Half Maximum)
TGC	Time Gain Compensation
TM	Time Motion
LVO	Výstup levé komory (Left Ventricular Output)

B Materiálny na CD

Přílohy na CD jsou přehledně členěny do následujících složek:

- 1. Snímky** - obsahuje všechny ultrazvukové snímky pořízené v této práci
- složka je dále členěná na podložky s názvem testovaných ultrazvukových systému, dalším stupněm dělení je název sondy a posledním stupněm je název měřeného parametru. V posledních složkách se již nacházejí jednotlivé snímky ve formátu DICOM
- 2. Program** - tato složka obsahuje samotný program *Mereni_parametru* a veškeré funkce, které tento program využívá
- 3. Výsledky** - obsahuje soubory, ve formátu *.xls*, s naměřenými hodnotami
- členěno do složek s názvem sond