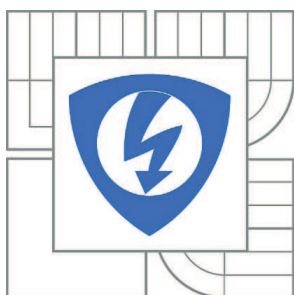


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## NÁVRH ALGORITMU PRO ELEKTRONICKOU FOKUSACI UZV SOND.

DESIGN OF ULTRASOUND PROBE FOCUSATION ALGORITHM.

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

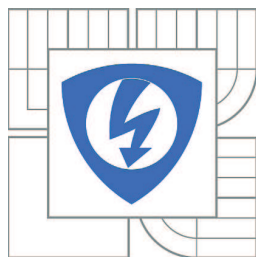
Bc. RADEK MACEŠKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR ČECH

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Biomedicínské a ekologické inženýrství

**Student:** Bc. Radek Maceška

**ID:** 78613

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2010/2011

## NÁZEV TÉMATU:

**Návrh algoritmu pro elektronickou fokusaci uzv sond.**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem činnosti ultrazukových sond používaných v diagnostice. Zaměřte se na studium elektronicky fokusovaných sond. Navrhněte algoritmus pro fokusaci sondy dle nastavitelných parametrů. Navržený algoritmus realizujte ve vhodném programovacím prostředí. Provedte simulace a výsledky porovnejte s charakteristikami změřenými na reálných sondách.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ROZMAN, J., Ultrazuková technika v lékařství., Vysoké učení technické v Brně, 1980, 264 s.

[2] DRASTICH, A. Zobrazovací systémy v medicíně., Vysoké učení technické v Brně, 2002.

**Termín zadání:** 15.10.2010

**Termín odevzdání:** 20.5.2011

**Vedoucí práce:** Ing. Petr Čech

**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**

Diplomová práce se zabývá elektronickou fokusací ultrazvukových sond. Je zde teoreticky popsáno, co to elektronická fokusace je. Dále jsou v práci uvedeny výpočty, které slouží k docílení fokusace. Tyto výpočty jsou poté implementovány do algoritmu, který byl vytvořen v programovém prostředí Matlab. V práci jsou rovněž uvedeny simulace provedené pomocí navrženého algoritmu a grafického prostředí. Tyto simulace jsou poté porovnány s charakteristikami změřenými na reálné ultrazvukové sondě.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektronická fokusace, Westerveltova rovnice, ultrazvuk, simulace, ultrazvuková sonda, Matlab

## **ABSTRACT**

This thesis deals with electronic focusing of ultrasonic probes. There is theoretically described, what is the electronic focusing. Further, there are calculations that are used to achieve focusing. These calculations are then implemented into the algorithm that was developed in Matlab. The paper also contains the simulation conducted using the proposed algorithm and the GUI. These simulations are then compared with characteristics measured on a real ultrasound probe.

## **KEYWORDS**

Electronic focusing, Westervelt equation, ultrasound, simulation, ultrasound probe, Matlab

MACEŠKA, R. *Návrh algoritmu pro elektronickou fokusaci uzv sond.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 67 s., 9 s. příloh. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Čech.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Návrh algoritmu pro elektronickou fokusaci uzv 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 této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2011

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Petrovi Čechovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2011

.....  
podpis autora

# Obsah

<b>OBSAH</b> .....	<b>7</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>9</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>10</b>
<b>1 ÚVOD</b> .....	<b>11</b>
<b>2 TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	<b>12</b>
2.1 ULTRAZVUK.....	12
2.2 POPIS ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ.....	12
2.2.1 <i>Frekvence</i> .....	12
2.2.2 <i>Vlnová délka</i> .....	12
2.2.3 <i>Rychlost šíření</i> .....	13
2.2.4 <i>Amplituda</i> .....	13
2.3 INTERAKCE MEZI VLNĚNÍM A PROSTŘEDÍM .....	14
2.3.1 <i>Odraz ultrazvukového vlnění</i> .....	14
2.3.2 <i>Rozptyl ultrazvukového vlnění</i> .....	14
2.3.3 <i>Lom ultrazvukového vlnění</i> .....	15
2.3.4 <i>Oslabení ultrazvukového vlnění</i> .....	15
2.4 ZDROJE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ.....	15
2.5 PRINCIP ULTRAZVUKOVÉ SONDY .....	16
2.6 VYZAŘOVACÍ DIAGRAM SONDY.....	17
2.7 TYPY ULTRAZVUKOVÝCH SOND .....	19
2.7.1 <i>Lineární sonda</i> .....	19
2.7.2 <i>Fázová sektorová sonda</i> .....	19
2.7.3 <i>Konvexní sonda</i> .....	20
2.8 FOKUSACE.....	20
2.8.1 <i>Fokusace pomocí ultrazvukové čočky</i> .....	20
2.8.2 <i>Fokusace pomocí zrcadel</i> .....	21
2.9 ELEKTRONICKÁ FOKUSACE .....	21
2.9.1 <i>Statická elektronická fokusace s lineární řadou měničů</i> .....	21
<b>3 ALGORITMUS PRO REALIZACI FOKUSACE</b> .....	<b>23</b>
3.1 POPIS SCHÉMATU ULTRAZVUKOVÉ SONDY .....	23
3.2 HODNOTY POTŘEBNÉ PRO DOCÍLENÍ FOKUSACE .....	24
3.2.1 <i>Zadané hodnoty pro docílení fokusace</i> .....	24
3.2.2 <i>Hodnoty potřebné zjistit pomocí výpočtů</i> .....	24
3.3 URČENÍ VZDÁLENOSTI MĚNIČE OD OSY SONDY .....	24
3.3.1 <i>Výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy pro sudý počet měničů</i> .....	24
3.3.2 <i>Výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy pro lichý počet měničů</i> .....	25
3.4 VÝPOČET DRÁHY, KTEROU URAZÍ UZV SIGNÁL OD MĚNIČE DO MÍSTA FOKUSACE.....	26
3.5 VÝPOČET DOBY, ZA KTEROU URAZÍ UZV SIGNÁL DRÁHU OD MĚNIČE DO MÍSTA FOKUSACE .....	27
3.6 VÝPOČET ZPOŽDĚNÍ BUZENÍ JEDNOTLIVÝCH MĚNIČŮ .....	28
3.7 DISKRETIZACE PROSTORU ČASU .....	28
3.7.1 <i>Diskretizace prostoru</i> .....	28
3.7.2 <i>Diskretizace času</i> .....	29
3.7.3 <i>Volba prostorového a časového kroku</i> .....	29
3.7.4 <i>Diskretizace uzv sondy</i> .....	30
3.7.5 <i>Přiřazení indexů jednotlivým pixelům</i> .....	30
3.7.6 <i>Přiřazení pixelů jednotlivým měničům</i> .....	30
3.7.7 <i>Indexy hraničních pixelů jednotlivých měničů</i> .....	32
3.8 MATICE BUZENÍ.....	32
3.8.1 <i>Plnění matice buzení</i> .....	33
3.9 MATEMATICKÝ POPIS ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU .....	35
3.9.1 <i>Metoda konečných diferencí</i> .....	36
3.9.2 <i>Vlnová rovnice</i> .....	36
3.9.3 <i>Vlnová rovnice pro dvourozměrný prostor</i> .....	38

3.10	OKRAJOVÉ PODMÍNKY .....	38
<b>4</b>	<b>SIMULACE FOKUSACE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ.....</b>	<b>41</b>
4.1	GRAFICKÉ PROSTŘEDÍ PRO SIMULACI FOKUSACE.....	41
4.2	SIMULACE ŠÍŘENÍ UZV PROSTŘEDÍM .....	42
4.2.1	<i>Zobrazení naplnění matice buzení signálem.....</i>	42
4.2.2	<i>Simulace šíření uzv při buzení sinusovým zdrojem.....</i>	45
4.2.3	<i>Simulace šíření uzv při buzení pulsem.....</i>	45
4.3	SIMULACE CHOVÁNÍ UZV PŘI DOSAŽENÍ OKRAJŮ SIMULOVANÉHO PROSTORU .....	46
<b>5</b>	<b>MĚŘENÍ CHARAKTERISTIK REÁLNÉ SONDY .....</b>	<b>48</b>
5.1	ULTRAZVUKOVÝ PŘÍSTROJ .....	48
5.2	MĚŘENÁ SONDA .....	48
5.3	MĚŘÍCÍ SONDA .....	49
5.4	POLOHOVACÍ ZAŘÍZENÍ .....	50
5.5	POSTUP MĚŘENÍ.....	51
5.6	VYHODNOCENÍ NAMĚŘENÝCH DAT .....	52
5.6.1	<i>Algoritmus pro přepsání desetinné čárky .....</i>	54
5.6.2	<i>Algoritmus pro získání dat z textového souboru .....</i>	54
<b>6</b>	<b>NAMĚŘENÉ HODNOTY .....</b>	<b>55</b>
6.1	CHARAKTERISTIKY REÁLNÉ SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10MM .....	55
6.2	CHARAKTERISTIKY REÁLNÉ SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20MM .....	56
6.3	CHARAKTERISTIKY REÁLNÉ SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40MM .....	58
<b>7</b>	<b>SIMULACE ELEKTRONICKÉ FOKUSACE UZV SONDY .....</b>	<b>59</b>
7.1	PRŮBĚH BUDÍCÍHO SIGNÁLU .....	59
7.2	CHARAKTERISTIKY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10 MM.....	60
7.3	CHARAKTERISTIKY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20 MM.....	61
7.4	CHARAKTERISTIKY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40 MM.....	62
<b>8</b>	<b>POROVNÁNÍ NAMĚŘENÝCH A SIMULOVANÝCH CHARAKTERISTIK.....</b>	<b>64</b>
8.1	POROVNÁNÍ CHARAKTERISTIK ROZLOŽENÍ AMPLITUD UZV VLNĚNÍ.....	64
8.2	POROVNÁNÍ CHARAKTERISTIK FOKUSACE V OSE SONDY .....	64
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>66</b>
	<b>LITERATURA .....</b>	<b>68</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>69</b>

## Seznam obrázků

OBRÁZEK 1: POPIS ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ [3] .....	12
OBRÁZEK 2: VZTAH MEZI FREKVENCÍ SONDY, PENETRACÍ ULTRAZVUKU DO HLOUBKY A ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTÍ [3].....	13
OBRÁZEK 3: SCHÉMA ZOBRAZUJÍCÍ ULTRAZVUK PŘI PRŮCHODU TKÁNĚMI [3].....	15
OBRÁZEK 4: KONSTRUKCE ULTRAZVUKOVÉ SONDY .....	16
OBRÁZEK 5: VLIV TLOUŠŤKY MĚNIČE NA FREKVENCI VLNĚNÍ [5].....	17
OBRÁZEK 6: VLIV TLUMENÍ MĚNIČE NA DOBU TRVÁNÍ IMPULSU [5] .....	17
OBRÁZEK 7: ROZDĚLENÍ POLE ULTRAZVUKOVÉHO MĚNIČE NA BLÍZKOU A VZDÁLENOU OBLAST [4] .....	18
OBRÁZEK 8: ZMĚNA TVARU SMĚROVÉ CHARAKTERISTIKY UZV MĚNIČE V ZÁVISLOSTI NA JEHO GEOMETRICKÝCH ROZMĚRECH [4].....	18
OBRÁZEK 9: UKÁZKA RŮZNÝCH TYPŮ ULTRAZVUKOVÝCH SOND [11].....	19
OBRÁZEK 10: PRINCIP ELEKTRONICKÉ FOKUSACE [4].....	22
OBRÁZEK 11: NÁHRADNÍ SCHÉMA ULTRAZVUKOVÉ SONDY .....	23
OBRÁZEK 12: DRÁHY ULTRAZVUKOVÉHO SIGNÁLU OD MĚNIČŮ DO MÍSTA FOKUSACE .....	26
OBRÁZEK 13: NÁHRADNÍ SCHÉMA DISKRETIZOVANÉ ULTRAZVUKOVÉ SONDY .....	30
OBRÁZEK 14: VZDÁLENOST PIXELU OD OKRAJE SONDY .....	30
OBRÁZEK 15: HRANIČNÍ SOUŘADNICE SIMULOVANÉHO PROSTORU .....	39
OBRÁZEK 16: GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ PRO SIMULACI FOKUSACE.....	41
OBRÁZEK 17: ROVINNÉ ZOBRAZENÍ MATICE BUZENÍ NAPLNĚNÉ SINUSOVÝM BUDÍCÍM SIGNÁLEM.....	43
OBRÁZEK 18: PROSTOROVÉ ZOBRAZENÍ MATICE BUZENÍ NAPLNĚNÉ SINUSOVÝM BUDÍCÍM SIGNÁLEM .....	43
OBRÁZEK 19: ROVINNÉ ZOBRAZENÍ MATICE BUZENÍ NAPLNĚNÉ GAUSSOVSKÝM PULSEM.....	44
OBRÁZEK 20: PROSTOROVÉ ZOBRAZENÍ MATICE BUZENÍ NAPLNĚNÉ GAUSSOVSKÝM PULSEM .....	44
OBRÁZEK 21: BUZENÍ MĚNIČŮ POMOCÍ SINUSOVÉHO SIGNÁLU .....	45
OBRÁZEK 22: BUZENÍ MĚNIČŮ POMOCÍ PULSNÍHO SIGNÁLU .....	45
OBRÁZEK 23: ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKOVÝCH VLN OD ZDROJE BUZENÍ.....	46
OBRÁZEK 24: ULTRAZVUKOVÉ VLNY NA OKRAJI SIMULOVANÉHO PROSTORU .....	46
OBRÁZEK 25: SIMULACE ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKOVÉ VLN NA OKRAJI SIMULOVANÉHO PROSTORU: PRO LEVÝ OKRAJ POUŽITA OKRAJOVÁ PODMÍNKA .....	47
OBRÁZEK 26: SIMULACE ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKOVÉ VLN NA OKRAJI SIMULOVANÉHO PROSTORU- PRŮBĚH V OSE SONDY: PRO LEVÝ OKRAJ POUŽITA OKRAJOVÁ PODMÍNKA .....	47
OBRÁZEK 27: MĚŘENÁ SONDA FPA 2,5MHz.....	48
OBRÁZEK 28: MĚŘENÁ SONDA FPA 2,5 MHz- ČELNÍ POHLED .....	49
OBRÁZEK 29: MĚŘICÍ SONDA OLYMPUS-PANAMETRICS NDT V323-BOČNÍ POHLED .....	49
OBRÁZEK 30: MĚŘICÍ SONDA OLYMPUS-PANAMETRICS NDT V323-ČELNÍ POHLED.....	49
OBRÁZEK 31: FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA MĚŘICÍ SONDY [9] .....	50
OBRÁZEK 32: POLOHOVACÍ ZAŘÍZENÍ .....	50
OBRÁZEK 33: OKNO PRO NASTAVENÍ SOUŘADNIC POLOHOVACÍHO ZAŘÍZENÍ .....	51
OBRÁZEK 34: ROZDĚLENÍ ROVINY MĚŘENÍ NA SÍŤ MĚŘICÍCH BODŮ .....	51
OBRÁZEK 35: ULTRAZVUKOVÁ VANA .....	52
OBRÁZEK 36: UMÍSTĚNÍ SOND PŘI MĚŘENÍ.....	52
OBRÁZEK 37: SOUBOR S DESETINNÝMI ČÁRKAMI .....	53
OBRÁZEK 38: OVLÁDACÍ OKNO PŘÍSTROJE A PROGRAMU CLEVERSCOPE .....	53
OBRÁZEK 39: SOUBOR S DESETINNÝMI TEČKAMI.....	54
OBRÁZEK 40: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10MM-REÁLNÁ SONDA .....	55
OBRÁZEK 41: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10MM-REÁLNÁ SONDA .....	56
OBRÁZEK 42: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20MM-REÁLNÁ SONDA .....	57
OBRÁZEK 43: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20MM-REÁLNÁ SONDA .....	57
OBRÁZEK 44: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40MM-REÁLNÁ SONDA .....	58
OBRÁZEK 45: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40MM-REÁLNÁ SONDA .....	58
OBRÁZEK 46: PRŮBĚH BUDÍCÍHO SIGNÁLU-ZMĚŘENÝ PRŮBĚH.....	59
OBRÁZEK 47: PRŮBĚH BUDÍCÍHO SIGNÁLU-SIMULOVANÝ PRŮBĚH.....	59
OBRÁZEK 48: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10MM-SIMULACE.....	60
OBRÁZEK 49: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 10MM-SIMULACE .....	60
OBRÁZEK 50: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20MM-SIMULACE.....	61
OBRÁZEK 51: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 20MM-SIMULACE .....	62
OBRÁZEK 52: ROZLOŽENÍ UZV VLNĚNÍ PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40MM-SIMULACE.....	62
OBRÁZEK 53: FOKUSACE UZV VLNĚNÍ V OSE SONDY PRO FOKUSACI VE VZDÁLENOSTI 40MM-REÁLNÁ SONDA .....	63

## Seznam tabulek

TABULKA 1: UMÍSTĚNÍ SIGNÁLU V BUDÍČÍ MATICI .....	33
TABULKA 2: PRÁZDNÁ MATICE BUZENÍ .....	34
TABULKA 3: MATICE BUZENÍ-VLOŽEN BUDÍČÍ SIGNÁL PRO PRVNÍ A POSLEDNÍ MĚNIČ.....	35
TABULKA 4: NAPLNĚNÁ MATICE BUZENÍ.....	35

# 1 ÚVOD

Ultrazvukové přístroje jsou používány již mnoho let. Za tuto dobu prošly tyto přístroje značným vývojem. Díky vývoji tak pronikají i do medicínských odvětví, kde dříve ultrazvukové přístroje používány nebyly. Každé medicínské odvětví klade jak běžné, tak specifické požadavky na ultrazvukové přístroje a sondy. Jedním z těchto požadavků je schopnost fokusace ultrazvukového vlnění. Diplomová práce je zaměřena na elektronickou fokusaci ultrazvukových sond. Hlavním cílem diplomové práce je sestavit algoritmus, pomocí něhož lze elektronickou fokusaci realizovat. Dalším z cílů práce je porovnat charakteristiky získané pomocí navrženého algoritmu s výsledky změřenými na reálné sondě.

Teoretická část diplomové práce je věnována odborné terminologii. Je zde vysvětlen samotný pojem ultrazvuk. Práce stručně popisuje, čím je ultrazvukové vlnění charakterizováno a jak se chová při průchodu prostředím. Důležitým pojmem, se kterým se v teoretické části seznámíme, je fokusace. Kapitola se zabývá např. otázkami, co si pod tímto termínem představit, či jak ji realizovat.

Kapitola Algoritmus pro realizaci fokusace se zabývá výpočty, které jsou potřeba pro dosažení fokusace ultrazvukového vlnění do konkrétní oblasti. V této části je postupně rozebráno, co vše je nutné znát pro dosažení fokusace signálu. Práce dále uvádí, jak tyto informace získat, či jak je vypočítat. V kapitole se dále seznámíme s postupy a výpočty, které byly použity pro provedení simulací fokusace.

V kapitole Simulace fokusace ultrazvukového vlnění je uvedeno, jakým způsobem a jakými programovými prostředky byla simulace fokusace ultrazvuku prováděna. Seznámíme se zde také se simulacemi, které byly použity pro kontrolu, zda bylo při návrhu algoritmu a jeho implementace do programového prostředí postupováno správně.

Pátá kapitola, Měření charakteristik reálné sondy, je zaměřena na popis použitého ultrazvukového přístroje, měřené a měřící sondy. Dále je zde popsán postup měření charakteristiky reálné ultrazvukové sondy. Kapitola také uvádí kroky, pomocí nichž byly změřené hodnoty vyhodnoceny a vytvořeny potřebné charakteristiky.

V dalších dvou kapitolách se seznámíme jak se změřenými charakteristikami reálné sondy, tak s charakteristikami získanými pomocí simulací. Jednotlivé charakteristiky jsou opatřené komentáři, za jakých podmínek byly změřeny a co zobrazují. Poslední kapitola poté srovnává naměřené a simulované charakteristiky.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

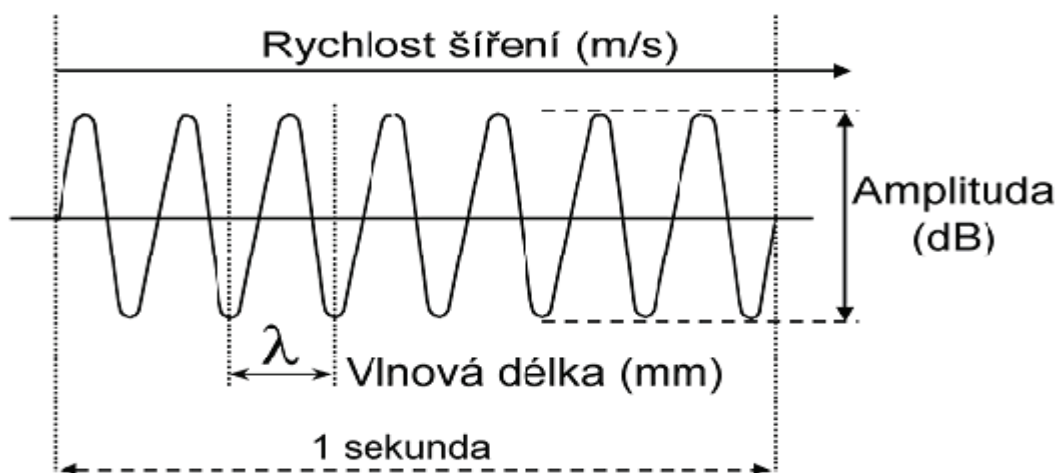
### 2.1 Ultrazvuk

Zvuk je každé mechanické vlnění v látkovém prostředí, které je schopno vyvolat v lidském uchu sluchový vjem. Frekvence tohoto vlnění leží v rozsahu přibližně 16 Hz až 20 kHz; za jeho hranicemi člověk zvuk sluchem nevnímá. V širším smyslu lze za zvuk označovat i vlnění s frekvencemi mimo tento rozsah. V elektroakustice se jako zvukový signál označují i elektrické kmity odpovídající kmitům mechanickým [2].

Zvuk s frekvencí nižší než 16 Hz (který slyší např. sloni) je infrazvuk. Zvuk s frekvencí vyšší než 20 kHz (např. delfinovití či netopýři vnímají zvuk až do frekvencí okolo 150 kHz) je ultrazvuk [1].

### 2.2 Popis ultrazvukového vlnění

Ultrazvukové vlnění můžeme popsat jeho kmitočtem, vlnovou délkou, amplitudou a rychlostí šíření (obrázek 1).



Obrázek 1: Popis ultrazvukového vlnění [3]

#### 2.2.1 Frekvence

Počet period ultrazvukového vlnění za sekundu udává frekvenci vlnění. Ta se udává v jednotkách Hertz (Hz). Ve frekvenční oblasti od 20 Hz až do 20kHz se nachází pásmo slyšitelného zvuku. Jestliže je frekvence vlnění větší než 20kHz, nazýváme ho ultrazvuk. V medicínských aplikacích se využívá ultrazvuku o kmitočtu až několika MHz.

#### 2.2.2 Vlnová délka

Vzdálenost uraženou ultrazvukem za jednu periodu, označujeme jako vlnová délka. Pro její označení se používá znaku lambda  $\lambda$ . Nejčastější jednotkou vlnové délky je milimetr.

Velikost vlnové délky je rozhodující pro rozlišovací schopnost ultrazvuku, která nepřesahuje 1-2 násobek  $\lambda$ . Na druhé straně hloubka propagace ultrazvuku do tkání se zkracující se vlnovou délkou klesá, neboť vlnění o kratší vlnové délce je prostředím více absorbováno (obrázek 2), [3].

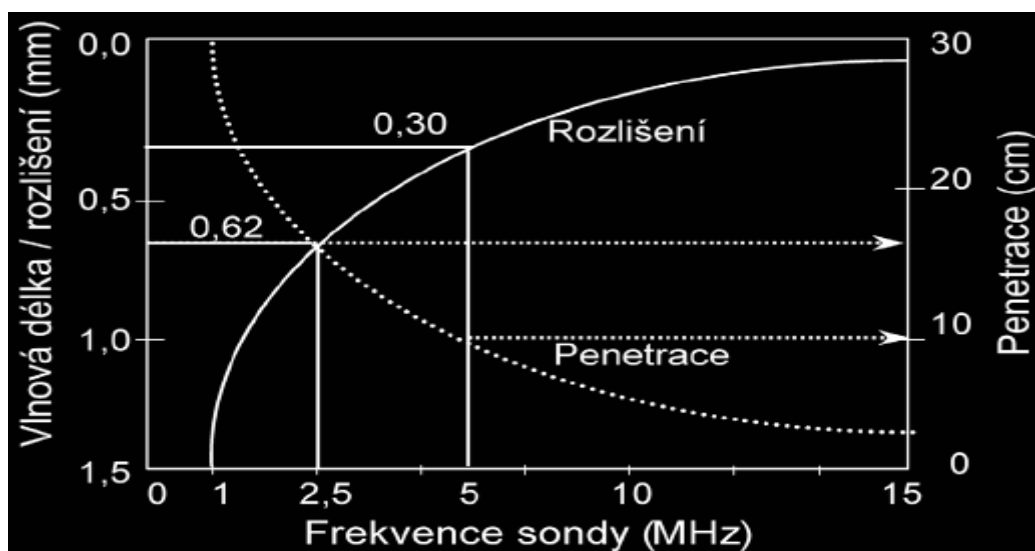
### 2.2.3 Rychlost šíření

Rychlost šíření ultrazvukového vlnění je dána násobkem vlnové délky  $\lambda$  a frekvence  $f$ . Rychlost šíření se označuje písmenem  $c$ . Rychlost šíření je závislá na prostředí, kterým se ultrazvukové vlnění šíří.

Rychlost šíření ultrazvukového vlnění prostředím závisí na celistvosti tohoto prostředí. Při šíření ultrazvukového vlnění například měkkými tkáněmi (játra, sval, atd.) je jeho rychlost přibližně stejná a pohybuje se okolo rychlosti 1500 m/s. Pro prostředí, která jsou více celistvá, jako například kosti, může rychlost šíření ultrazvuku dosáhnout až rychlosti přes 4000m/s.

Víme-li, že vlnová délka vlnění se vypočítá jako rychlost šíření ultrazvukového vlnění dělená frekvencí tohoto vlnění, je zřejmé, že vlnění generované sondou s vyšší frekvencí má menší vlnovou délku než vlnění generované sondou s vysokou frekvencí. Tyto předpoklady platí, protože rychlost šíření ultrazvuku je pro dané prostředí téměř konstantní. Sondy s malou vlastní frekvencí mají tedy nižší rozlišovací schopnost. Avšak tím, že generují ultrazvukové vlnění o větší vlnové délce, není vlnění tolik oslabeno průchodem prostředím a dosáhne tak větší vzdálenosti působení. Sondy s vysokou vlastní frekvencí mají lepší rozlišovací schopnost, avšak vzdálenost, do které se vlnění šíří, je mnohem kratší než u sond s nízkou vlastní frekvencí.

Za optimálních podmínek dosahuje rozlišovací schopnost sond o frekvenci 2,5 MHz nejvýše 1mm a sond o frekvenci 5 MHz nejvýše 0,5mm [3].



Obrázek 2: Vztah mezi frekvencí sondy, penetrací ultrazvuku do hloubky a rozlišovací schopností [3]

### 2.2.4 Amplituda

Amplituda ultrazvuku odpovídá hladině akustického tlaku, tj. energii a je udávána v decibelech (dB). Energie ultrazvuku je přenášena v podobě akustického tlaku. Decibel je

logaritmická jednotka, která vychází z poměru akustického tlaku  $V$  daného vlnění k referenční hodnotě  $R$ . Hodnota amplitudy v dB je stanovena pomocí rovnice, [3]:

$$A = 20 \log \frac{V}{R} \quad (2.1)$$

kde: A...amplituda  
V...akustický tlak vlnění  
R...referenční hodnota

## 2.3 INTERAKCE MEZI VLNĚNÍM A PROSTŘEDÍM

Průchod ultrazvukového vlnění prostředím vede k vyvolání několika dějů. Tyto jevy mohou být v některých případech nežádoucí, protože ovlivňují procházející vlnění. Patří sem například lom, odraz, oslabení a rozptyl vlnění (obrázek 3).

### 2.3.1 Odraz ultrazvukového vlnění

K odrazu ultrazvuku dochází na místech, kde tkáň vytváří různá rozhraní např.: kostkám, atd. Při šíření ultrazvuku homogenním prostředím k odrazu nedochází.

Přesněji řečeno, k odrazu dochází pouze na přechodu mezi médii s rozdílnou akustickou impedancí. Rovnice pro výpočet akustická impedance  $Z$  je následující, [3]:

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.2)$$

kde: Z...akustická impedance  
 $\rho$ ...hustota tkáň  
c...rychlost šíření ultrazvuku v příslušné tkáni

Na velikost odrazu ultrazvukového vlnění má vliv plocha struktury, od které se vlnění odráží. Jestliže má struktura, na kterou vlnění dopadá plochu větší než je vlnová délka vlnění, působí tato struktura jako „zrcadlo“. Pro ultrazvukové vlnění platí, tak jako pro světelné vlnění, že úhel odrazu se rovná úhlu dopadu. Z tohoto důvodu závisí množství odraženého vlnění zpět k sondě na směru (úhlu), pod kterým se od plochy, na niž dopadá, odráží. Nejlepšího odrazu je dosaženo od velkých ploch. Proto je zřejmé, že optimálního odrazu ultrazvukového vlnění se dosáhne při dopadu na plochu kolmou k šíření vlnění. Problém může nastat, nachází-li se plocha podélně k ose šíření vlnění. V takovém případě vznikne minimální nebo vůbec žádný odraz. To může mít při vyšetření ultrazvukem za následek výpadek zobrazení.

### 2.3.2 Rozptyl ultrazvukového vlnění

Mají-li struktury, na něž při průchodu prostředím dopadá ultrazvukové vlnění, velikost menší nebo blízké se vlnové délce vlnění, dochází k rozptylu. Při něm se energie vlnění šíří do všech stran v prostředí. Z tohoto důvodu se zpět k ultrazvukové sondě vrátí pouze nepatrná část tohoto vlnění.

Tato vlastnost se může zdát velice nežádoucí, přesto právě retrodifúze ultrazvuku od pohybující se masy erytrocytů je fyzikálním podkladem klasické dopplerovské echokardiografie [3].

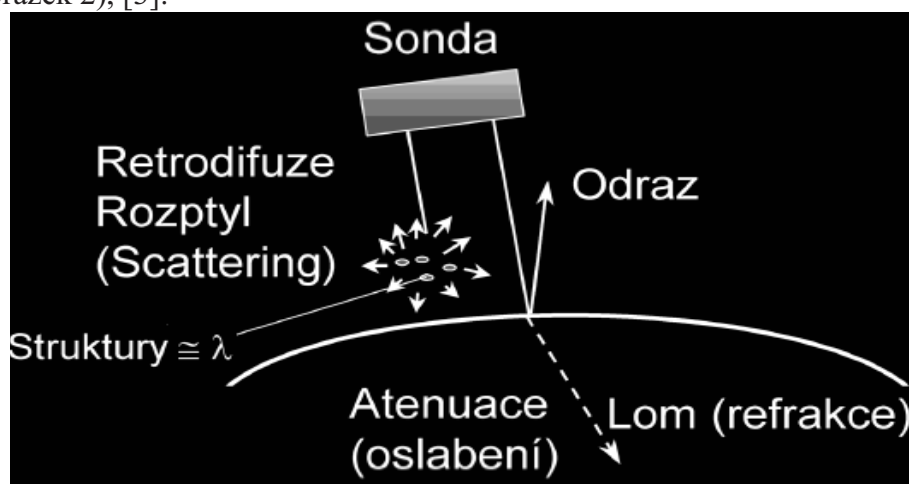
### 2.3.3 Lom ultrazvukového vlnění

K lomu vlnění může dojít například na nerovných plochách, na které vlnění dopadá. Pojmeme lom rozumíme odklonění vlnění od jeho původní trajektorie. Lom ultrazvukového vlnění je totožný jako lom světla na čočce. Tato vlastnost může být využita, avšak může se jevit i jako nežádoucí. Lomu ultrazvuku pomocí tzv. „akustických“ čoček se využívá k zaostření ultrazvukového signálu. Ovšem lom ultrazvuku může způsobit i nežádoucí účinky, a to zejména při jeho zobrazení při vyšetření. Lomem totiž vznikají různé artefakty znehodnocující obraz.

### 2.3.4 Oslabení ultrazvukového vlnění

Prochází-li ultrazvukové vlnění tkání, přeměňuje se jeho energie na teplo. Přeměnou energie na teplo tak dojde k oslabení energie vlnění. Oslabení energie je závislé na frekvenci, kterou se vlnění danou tkání pohybuje.

Vyšší frekvence jsou oslabeny dříve a nedovolují zobrazení struktur ležících ve větší hloubce (obrázek 2), [3].



Obrázek 3: Schéma zobrazující ultrazvuk při průchodu tkáněmi [3]

## 2.4 ZDROJE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ

Ultrazvukové vlnění bývá generováno zdrojem, který nazýváme ultrazvukový měnič. Vlnění nebývá generováno pouze z jednoho měniče, ale častěji hned z několika měničů najednou. Uspořádání více měničů nazýváme sonda. Ultrazvukový měnič bývá vyroben z piezoelektrického materiálu. Tento materiál je charakteristický tím, že vykazuje přímý a nepřímý piezoelektrický jev. Díky tomu může ultrazvukový měnič pracovat ve dvou režimech, a to v režimu příjmu nebo vysílání.

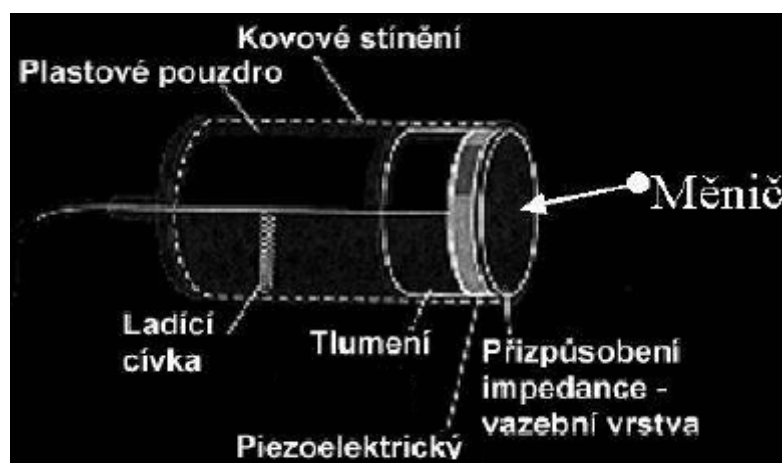
V režimu vysílání je měnič buzen impulsním signálem s vysokofrekvenčním kmitočtem. To má za následek, že se měnič začne deformovat a mění se jeho tloušťka. Tyto deformace jsou poté přenášeny do prostředí a vzniká ultrazvukové vlnění.

V režimu příjmu dochází k opačnému jevu. Měnič je vystaven ultrazvukovému vlnění, které na něj mechanicky působí. Tím dojde k deformaci krystalu a vlivem přímého piezoelektrického děje se na elektrodách napařených na měniči objeví elektrické napětí.

Charakteristickým parametrem ultrazvukové sondy je rezonanční frekvence. Její hodnotu určuje tloušťka ultrazvukového měniče. Sonda má v režimu vysílání umožňovat generaci co nejkratších impulsů (aby se dosáhla co největší prostorová rozlišovací schopnost systému), v režimu příjmu má mít co největší citlivost (aby se umožnilo vyhodnotit co nejmenší odraženou ultrazvukovou energii). Oba požadavky jsou však protichůdné. Krátké impulsy vyžadují velkou šířku pásma rezonančního obvodu vysílače, ke kterému je sonda připojena. V důsledku velké šířky pásma je však nejen činitel jakosti obvodu malý, ale je i velký podíl šumové složky signálu. Velká citlivost však vyžaduje velké převýšení rezonanční charakteristiky, které je přímo úměrné činiteli jakosti. Z hlediska dosažení co největší prostorové a energetické rozlišovací schopnosti je proto nutná kompromisní volba činitele jakosti rezonančního obvodu vysílače/přijímače ultrazvukového systému [4].

## 2.5 PRINCIP ULTRAZVUKOVÉ SONDY

Ultrazvuková sonda se sestává z několika měničů. Ty jsou většinou sestaveny lineárně vedle sebe. Jednotlivé měniče můžeme budít jak všechny najednou, tak postupně. V závislosti na použití se sondy vyrábějí v různých tvarech, tak i velikostech. Vlastní sonda se sestává z několika částí. Měniče jsou uloženy v materiálu, který zajišťuje tlumení jejich kmitů. Toto celé je uloženo v plastovém pouzdře. V něm se také nachází ladící cívka pro nastavení frekvence budícího signálu. Plastové pouzdro je opatřeno kovovým stíněním, které chrání sondu proti rušení (obrázek 4). Ultrazvukové sondy jsou konstruovány jak pro použití v medicíně tak i pro použití například v průmyslu. Podle oblasti použití se tak i mění vlastnosti požadované od jednotlivých sond.

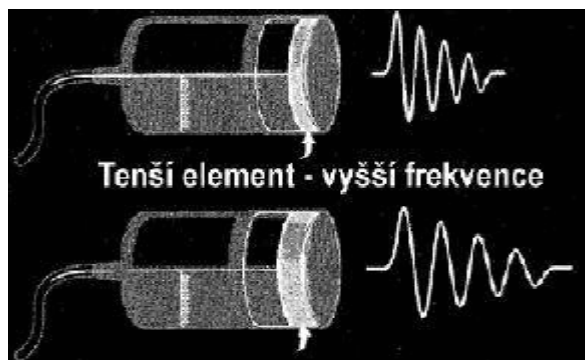


Obrázek 4: Konstrukce ultrazvukové sondy

Ultrazvukové vlnění vychází ze sondy v podobě jednotlivých svazků. Avšak tyto svazky vyslaných vln nemají nikdy konstantní vlnovou délku, a tím ani frekvenci. Jelikož se tyto frekvence pohybují v určitém rozsahu, mluvíme o frekvenčním pásmu sondy. Hodnota frekvence uváděná v některých zdrojích jako frekvence sondy, bývá nejčastěji průměrná hodnota frekvencí, které se vyskytují v jednotlivých pulzech. V dnešní době již existují multifrekvenční sondy. To jsou sondy, které jsou schopny generovat více frekvencí. Pro případy, že chceme, aby sonda pracovala jako vysílač i jako přijímač, musí být oscilace krystalu tlumeny speciálním materiálem. Tím, že je měnič po generování

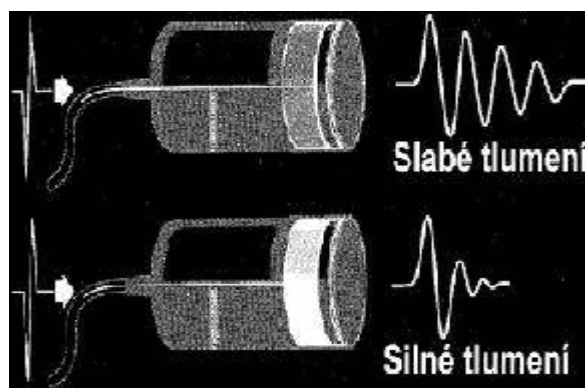
vlnění utlumen tímto materiálem, je poté schopen přijmout akustické vlnění. Toto vlnění poté přemění na elektrický signál.

Frekvenci generovaného vlnění ovlivňuje tloušťka měniče. Čím je měnič tenčí, tím snáze se rozkmitá a tím je frekvence vlnění větší (obrázek 5).



Obrázek 5: Vliv tloušťky měniče na frekvenci vlnění [5]

Délka generovaného vlnění je ovlivněna tlumením ultrazvukové sondy. Jestliže má sonda velké tlumení, je délka generovaného vlnění menší než délka vlnění generovaného sondou se slabším tlumením (obrázek 6).



Obrázek 6: Vliv tlumení měniče na dobu trvání impulsu [5]

## 2.6 Vyzařovací diagram sondy

Jedním z nejdůležitějších parametrů ultrazvukové sondy, kterým se sonda podílí na dosažení prostorové rozlišovací schopnosti ultrazvukového zobrazovacího systému, je tvar vyzařovacího diagramu [4].

Ultrazvuková sonda obsahuje měniče, které generují ultrazvukové vlnění. Z každého měniče je generováno zvláštní vlnění a před sondou tak vzniká ultrazvukové pole. Toto pole si můžeme rozdělit na blízkou a vzdálenou oblast. Blízká oblast je označována jako Fresnelova oblast, vzdálená oblast jako Franhoferova oblast. Ultrazvukové pole se na tyto dvě oblasti rozděluje podle průběhu akustického vlnění šířícího se v ose měniče.

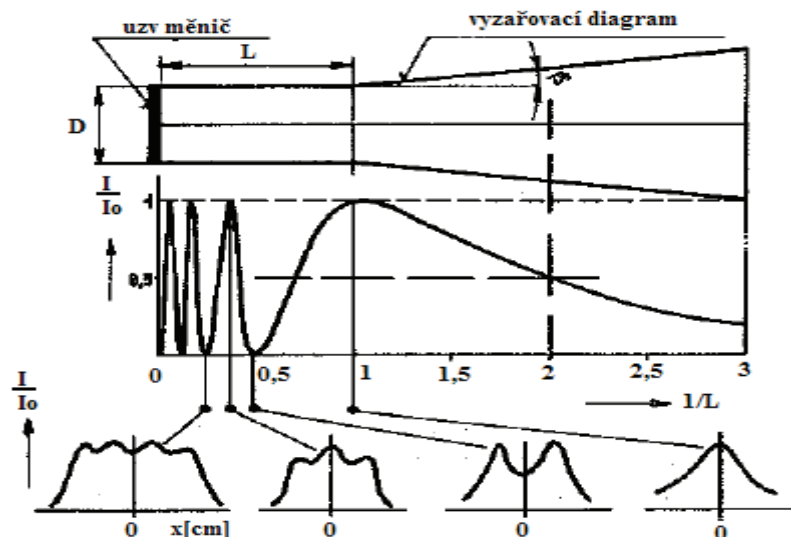
V blízkém poli vykazuje hladina intenzity celou řadu nehomogenit, rychlost částic sleduje akustický tlak s fázovým zpožděním o  $90^\circ$ . Ve vzdáleném poli je rychlost částic ve fázi s akustickým tlakem, hladina intenzity rovnoměrně klesá, obrázek 7, [4].

Tuto oblast charakterizuje vyzařovací diagram, který je závislý na poměru, [4]:

$$\frac{D}{\lambda} \quad (2.3)$$

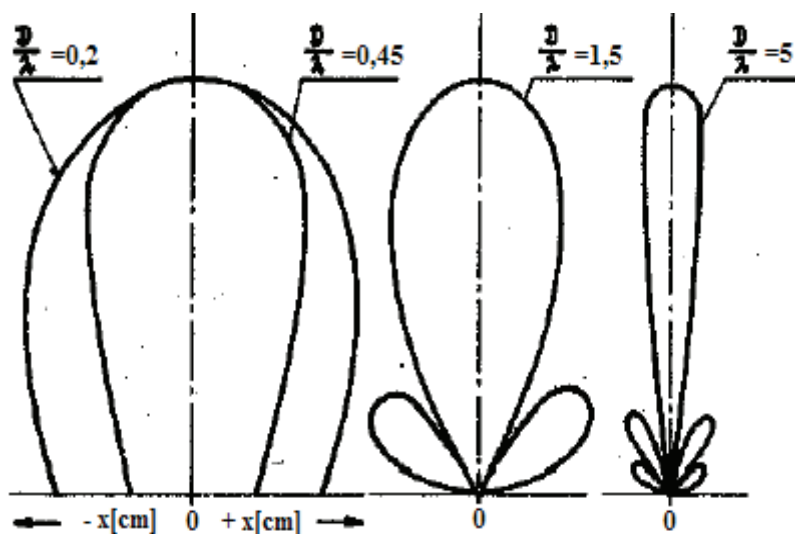
kde:  $D$ ...průměr měniče  
 $\lambda$ ...tloušťka měniče

Demarkační čáru mezi oběma oblastmi vytváří poloha posledního maxima akustického tlaku v ose měniče  $L$ , (obrázek 7), [4].



Obrázek 7: Rozdělení pole ultrazvukového měniče na blízkou a vzdálenou oblast [4]

Tvar teoretických směrových charakteristik kruhových měničů závisí na poměru uvedeném ve výrazu (2.3). Směrovější budou charakteristiky pro vyšší hodnoty  $D/\lambda$ , (obrázek 8). Současně je nutné upozornit na skutečnost, že poloha i tvar postranních laloků vyzařovacího diagramu závisí na zvoleném způsobu tlumení měniče v samotné sondě a kvalitě jeho akustické vazby na sledované prostředí [4].



Obrázek 8: Změna tvaru směrové charakteristiky uzvu měniče v závislosti na jeho geometrických rozměrech [4]

Hlavní lalok směrové charakteristiky je vymezen úhlem  $\pm\vartheta$ , pro který platí pro kruhový měnič [4]:

$$\sin \vartheta = 1,22 \frac{\lambda}{D} \quad (2.4)$$

a pro měnič, jehož plocha je čtvercová [4]:

$$\sin \vartheta = \frac{\lambda}{b} \quad (2.5)$$

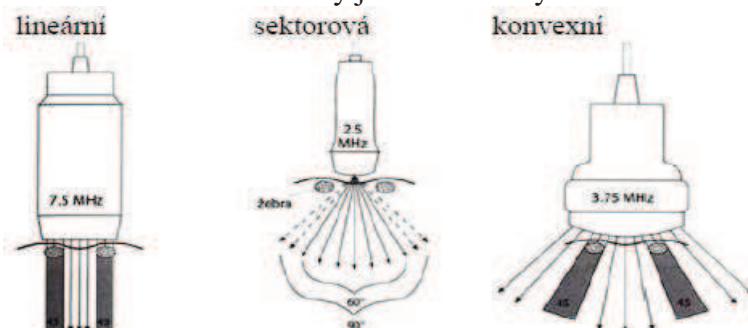
kde: b...délka hrany vyzařující plochy

Tento vztah je označován jako Fraunhoferova formule. Z Fraunhoferovy formule vyplývá pro diagnostické aplikace důležitý závěr: vybereme-li pro danou aplikaci sondu vhodného průměru (1 – 30mm), můžeme směrovou charakteristiku ovlivnit volbou pracovní frekvence (1 – 16 MHz) použitých měničů v sondách, tedy jejich tloušťkou [4].

U moderních ultrazvukových diagnostických sond je tvar vyzařovací charakteristiky různými způsoby upravován, aby se dosáhlo co nejměrovějších vlastností systému [4].

## 2.7 Typy ultrazvukových sond

S rozšiřováním ultrazvuku do různých odvětví medicíny bylo také nutné, aby se vyvíjely různé typy ultrazvukových sond. Každé medicínské odvětví má na sondy specifické požadavky, ať už se jedná o rozměry, tvar nebo frekvenční pásmo, v kterém je sonda schopna pracovat. Uvedeme si tři typy sond, se kterými se můžeme při ultrazvukovém vyšetření běžně setkat. Sondy jsou zobrazeny na obrázku 9.



Obrázek 9: Ukázka různých typů ultrazvukových sond [11]

### 2.7.1 Lineární sonda

Lineární sonda (měniče uspořádané v řadě) vysílá ultrazvukové vlny do tkáně paralelně a vytváří tak pravoúhlý obraz. V každé hloubce je tedy šíře obrazu a hustota vlnění konstantní. Výhodou je dobré prostorové rozlišení na malé vzdálenosti - proto se lineární sondy používají ve vyšším frekvenčním pásmu (5-10 MHz) převážně pro diagnostiku měkkých tkání a štítné žlázy [11].

### 2.7.2 Fázová sektorová sonda

Sektorová sonda vytváří vějířovitý obraz, který je u sondy velmi úzký a směrem do hloubky se rozšiřuje (má téměř trojúhelníkový tvar). Užívají se tam, kde je omezený přístup pro vyšetření - např. v kardiologii při zobrazení z mezižeberního prostoru [11].

### 2.7.3 Konvexní sonda

Konvexní sonda je smíšený typ obou předchozích. Záznam má tvar mezikruží (obraz připomíná kávový filtr). Hlavní výhodou lehce zakřivené kontaktní plochy je možnost tlakem odstranit rušivý prvek např. vzduch ve střevních kličkách). Tento typ používáme pro sonografii břicha s frekvencemi mezi 2,5 MHz (obézní pacienti) a 5 MHz (štíhlí pacienti) [11].

## 2.8 Fokusace

Fokusace (zaostření) ultrazvukového signálu znamená, že pomocí určitého postupu docílíme překrytí signálu generovaného jednotlivými měniči. Tím docílíme, že směřujeme vyšší energii signálu do určité oblasti. Fokusace může být provedena různými způsoby. Některé principy jsou popsány v následujících kapitolách.

### 2.8.1 Fokusace pomocí ultrazvukové čočky

Pro realizaci akustické čočky lze použít dvou prostředí, která jsou vhodně zakřivena a která mají rozdílnou rychlost šíření ultrazvukového vlnění. Stejně jako v optice rozlišujeme čočky na dvě základní skupiny: spojky a rozptylky. O jakou čočku se jedná, zda o spojku nebo rozptylku, rozhodují dva parametry. Jedním z parametrů je tvar prostředí (konvexní, konkávní), kterým se vlnění šíří. Druhým parametrem je index lomu jednotlivých prostředí. K měniči je nutno sondu přikládat přes vhodné akustické rozhraní, aby nedocházelo ke zbytečným útlumům vlnění.

Vzhledem k tomu, že ultrazvukové čočky se vyrábějí z materiálu, který má rychlost šíření větší nežli voda, mají konvergentní čočky (spojky) konkávní tvar. [4]

Ohnisková vzdálenost čočky je vzdálenost mezi průsečíkem zakřivení povrchu čočky s optickou osou a středním bodem ohniskové oblasti. Její velikost lze přibližně určit ze vztahu [4]:

$$z = \frac{R}{\left(1 - \frac{1}{n}\right)} \quad (2.6)$$

kde:  $R$ ... poloměr zakřivení čočky  $n = \frac{c_1}{c_2}$

$c_1$  rychlost šíření v čočce;  $c_2$  rychlost šíření ve vazebním prostředí mezi čočkou a povrchem těla.

Ohnisko akustické čočky není bodové, ale má tvar, který lze s dobrou přesností aproximovat, pro pokles intenzity o 3 dB, rotačně symetrickým elipsoidem, jehož šířku v rovině x-y lze stanovit ze vztahu [4]:

$$D_x = D_y = \frac{k \cdot \lambda \cdot z}{2 \cdot a} \quad (2.7)$$

kde:  $k$ ...součinitel závislý na úhlu  $\psi$  mezi okrajem čočky a ohniskem

Délka elipsoidu ve směru osy akustické čočky je dána [4]:

$$D_z = k_a \cdot D_y \quad (2.8)$$

kde:  $k_a$ ...je opět součinitel závislý na  $\psi$ .

Zvětšení intenzity ultrazvukového svazku v ohnisku (zisk) je definován poměrem intenzity ultrazvukové energie v ohnisku  $I_2$  a intenzity vstupující do čočky  $I_0$ . Pro  $\psi \leq 15^\circ$  lze zisk stanovit [4]:

$$G = \frac{I_2}{I_0} = 0,8 \cdot \frac{2 \cdot a}{D_y} \quad (2.9)$$

kde:  $a$ ...poloměr disku čočky.

## 2.8.2 Fokuse pomocí zrcadel

Další možnost, jak fokusovat ultrazvukové vlnění, je použití fokusačních systémů se zrcadly. Tyto systémy odstraňují nežádoucí vlastnosti ultrazvukových čoček. Mezi tyto nežádoucí vlastnosti patří např. absorpce ultrazvukového vlnění nebo fázový posuv vlnění. Zrcadla pro fokusaci ultrazvukového vlnění mají podobný tvar jako zrcadla používaná v reflexních soustavách pro viditelné světelné záření. Největší nevýhodou systému zrcadel je jejich velká konstrukce a tím tedy i náročnost na prostor při instalaci. Toto je jeden z důvodů, proč byly tyto systémy nahrazeny modernějšími způsoby fokuse.

## 2.9 Elektronická fokusace

Postupným vývojem techniky bylo dosaženo toho, že k fokusování ultrazvukového signálu nemuselo být používáno jen optické fokusace. Novou možností je docílení fokusace pomocí vhodného buzení ultrazvukových měničů, které se nacházejí v jedné sondě. Existuje jak statická, tak dynamická fokusace. Pro měniče se používá nejčastěji dvou uspořádání. Prvním je uspořádání do oblouku, kde se o fokusaci snažíme pomocí zakřivení tohoto oblouku. Další uspořádání měničů je takové, že jednotlivé měniče jsou umístěny pravidelně vedle sebe. Hovoříme o tzv. sondě s lineární řadou měničů. U takové sondy se fokusace docílí vhodným buzením jednotlivých měničů.

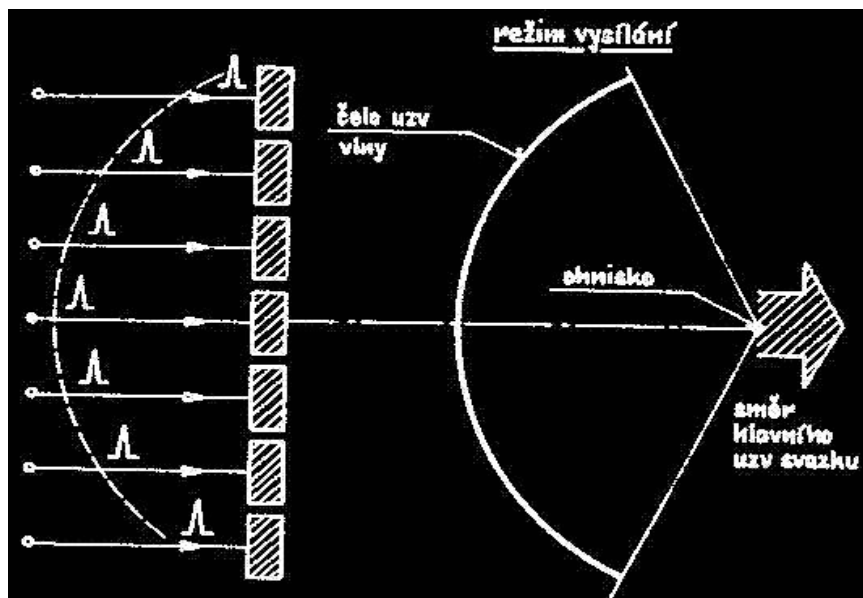
### 2.9.1 Statická elektronická fokusace s lineární řadou měničů

Ultrazvukové zobrazovací systémy, které využívají sondy s lineární řadou měničů, jsou poněkud nepřesně označovány jako systémy s lineární buzenou řadou měničů. Mohou pracovat jako nefokusované nebo fokusované. První režim je z hlediska současného stavu technologie nezajímavý. Druhý režim využívá rozdělení řady měničů na subřady, jejichž vhodné buzení umožňuje elektronickou fokusaci svazku [4].

Statická elektronická fokusace u řady měničů spočívá ve vhodném fázovém buzení subřady měničů, které se pak posouvá ve směru zobrazení po celé řadě, jež tvoří ultrazvukovou sondu. Získá se tak pravoúhlý rastr tomografického obrazu. Vlastní elektronickou fokusaci je možno provádět jednak v režimu vysílání a jednak v režimu příjmu [4].

Chceme-li docílit fokusace ultrazvukového vlnění do určité oblasti, opět využijeme rozdílného fázového buzení měničů. Například fokusace vlnění v místě, které se nachází na ose sondy, docílíme tím, že budeme měniče umístěné na okraji sondy budit nejdříve.

Budeme tak postupovat po měničích od okraje směrem ke středu sondy. Tím pádem měniče nacházející se nejbližší středu sondy budou buzeny nejdéle. Tím docílíme, že energie vlnění z jednotlivých měničů se soustředí do určité oblasti na ose sondy. Pomocí změny zpoždění buzení jednotlivých měničů můžeme po ose sondy posouvat oblast, kde se ultrazvukové vlnění fokusuje (obrázek 10).



Obrázek 10: Princip elektronické fokusace [4]

### 3 ALGORITMUS PRO REALIZACI FOKUSACE

Tato část projektu se zabývá tím, jak pomocí několika zadaných hodnot a parametrů ultrazvukové sondy docílit fokusace ultrazvukového signálu ve vybraném místě. Veškeré postupy a výpočty jsou navrženy pro situaci, kdy je fokusace ultrazvuku prováděna v ose ultrazvukové sondy.

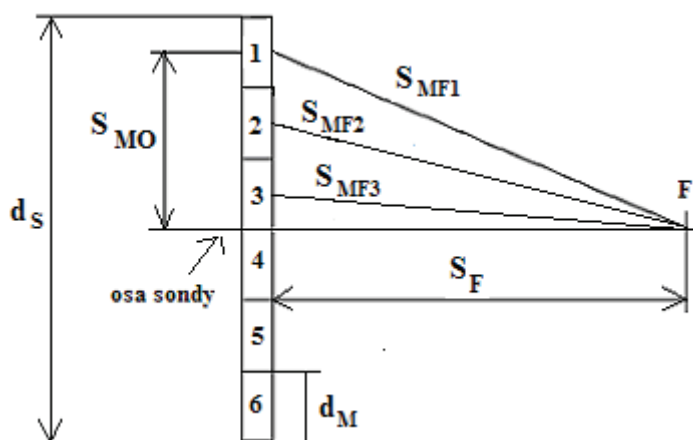
#### 3.1 Popis schématu ultrazvukové sondy

V této kapitole si ultrazvukovou sondu zjednodušíme podle obrázku 11. Ultrazvuková sonda je popsána svou šířkou (označme  $d_s$ ). Jejím středem prochází osa a rozděluje ji na dvě poloviny. Šířku poloviny sondy označme  $d_{s/2}$ . V hlavici sondy jsou umístěny měniče, které generují ultrazvukový signál. Počet měničů je pro různé sondy odlišný. Pro identifikaci pořadí měničů je použito indexování od 1 do N. Písmeno N označuje počet měničů. Měnič má určitou šířku, kterou označíme  $d_M$ . Pro výpočty v dalších kapitolách budeme uvažovat, že ultrazvukový signál je generován ze středu měniče.

Z důvodu, že osa sondy rozděluje měniče na dvě stejné části, budou všechny výpočty prováděny pouze pro polovinu měničů. Vypočtené hodnoty pro jednu polovinu měničů jsou poté totožné pro druhou polovinu. Osa sondy vytváří pro měniče osu souměrnosti. To znamená, že měniče na odpovídajících si pozicích mají některé hodnoty stejné (podle obrázku 11 si odpovídají stejnými hodnotami měnič 1 a 6; 2 a 5; 3 a 4). Stejnými hodnotami jsou myšleny: vzdálenost středu měniče od osy sondy  $s_{MO}$ ; vzdálenost středu měniče od místa fokusace  $s_{MF}$ ; doba, za kterou dorazí signál z měniče do místa fokusace; zpoždění buzení měničů.

Dále uvažujeme, že místo fokusace signálu leží na ose ultrazvukové sondy. Místo fokusace je označeno F a jeho vzdálenost od čela sondy označíme jako  $s_F$ .

Pro všechny výpočty uvedené v následujících kapitolách uvažujeme, že se ultrazvukový signál pohybuje homogenním prostředím a nedochází tedy k jeho rozptylu ani odrazu.



Obrázek 11: Náhradní schéma ultrazvukové sondy

## 3.2 Hodnoty potřebné pro docílení fokusace

V této části se seznámíme s hodnotami potřebnými pro dosažení fokusace. Tyto hodnoty můžeme rozdělit na hodnoty známé a ty, které musíme zjistit pomocí výpočtů.

### 3.2.1 Zadané hodnoty pro docílení fokusace

Do této skupiny patří hodnoty zadané nebo hodnoty dané konstrukcí sondy. Jsou to: šířka sondy  $d_S$ ; šířka měniče  $d_M$ ; počet měničů  $N$ ; vzdálenost místa fokusace od čela sondy  $s_F$  a pořadí jednotlivých měničů.

### 3.2.2 Hodnoty potřebné zjistit pomocí výpočtů

Pro fokusaci signálu je potřeba znát, s jakým zpožděním je nutné budit jednotlivé měniče. Pro výpočet zpoždění buzení musíme vypočítat následující hodnoty: vzdálenost středu měniče od osy sondy  $s_{MO}$ ; dráhu signálu ze středu měniče do místa fokusace  $s_F$ ; dobu  $t$ , za kterou signál urazí dráhu ze středu měniče do místa fokusace  $s_{MF}$ .

Jednotlivé výpočty jsou provedeny pomocí známých hodnot z kapitoly 3.2.1 a jsou rozebrány v následujících kapitolách.

## 3.3 Určení vzdálenosti měniče od osy sondy

Na výpočet vzdálenosti měniče od osy sondy má vliv, zda je sonda složena z lichého nebo sudého počtu měničů. V následujících kapitolách jsou probrány obě varianty.

### 3.3.1 Výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy pro sudý počet měničů

Ohnisko fokusace bude ležet v ose sondy. Osa sondy nám tak rozdělí měniče na dvě poloviny. Měníče na odpovídajících si pozicích budou mít tedy stejné vzdálenosti od osy sondy. Proto můžeme výpočty provést pouze pro polovinu měničů. Druhé polovině měničů budou poté odpovídat vzdálenosti vypočtené pro první polovinu. Měníče jsou indexovány od kraje směrem do středu sondy (obrázek 11).

Nejprve si vypočítáme šířku poloviny sondy ( $d_{S/2}$ ) od osy sondy po její okraj. To provedeme pomocí hodnoty počtu měničů a šířky měniče. Šířku poloviny ultrazvukové sondy získáme vynásobením polovičního počtu měničů  $\frac{N}{2}$  šířkou měniče  $d_M$ . Pro šířku poloviny sondy dostáváme vztah:

$$d_{S/2} = \frac{N}{2} \cdot d_M \quad (3.1)$$

kde:  $d_{S/2}$ ...šířka poloviny ultrazvukové sondy  
 $N$ ...počet ultrazvukových měničů  
 $d_M$ ...šířka ultrazvukového měniče

Šířku poloviny sondy můžeme rozdělit na vzdálenost měniče od středu sondy  $s_{MO}$  a na rozdílovou vzdálenost  $s_R$ .

$$d_{S/2} = s_{MO} + s_R \quad (3.2)$$

kde:  $s_{MO}$ ...vzdálenost středu měniče od osy sondy  
 $s_R$ ...rozdílová vzdálenost

Rozdílovou vzdálenost vypočteme tak, že šířku měniče vynásobíme pozicí měniče, pro který vzdálenost od osy hledáme.

$$s_R = d_M \cdot p_i \quad (3.3)$$

kde:  $p_i$ ...pořadí i-tého měniče

Vyjádřením vzdálenosti středu měniče od osy sondy z rovnice (3.2) dostaneme vztah:

$$s_{MO} = d_{S/2} - s_R \quad (3.4)$$

Dosazením rovnice (3.1) a (3.3) do vzorce (3.4) dostáváme vztah pro výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy:

$$s_{MO} = \frac{N}{2} \cdot d_M - d_M \cdot p_i \quad (3.5)$$

Tímto výpočtem ovšem získáme vzdálenost okraje měniče. Avšak jak už bylo řečeno v dřívější kapitole, počítáme s případem, že signál vychází ze středu měniče, proto musíme ještě vztah 3.5 upravit a to tak, že přičteme polovinu šířky měniče:

$$s_{MO} = \frac{N}{2} \cdot d_M - p_i \cdot d_M + 0,5 \cdot d_M \quad (3.6)$$

po úpravě:

$$s_{MO} = d_M \cdot \left( \frac{N}{2} - p_i + 0,5 \right) \quad (3.7)$$

### 3.3.2 Výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy pro lichý počet měničů

Měníče jsou opět indexovány od kraje sondy směrem k jejímu středu, stejně jako tomu bylo u sudého počtu měničů. Nyní nám však osa sondy rozděluje jeden měnič na polovinu. Jako první si opět vypočteme šířku poloviny sondy, avšak bez poloviny rozděleného měniče. To provedeme tak, že od počtu měničů odečteme jedničku. Nyní se šířka poloviny sondy vypočítá obdobně jako pro sudý počet měničů (3.1):

$$d_{S/2} = \frac{N-1}{2} \cdot d_M \quad (3.8)$$

Opět vypočteme rozdílovou vzdálenost podle vztahu (3.3)

$$s_R = d_M \cdot p_i \quad (3.9)$$

Dalšími úpravami dostáváme vztah pro výpočet vzdálenosti středu měniče od osy sondy:

$$s_{MO} = \frac{N-1}{2} \cdot d_M - p_i \cdot d_M + 0,5 \cdot d_M \quad (3.10)$$

Pro lichý počet měničů však musíme do výpočtu zahrnout polovinu měniče rozděleného osou sondy. Dostáváme tak vztah:

$$s_{MO} = \frac{N-1}{2} \cdot d_M - p_i \cdot d_M + 0,5 \cdot d_M + 0,5 \cdot d_M \quad (3.11)$$

Po úpravě:

$$s_{MO} = d_M \cdot \left( \frac{N-1}{2} - p_i + 1 \right) \quad (3.12)$$

Dalšími úpravami tedy dospějeme opět ke vztahu 3.7:

$$s_{MO} = d_M \cdot \left( \frac{N}{2} - p_i + 0,5 \right)$$

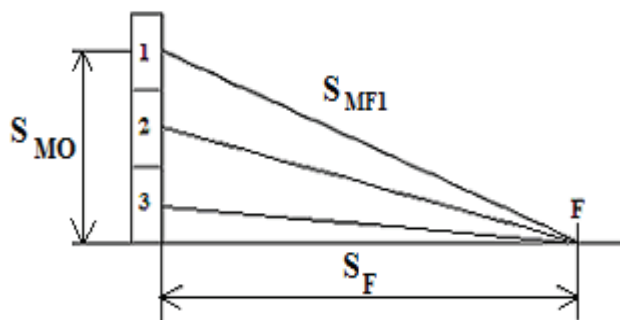
Tímto odvozením jsme si odvodili, že vzdálenost středu měniče od sondy se vypočte stejným vzorcem jak pro sondu složenou z lichého, tak i sudého počtu měničů.

### 3.4 Výpočet dráhy, kterou urazí uzv signál od měniče do místa fokusace

V předchozí kapitole bylo ukázáno, jak lze vypočítat vzdálenost středu měniče od osy ultrazvukové sondy. Tuto vzdálenost a vzdálenost místa fokusace signálu od čela sondy bude nyní použita pro výpočet dráhy, kterou musí ultrazvukový signál urazit od měniče do místa fokusace. Dráha signálu od měniče do místa fokusace je pro každý měnič odlišná.

Z obrázku 12 je patrné, že dráhy signálu od jednotlivých měničů do místa fokusace můžeme vypočítat pomocí Pythagorovy věty:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (3.13)$$



Obrázek 12: Dráhy ultrazvukového signálu od měničů do místa fokusace

Dosažením příslušných vzdáleností do vztahu 3.13 získáme:

$$s_{MF_i} = \sqrt{s_{MO_i}^2 + s_F^2} \quad (3.14)$$

kde:  $s_{MF_i}$ ...dráha signálu od i-tého měniče do místa fokusace  
 $s_{MO_i}$ ...vzdálenost středu i-tého měniče od osy sondy  
 $s_F$ ...vzdálenost místa fokusace od čela sondy  
 $i$ ... pozice měniče

Vzdálenost měniče od středu ultrazvukové sondy  $s_{MO}$  získáme výpočtem rovnice 3.7. Vzdálenost místa fokusace od čela ultrazvukové sondy je známa ze zadaných hodnot. Výpočet vzdálenosti se provádí opět pouze pro polovinu měničů. Vzdálenosti druhé poloviny měničů jsou souměrné podle umístění měničů. Osu souměrnosti tvoří osa ultrazvukové sondy.

### 3.5 Výpočet doby, za kterou urazí uzv signál dráhu od měniče do místa fokusace

Čas, za který dorazí signál z měniče do místa fokusace, bude pro každý měnič jiný. Z měniče umístěného na okraji ultrazvukové sondy musí signál do místa fokusace urazit delší dráhu (uvažujeme-li, že místo fokusace leží v ose sondy) než z měniče umístěného u osy sondy. Z toho vyplývá, že signál z krajních měničů potřebuje k dosažení místa fokusace nejdelší čas.

Čas, za který dosáhne signál z jednotlivých měničů místa fokusace, vypočteme pomocí vztahu pro výpočet dráhy rovnoměrného pohybu:

$$s = v \cdot t \quad (3.15)$$

kde:  $s$ ...dráha rovnoměrného pohybu  
 $v$ ...rychlost rovnoměrného pohybu  
 $t$ ...čas, za který je překonána dráha  $s$

Ze vztahu 3.15 vyjádříme čas  $t$  a doplníme veličiny o indexy pro pořadí měničů. Dostaneme tak vztah:

$$t_i = \frac{s_{MF_i}}{c} \quad (3.16)$$

kde:  $t_i$ ...čas, za který signál z i-tého měniče dorazí do místa fokusace  
 $c$ ...rychlost šíření ultrazvukového signálu  
 $s_{MF_i}$ ...dráha, kterou urazí signál z i-tého měniče do místa fokusace

Rychlost šíření ultrazvukového signálu  $c$  je zadána před řešením problému a je konstantní. Dráha  $s_{MF}$ , kterou urazí signál z měniče do místa fokusace, získáme výpočtem ze vztahu 3.14. Výpočtem vztahu 3.16 získáme pro jednotlivé měniče dobu, za kterou z nich generovaný signál dosáhne místa fokusace.

### 3.6 Výpočet zpoždění buzení jednotlivých měničů

Tato část projektu se zabývá výpočtem zpoždění, které se musí zavést při buzení jednotlivých ultrazvukových měničů. Měniče nelze budit ve stejný čas. Při vybuzení všech měničů ve stejný čas by z nich generované signály dorazily do místa fokusace v různých časech. V takovém případě by ovšem k fokusaci vůbec nedošlo.

Pro docílení fokusace signálu v jedné oblasti musí do této oblasti signály dorazit ve stejný čas. Z modelu sondy (obrázek 11) je patrné, že signál z krajního měniče dorazí do místa fokusace nejdéle. Z tohoto důvodu bude tento měnič buzen bez zpoždění. Naopak signál z měniče, který je umístěn nejbližší ose sondy, dorazí do místa fokusace nejrychleji. Proto je nutné budit tento měnič s největším zpožděním.

Zpoždění pro jednotlivé měniče se vypočítá jako rozdíl času, za který dorazí signál do místa fokusace z prvního (krajního) měniče a času, za který dorazí signál do místa fokusace ze snímače, pro který chceme zpoždění zjistit.

Zpoždění buzení jednotlivých měničů vypočteme podle následujícího vztahu:

$$\tau_i = t_1 - t_i \quad (3.17)$$

kde:  $\tau_i$ ...zpoždění buzení i-tého měniče  
 $t_1$ ...čas, za který dorazí signál z prvního měniče do místa fokusace  
 $t_i$ ... čas, za který dorazí signál z i-tého měniče do místa fokusace

Po buzení měničů zpožděními získaných pomocí výpočtu dle vztahu 3.17 se budou signály fokusovat v zadané oblasti. V ideálním případě by měla být fokusovaná oblast co nejmenší, aby byla energie signálu soustředěna v jednom místě. Reálně se však fokusace do co nejmenší oblasti realizuje složitě. Signál tedy nebude fokusován do jediného bodu, ale kolem místa fokusace vytvoří určitou oblast fokusovaných signálů.

### 3.7 Diskretizace prostoru času

Z důvodu, že počítačové programy pracují s diskrétními modely, je nutné provést diskretizaci prostoru, času a uzv sondy. Diskretizaci prostoru a času provedeme pomocí definování délkového a časového kroku diskretizace. Délkový krok nám slouží pro diskretizaci prostoru, časový krok pro diskretizaci času.

#### 3.7.1 Diskretizace prostoru

Jelikož bude simulace prováděna pro dvourozměrný prostor, je nutné určit délkový krok ve směru osy x a osy y. Délkový krok ve směru osy x označíme  $d_x$  a ve směru osy y jej označíme  $d_y$ . Ve výpočtech provedených v následujících kapitolách budeme uvažovat, že délkové kroky jsou shodné, tedy  $d_x = d_y$ . Tímto bude docíleno rozdělení prostoru na jednotlivé pixely. Bude-li mít simulovaný prostor rozměry  $l_x$  a  $l_y$  ( $l_x$ -délka prostoru ve směru osy x;  $l_y$ - délka prostoru ve směru osy y), bude diskretizace těchto rozměrů provedena následovně:

a) diskretizace prostoru ve směru osy x:

$$dL_x = \frac{L_x}{d_x} \quad (3.18)$$

kde:  $dL_x$ ...diskretizovaná délka prostoru ve směru osy x  
 $L_x$ ...délka prostoru ve směru osy x  
 $d_x$ ...prostorový krok pro osu x

b) diskretizace prostoru ve směru osy y:

$$dL_y = \frac{L_y}{d_y} \quad (3.19)$$

kde:  $dL_y$ ...diskretizovaná délka prostoru ve směru osy y  
 $L_y$ ...délka prostoru ve směru osy y  
 $d_y$ ...prostorový krok pro osu y

### 3.7.2 Diskretizace času

Stejně jako byl pro diskretizaci prostoru použit prostorový krok, bude pro diskretizaci času použit časový krok. Časový krok bude označen  $dt$ . Jestliže bude nutné diskretizovat dobu, po kterou bude trvat simulace, postup bude následovný:

$$dL_t = \frac{L_t}{d_t} \quad (3.20)$$

kde:  $dL_t$ ...diskretizovaná doba trvání simulace  
 $L_t$ ...doba trvání simulace  
 $d_t$ ...časový krok

### 3.7.3 Volba prostorového a časového kroku

V kapitole 3.7.1 a 3.7.2 bylo uvedeno, jak se provede diskretizace prostoru a času, pomocí definování prostorového a časového kroku. Jelikož bude pro modelování užito výpočtů pomocí matematické metody konečných diferencí, musí být uvedeno, jak volit příslušný časový a prostorový krok. Časový a prostorový krok není možné volit libovolně, ale musí se volit tak, aby byla splněna podmínka stability. Podmínka stability má následující tvar (za předpokladu, že  $d_x = d_y$ ), [8]:

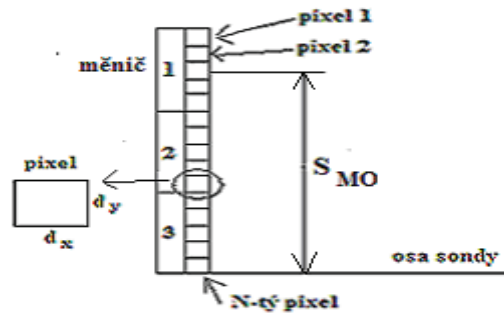
$$\frac{c\Delta t}{\Delta x} < 1 \quad (3.21)$$

kde:  $c$ ...rychlost šíření  
 $\Delta t$ ...časový krok  
 $\Delta x$ ...prostorový krok

Jestliže je tato podmínka splněna, je provedená simulace v pořádku. Pokud tato podmínka splněna není, vede to k nestabilitě při výpočtech provedených metodou konečných diferencí. Při nesplnění podmínky tak dochází k znehodnocení simulace.

### 3.7.4 Diskretizace uzv sondy

Diskretizace ultrazvukové sondy spočívá v rozdělení jednotlivých měničů na pixely, (obrázek 13).



Obrázek 13: Náhradní schéma diskretizované ultrazvukové sondy

Každý pixel je popsán šířkou v ose x ( $d_x$ ) a šířkou v ose y ( $d_y$ ). Pro provedené výpočty v následujících kapitolách uvažujeme rovnost obou šířek.

### 3.7.5 Přřazení indexů jednotlivým pixelům

Pro identifikaci jednotlivých pixelů je nutné jejich označení indexy. Pixely budou indexovány od horního okraje sondy a to od čísla 1. Číslování od 1 a ne od 0 je z důvodu pozdějšího programového zpracování, jelikož některé programy (např. Matlab indexují od čísla 1). Výpočty opět provedeme pouze pro polovinu sondy, proto si zjistíme, kolik pixelů se na vybrané polovině nachází. Tento údaj získáme tím, že šířku poloviny sondy  $d_{s/2}$  vydělíme šířkou pixelu  $d_y$ .

$$N_{PS} = \frac{d_{s/2}}{d_y} \quad (3.22)$$

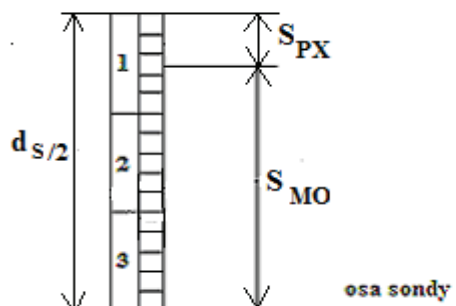
kde:  $N_{PS}$ ...počet pixelů poloviny sondy  
 $d_{s/2}$ ...šířka poloviny sondy  
 $d_y$ ...šířka pixelu

Tímto krokem jsme diskretizovali polovinu sondy.

### 3.7.6 Přřazení pixelů jednotlivým měničům

Abychom zjistili, které pixely odpovídají jakému měniči, musíme znát index pixelu ležícího ve středu měniče. Index zjistíme pomocí vzdálenosti středu měniče od osy sondy a šířky poloviny sondy. Vzdálenost středu měniče od osy sondy zjistíme pomocí vztahu 3.7. Nyní vypočteme, v jaké vzdálenosti od okraje sondy se pixel nachází.

Pro následující výpočty byl použit obrázek 14:



Obrázek 14: Vzdálenost pixelu od okraje sondy

Tento údaj získáme tak, že od šířky poloviny sondy odečteme vzdálenost středu měniče od osy sondy, viz vztah 3.23:

$$s_{PX} = d_{s/2} - s_{MOi} \quad (3.23)$$

kde:  $s_{PX}$ ...vzdálenost pixelu od okraje sondy  
 $d_{s/2}$ ...šířka poloviny sondy  
 $s_{MOi}$ ...vzdálenost i-tého měniče od osy sondy

Index pixelu ležícího ve středu vybraného měniče se vypočte tak, že vzdálenost pixelu od okraje sondy zjištěnou vztahem 3.23 je vydělena šířkou pixelu, viz vztah 3.24:

$$I_{PX} = \frac{s_{PX}}{d_y} \quad (3.24)$$

kde:  $I_{PXi}$ ...index středového pixelu i-tého měniče  
 $s_{PX}$ ...vzdálenost pixelu od okraje sondy  
 $d_y$ ...šířka pixelu

Ze vztahu 3.24 byly zjištěny indexy pro pixely nacházející se ve středech zvolených měničů. V dalším kroku musíme zjistit, kolik pixelů z okolí středového pixelu náleží do stejného měniče. Tento údaj zjistíme tak, že k indexu středového pixelu přičteme (odečteme) počet pixelů v jednom měniči děleno hodnotou 2. Získáme tak okolí (označme  $o$ ) středového pixelu patřící do jednoho měniče.

$$o = \frac{N_{PM}}{2} \quad (3.25)$$

kde:  $N_{PM}$ ...počet pixelů v jednom měniči  
 $o$ ...okolí středového pixelu

Výsledkem výpočtu 3.25 by však bylo desetinné číslo. Proto vždy provedeme zaokrouhlení výsledku k nižší celé hodnotě.

Např. zjistíme-li, že středový pixel prvního měniče skládajícího se z pěti pixelů má index číslo 3, vypočteme indexy zbývajících pixelů tohoto měniče pomocí vztahu 3.25 takto:

$$o = \frac{5}{2} = 2,5 \text{ po zaokrouhlení } 2.$$

Středový pixel má index 3, proto:  $3 \pm o \Rightarrow 3 \pm 2$  dostáváme výsledek 1 a 5, z čehož vyplývá, že první měnič se skládá z měničů s indexy 1 až 5. Těmto pixelům tak můžeme přiřadit hodnotu zpoždění buzení pro první měnič zjištěnou podle vztahu 3.17. Hodnoty zpoždění pro jednotlivé pixely poté zapíšeme do matice buzení.

Jelikož vzdálenost středu měniče a šířku poloviny sondy počítáme jako spojité hodnoty. Rozdělením měničů na pixely však způsobíme diskretizaci. Proto při výpočtu indexu pixelu ve středu měniče a poté pixelů v jeho okolí dochází k chybě. Diskretizace měničů je ovšem nutná pro realizace fokusace sondy v programovém prostředí. Vezmeme-li v potaz, že diskretizace je provedena v řádu mikrometrů, je chyba způsobená několika pixely zanedbatelná.

Programově by bylo samozřejmě možné zpozdřit každý pixel jinak, čímž by došlo ke zpřesnění fokusace. Ovšem cílem projektu je simulovat fokusaci reálné sondy. Reálná sonda má totiž velikost jednoho měniče podstatně větší, než je velikost námi uvažovaného pixelu.

### 3.7.7 Indexy hraničních pixelů jednotlivých měničů

V předchozí kapitole je uvedeno jak vypočítat index středního pixelu příslušného měniče. Dále je zde uveden výpočet, který udává, kolik pixelů připadá na jeden měnič. V dalším kroku je ukázáno, jak pomocí rovnic 3.26 a 3.27 vypočítat indexy hraničních pixelů jednotlivých měničů. Hraničními pixely budeme nazývat první a poslední pixel měniče.

Index prvního pixelu měniče se vypočte tak, že od indexu středního pixelu měniče (rovnice 3.24), je odečten výsledek rovnice 3.25, která udává, kolik měničů se vyskytuje v okolí středního pixelu. Dostáváme tak vztah:

$$\text{první\_pix} = \frac{S_{PX}}{d_y} - o \quad (3.26)$$

Index posledního pixelu měniče se vypočte tak, že k indexu středního pixelu měniče (rovnice 3.24), je přičten výsledek rovnice 3.25, která udává, kolik měničů se vyskytuje v okolí středního pixelu. Dostáváme tak vztah:

$$\text{poslední\_pix} = \frac{S_{PX}}{d_y} + o \quad (3.27)$$

Výpočty indexů hraničních pixelů měničů budou použity při plnění matice buzení.

## 3.8 Matice buzení

Rozdělení měničů na pixely provádíme z důvodu realizace zpoždění buzení měničů v programovém prostředí. Buzení měničů zde bude provedeno pomocí budících signálů umístěných do matice buzení. V této matici bude každému pixelu přidělen jeden řádek. Matice buzení bude poté naplněna budícími signály. Pozice, na které budou budící signály umístěny, se určuje podle toho, jaký pixel bude příslušný signál budit a s jakým zpožděním ho bude budit. Pořadové číslo pixelu tak určí řádek matice a zpoždění buzení určí sloupek matice, kam bude budící signál pro příslušný pixel umístěn. Podle pořadí čtení signálů z budící matice budou buzeny jednotlivé pixely. Pixely patřící do jednoho měniče budou buzeny současně, (tabulka 1).

Při takto vyplněné budící matici (tabulka 1) by byl měnič číslo 1 složen z 1. a 2. pixelu. Buzení bude bez zpoždění a to z důvodu, že budící signál pro tyto pixely je uložen v matici od sloupce číslo 1, který bude při buzení čten jako první. Poté bude čten sloupec 2, atd. Budící signál bude trvat po dobu 6ms (obsazeno šest pozic po 1ms).

Druhý měnič složený z pixelu číslo 3 a 4, bude také buzen signálem trvajícím 6ms. Avšak první dva sloupce matice odpovídající jeho pixelům, mají nulové hodnoty. Z tohoto důvodu bude druhý měnič buzen o 2ms déle než první měnič.

Třetí měnič složený z pixelu 5 a 6 bude opět buzen signálem o délce 6ms, ale proti prvnímu měniči bude jeho buzení opožděno o 4ms (první čtyři sloupce pro pixely 5 a 6 obsahují nulové hodnoty signálu).

Čtvrtý měnič by byl buzen se stejným zpožděním jako třetí měnič; pátý měnič stejně jako druhý a šestý stejně jako první. Tím bychom docílili, že paprsky z jednotlivých měničů by se fokusovaly v určité oblasti.

**tabulka 1: Umístění signálu v budící matici**

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
		1ms	1ms	1ms	1ms	1ms	1ms	1ms	1ms	1ms	1ms
Měnič 1	1	X	X	X	X	X	X	0	0	0	0
	2	X	X	X	X	X	X	0	0	0	0
Měnič 2	3	0	0	X	X	X	X	X	X	0	0
	4	0	0	X	X	X	X	X	X	0	0
Měnič 3	5	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X
	6	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X
Měnič 4	7	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X
	8	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X
Měnič 5	9	0	0	X	X	X	X	X	X	0	0
	10	0	0	X	X	X	X	X	X	0	0
Měnič 6	11	X	X	X	X	X	X	0	0	0	0
	12	X	X	X	X	X	X	0	0	0	0

Poznámka k tabulce 1: řádky matice představují jednotlivé pixely; sloupce matice představují časový krok; znak X označuje pozice obsazené budícím signálem; znak 0 značí prázdné pozice

### 3.8.1 Plnění matice buzení

V této kapitole se budeme zabývat postupem, jak bude matice buzení plněna. Plnění budící matice je velice důležité, protože podle toho, jak bude naplněna budícími signály, budou poté buzeny jednotlivé měniče (resp. pixely). Buzením jednotlivých měničů (resp. pixelů) bude poté možné nastavovat fokusaci signálu do námi zvoleného bodu.

Rozměry matice buzení budou ovlivněny šířkou sondy a dobou trvání simulace. Diskretizovaná šířka sondy (počet pixelů) bude určovat, kolik bude mít budící matice řádků. Výpočet počtu řádků matice buzení bude proveden podle vztahu:

$$N_{\text{rad}} = \frac{d_{\text{sondy}}}{d_y} \quad (3.28)$$

kde:  $N_{\text{rad}}$ ...počet řádků matice buzení  
 $d_{\text{sondy}}$ ...šířka sondy  
 $d_y$ ...prostorový krok

Diskretizovaná doba trvání simulace bude udávat, kolik bude mít buďící matice sloupců. Počet sloupců se vypočte:

$$N_{\text{sloup}} = \frac{L_t}{d_t} \quad (3.29)$$

kde:  $N_{\text{sloup}}$ ...počet sloupců matice buzení  
 $L_t$ ...doba trvání simulace  
 $d_t$ ...časový krok

Nyní musíme zjistit, kolik sloupců matice odpovídá jednotlivým zpožděním, se kterými budou pixely buzeny. Zjistíme tak od jakého sloupce bude konkrétní signál do matice buzení uložen. To zjistíme tak, že časové zpoždění buzení  $\tau$  vypočtené pro jednotlivé měniče vydělíme časovým krokem  $d_t$ . Dostáváme tak vztah:

$$d\tau = \frac{\tau}{d_t} \quad (3.30)$$

kde:  $d\tau$ ...diskretizovaná hodnota zpoždění buzení měniče  
 $\tau$ ...zpoždění buzení měniče  
 $d_t$ ...časový krok

Postup plnění matice buzení si objasníme na následujícím příkladu:

Řekněme, že máme sondu, která se skládá ze 4 měničů a jejíž diskretizovaná šířka je 8 pixelů. Doba simulace je 10ms, časový krok  $dt = 1\text{ms}$  a zpoždění buzení mezi 1. a 2. měničem jsou 3ms (to samé zpoždění je i mezi 3. a 4. měničem).

V prvním kroku si sestavíme matici buzení. Jak je uvedeno výše, počet pixelů připadajících na šířku sondy udává počet řádků matice. V našem případě je to 8 pixelů, takže matice bude mít 8 řádků. Nyní podle rovnice (3.20) vypočteme diskretizovanou dobu trvání simulace, která nám udává počet sloupců matice.

$$dL_t = \frac{L_t}{d_t} = \frac{10}{1} = 10$$

Tímto víme, že matice buzení bude mít 10 sloupců. Prázdna matice buzení bude tedy vypadat takto:

**tabulka 2: Prázdna matice buzení**

pixel		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. měnič	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2. měnič	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3. měnič	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4. měnič	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Poznámka:0na pozici není umístěn signál

Nyní podle vztahu 3.30 vypočteme, kolik sloupců matice odpovídá jednotlivým časovým zpožděním buzení. Víme, že 1. a 4. měnič bude buzen bez zpoždění, tedy  $\tau=0$ . Dosazením do vztahu 3.30 tak dostaneme index sloupce, od kterého bude buďící signál zapsán.

Výpočet bude následující:

$$\tau_{dis} = \frac{\tau}{d_t} = \frac{0}{1} = 0$$

Jelikož program Matlab indexuje od jedné a ne od nuly, přičteme k výsledku číslo 1. Dostáváme tak místo indexu 0 index 1. Díky tomu můžeme poté v programu zapisovat signály na příslušné pozice v matici buzení. Zapišeme-li tedy budící signál pro 1. a 4. měnič (resp. 1., 2., 7. a 8. pixel), bude matice buzení vypadat takto:

**tabulka 3: matice buzení-vložen budící signál pro první a poslední měnič**

pixel		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. měnič	1	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	2	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
2. měnič	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3. měnič	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4. měnič	7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	8	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

Poznámka:0-na pozici není umístěn signál, x-na pozici je umístěn signál

Nyní podle vztahu 3.30 vypočteme, kam bude umístěn budící signál pro 2. a 3. měnič (resp. 3. až 6. pixel). Ze zadání víme, že 2. a 3. měnič bude buzen se zpožděním 3ms, z toho plyne  $\tau=3$ . Dosazením do vztahu 3.30 tak dostaneme index sloupce, od kterého bude budící signál zapsán:

$$\tau_{dis} = \frac{\tau}{d_t} = \frac{3}{1} = 3$$

Opět je nutné přičíst k výsledku hodnotu 1 ( $3+1=4$ ). Dostáváme tak index sloupce, od kterého bude zapsán zpožděný budící signál pro 2. a 3. měnič. Zapišeme-li tedy budící signál pro 2. a 3. měnič (resp. 3. až 6. pixel), bude matice buzení vypadat takto:

**tabulka 4: Naplněná matice buzení**

pixel		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. měnič	1	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	2	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
2. měnič	3	0	0	0	x	x	x	x	x	x	x
	4	0	0	0	x	x	x	x	x	x	x
3. měnič	5	0	0	0	x	x	x	x	x	x	x
	6	0	0	0	x	x	x	x	x	x	x
4. měnič	7	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	8	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

Poznámka: znak 0-na pozici není umístěn signál, znak x-na pozici je umístěn signál

### 3.9 Matematický popis šíření ultrazvuku

Matematický popis šíření ultrazvuku je důležitý pro to, abychom mohli simulovat šíření ultrazvuku od sondy do prostředí. Pomocí simulace si poté ověříme, zda navržené výpočty pro fokusaci ultrazvuku jsou správné.

K matematickému popisu šíření vlnění prostorem se aplikují parciální diferenciální rovnice. Tyto rovnice však mívají neznámé analytické řešení. Z tohoto důvodu jsou pro řešení parciálních diferenciálních rovnic používány numerické metody. Jednou z numerických metod, kterou lze řešit parciální diferenciální rovnice, je metoda konečných diferencí. Tato metoda byla zvolena z důvodu, že jejím použitím dojde k diskretizaci modelovaného prostředí, a je tedy výhodná pro simulaci v programovém prostředí. Výpočtem pomocí metody konečných diferencí získáme rozptřeni simulované veličiny v simulovaném prostředí.

### 3.9.1 Metoda konečných diferencí

Použitím metody konečných diferencí je možné z parciální diferenciální rovnice získat rovnici diferenční. Diferenční rovnice je poté již možné řešit numericky [12].

Vztahy uvedené v následujících rovnicích slouží pro aproximace parciálních diferencí příslušných řádů s danou přesností, resp. chybou vyjádřenou členem  $O(\Delta x)^n$ , [12]:

$$\frac{\partial u}{\partial x} = \frac{u(x + \Delta x) - u(x - \Delta x)}{2\Delta x} + O(\Delta x)^2 \quad (3.31)$$

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \frac{u(x + \Delta x) - 2u(x) + u(x - \Delta x)}{(\Delta x)^2} + O(\Delta x)^2 \quad (3.32)$$

$$\frac{\partial^3 u}{\partial x^3} = \frac{u(x + 2\Delta x) - 2u(x + \Delta x) - 2u(x - \Delta x) + u(x - 2\Delta x)}{2(\Delta x)^3} + O(\Delta x)^2 \quad (3.33)$$

### 3.9.2 Vlnová rovnice

Vlnové rovnice jsou parciální diferenciální rovnice, které popisují děje, které nastávají při šíření ultrazvuku prostředím. Jedním z případů vlnové rovnice je Westerveltova rovnice. Tato rovnice se používá pro popis postupné rovinné vlny [13].

Westerveltova rovnice je udávána v následujícím tvaru:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} = 0 \quad (3.34)$$

První dva členy rovnice zahrnují lineární bezztrátové šíření vlny (lineární vlnová rovnice). Třetí člen rovnice obsahuje koeficient difúze  $\delta$ , který popisuje ztráty způsobené vlivem tepelné vodivosti a viskozity tekutiny. Čtvrtý člen rovnice popisuje nelineární jevy prostřednictvím koeficientu nelinearity  $\beta$ .

Jelikož při simulaci budeme uvažovat bezztrátové šíření ultrazvukové vlny, budeme dále používat pouze první dva koeficienty z levé strany rovnice 3.34. Dostáváme tak vztah:

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (3.35)$$

Nyní použijeme metodu konečných diferencí k převedení rovnice 3.35 na diferenční tvar, který poté budeme moci řešit numericky.

Nejprve si jednotlivé části rovnice 3.35 nahradíme substitucí:

$$\underbrace{\nabla^2 p}_A = \frac{1}{c_0^2} \underbrace{\frac{\partial^2 p}{\partial t^2}}_B \quad (3.36)$$

$$\text{Vyjádříme si člen A: } A = \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} \quad (3.37)$$

$$\text{a poté také člen B: } B = \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (3.38)$$

Jelikož rovnice 3.37 i 3.38 jsou difference druhého řádu, bude použita aproximace uvedená v rovnici 3.32. Členy A a B budou mít tvar:

$$A = \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} \approx \frac{p'_{x+1} - 2p'_x + p'_{x-1}}{\Delta x^2} \quad (3.39)$$

$$B = \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \approx \frac{p^{t+1}_x - 2p^t_x + p^{t-1}_x}{\Delta t^2} \quad (3.40)$$

nyní rovnice 3.39 a 3.40 dosadíme do rovnice 3.36:

$$\frac{p'_{x+1} - 2p'_x + p'_{x-1}}{\Delta x^2} = \frac{1}{c_0^2} \frac{p^{t+1}_x - 2p^t_x + p^{t-1}_x}{\Delta t^2} \quad (3.41)$$

Předchozí úpravy byly provedeny z důvodu, že pro matematický popis šíření ultrazvuku potřebuje vyjádřit člen  $p^{t+1}_x$ . Jedná se o člen popisující nejnovější vzorek. Jeho vyjádření z rovnice 3.41 bylo provedeno následujícím způsobem:

Rovnice 3.41 byla vynásobena členem  $\frac{1}{c_0^2 \Delta t^2}$ , čímž jsme rovnici upravili na tvar:

$$\frac{\Delta t^2 c_0^2 (p'_{x+1} - 2p'_x + p'_{x-1})}{\Delta x^2} = p^{t+1}_x - 2p^t_x + p^{t-1}_x \quad (3.42)$$

Z rovnice 3.42 byl poté vyjádřen člen  $p^{t+1}_x$ , čímž získáváme rovnici:

$$p^{t+1}_x = \frac{\Delta t^2 c_0^2 (p'_{x+1} - 2p'_x + p'_{x-1})}{\Delta x^2} + 2p^t_x - p^{t-1}_x \quad (3.43)$$

Rovnici 3.43 jde dále zjednodušit pomocí předchozí substituce členem A (rovnice 3.33):

$$p^{t+1}_x = \Delta t^2 c_0^2 \underbrace{\frac{(p'_{x+1} - 2p'_x + p'_{x-1})}{\Delta x^2}}_A + 2p^t_x - p^{t-1}_x \quad (3.44)$$

Dostáváme tak výsledný tvar pro vyjádření nejnovějšího vzorku:

$$p_x^{t+1} = A\Delta t^2 c_0^2 + 2p_x^t - p_x^{t-1} \quad (3.45)$$

Díky rovnici 3.45 můžeme nyní vypočítat nejnovější vzorek při šíření vlnění. Rovnice nám však vyjadřuje šíření vlnění pouze v jednorozměrném prostoru. Pro simulaci šíření ultrazvukového vlnění prostředím však potřebujeme, aby bylo šíření vlnění možné popsat pro dvourozměrný prostor.

### 3.9.3 Vlnová rovnice pro dvourozměrný prostor

V předchozí kapitole jsme si pomocí vlnové rovnice odvodili matematický popis šíření ultrazvuku prostředím. Rovnice pro výpočet nejnovějšího vzorku 3.45 ale udává matematický popis pouze pro jednu osu šíření. Proto musíme upravit rovnici 3.39 a 3.40 tak, abychom mohli matematicky popsat šíření ultrazvuku ve dvou osách prostoru. Úprava rovnic 3.39 a 3.40 spočívá v přidání členu, který popisuje pohyb v ose  $y$ . Úprava je následující:

$$A = \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} \approx \frac{p_{x+1}^t - 2p_x^t + p_{x-1}^t}{\Delta x^2} + \frac{p_{y+1}^t - 2p_y^t + p_{y-1}^t}{\Delta y^2} \quad (3.46)$$

$$B = \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \approx \frac{p_x^{t+1} - 2p_x^t + p_x^{t-1}}{\Delta t^2} + \frac{p_y^{t+1} - 2p_y^t + p_y^{t-1}}{\Delta t^2} \quad (3.47)$$

Provedeme úpravu členu B v rovnici 3.47:

$$B = \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \approx \frac{p_{x,y}^{t+1} - 2p_{x,y}^t + p_{x,y}^{t-1}}{\Delta t^2} \quad (3.48)$$

Rovnice 3.46 a 3.48 poté dosadíme do rovnice 3.36 a provedeme vyjádření nejnovějšího vzorku. Získáme tak rovnici 3.49:

$$p_{x,y}^{t+1} = \Delta t^2 c_0^2 \underbrace{\frac{p_{x+1}^t - 2p_x^t + p_{x-1}^t}{\Delta x^2} + \frac{p_{y+1}^t - 2p_y^t + p_{y-1}^t}{\Delta y^2}}_A + 2p_{x,y}^t - p_{x,y}^{t-1} \quad (3.49)$$

Po úpravě:

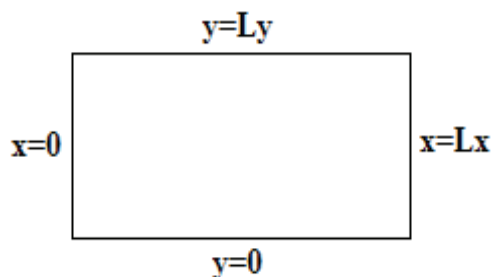
$$p_{x,y}^{t+1} = A\Delta t^2 c_0^2 + 2p_{x,y}^t - p_{x,y}^{t-1} \quad (3.50)$$

## 3.10 Okrajové podmínky

V této kapitole bude popsáno využití okrajových podmínek. Okrajové podmínky jsou využívány v případě, kdy je nutné simulovat neomezený prostor. Je-li totiž k řešení vlnových rovnic použito metody konečných diferencí, dochází výpočtem k omezení prostoru. Rozměry prostoru jsou poté dány hodnotami indexů  $x$  a  $y$  uvedených při výpočtu metodou konečných diferencí (např. rovnice 3.50). Dosáhne-li v tomto případě simulace

hranic prostoru daných indexy  $x$  a  $y$ , dochází k odrazu simulovaného vlnění a k jeho šíření opačným směrem. Odraz může být nežádoucí v tom, že odražené vlnění může ovlivňovat simulaci.

Pro následující výpočty budeme uvažovat dvourozměrný simulovaný prostor zobrazený na obrázku 15. Simulovaný prostor je definován na levé a spodní straně počátečními hodnotami ( $x=0$  a  $y=0$ ). Na horní a pravé straně je prostor definován rozměry  $L_x$  (délka v ose  $x$ ) a  $L_y$  (délka v ose  $y$ ).



Obrázek 15: Hraniční souřadnice simulovaného prostoru

Pro vytvoření neomezeného simulovaného prostoru jsou využívány okrajové podmínky. V navrženém algoritmu byly použity absorpční okrajové podmínky, které jsou definovány vztahem [8]:

$$u_N^{m+1} = u_{N-1}^m + \frac{r-1}{r+1} \cdot (u_{N-1}^{m+1} - u_N^m) \quad (3.51)$$

kde:  $m$ ...časový krok  
 $N$ ...souřadnice bodu  
 $r$ ...  $\frac{c\Delta t}{\Delta x}$   
kde:  $c$ ...rychlost šíření;  
 $\Delta t$ ...časový krok  
 $\Delta x$ ...prostorový krok

Rovnice 3.51 definuje okrajové podmínky pro pravý ( $x=L_x$ ) a horní okraj ( $y=L_y$ ) prostoru (obrázek 15). Kdyby okrajové podmínky definované rovnicí 3.51 byly použity i pro levý a dolní okraj prostoru, dostávali bychom se při výpočtech mimo simulovaný prostor. Z tohoto důvodu rovnici 3.51 upravíme tak, aby definovala okrajové podmínky i pro levý ( $x=0$ ) a dolní ( $y=0$ ) okraj prostoru.

$$u_N^{m+1} = u_{N+1}^m + \frac{r-1}{r+1} \cdot (u_{N+1}^{m+1} - u_N^m) \quad (3.52)$$

kde:  $m$ ...časový krok  
 $N$ ...souřadnice bodu  
 $r$ ...  $\frac{c\Delta t}{\Delta x}$   
kde:  $c$ ...rychlost šíření;  
 $\Delta t$ ...časový krok  
 $\Delta x$ ...prostorový krok

Pro lepší orientaci a porovnání s předchozí kapitolou byly rovnice 3.51 a 3.52 upraveny. Úpravy spočívají v nahrazení indexu popisujícího časový krok (původně  $m$ ) indexem  $t$ , nahrazení písmene  $u$  písmenem  $p$  a dosazení proměnné  $r$ .

Rovnice 3.51 bude po úpravách definována následovně:

$$p_N^{t+1} = p_{N-1}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{N-1}^{t+1} - p_N^t) \quad (3.53)$$

Taktéž rovnice 3.52 bude po úpravách definována takto:

$$p_N^{t+1} = p_{N+1}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{N+1}^{t+1} - p_N^t) \quad (3.54)$$

Dalším krokem bude nahrazení indexu  $N$ , indexy  $x$  a  $y$ , které popisují rozměry simulovaného prostoru. Za indexy  $x$  a  $y$  poté dosadíme postupně hraniční body simulovaného prostoru. Tímto postupem vyjádříme okrajové podmínky pro jednotlivé okraje prostoru.

Dosazením hraničních bodů pro pravý a horní okraj simulovaného prostoru do rovnice 3.51 dostáváme následující okrajové podmínky:

Pro pravý okraj ( $x=L_x$ ):

$$p_{L_x,y}^{t+1} = p_{L_x-1,y}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{L_x-1,y}^{t+1} - p_{L_x,y}^t) \quad (3.55)$$

Pro horní okraj ( $y=L_y$ ):

$$p_{x,L_y}^{t+1} = p_{x,L_y-1}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{x,L_y-1}^{t+1} - p_{x,L_y}^t) \quad (3.56)$$

Dosazením hraničních bodů pro levý a dolní okraj simulovaného prostoru do rovnice 3.52 dostáváme následující okrajové podmínky:

Pro levý okraj ( $x=0$ ):

$$p_{0,y}^{t+1} = p_{1,y}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{1,y}^{t+1} - p_{0,y}^t) \quad (3.57)$$

Pro horní okraj ( $y=0$ ):

$$p_{x,0}^{t+1} = p_{x,1}^t + \frac{c\Delta t - \Delta x}{c\Delta t + \Delta x} \cdot (p_{x,1}^{t+1} - p_{x,0}^t) \quad (3.58)$$

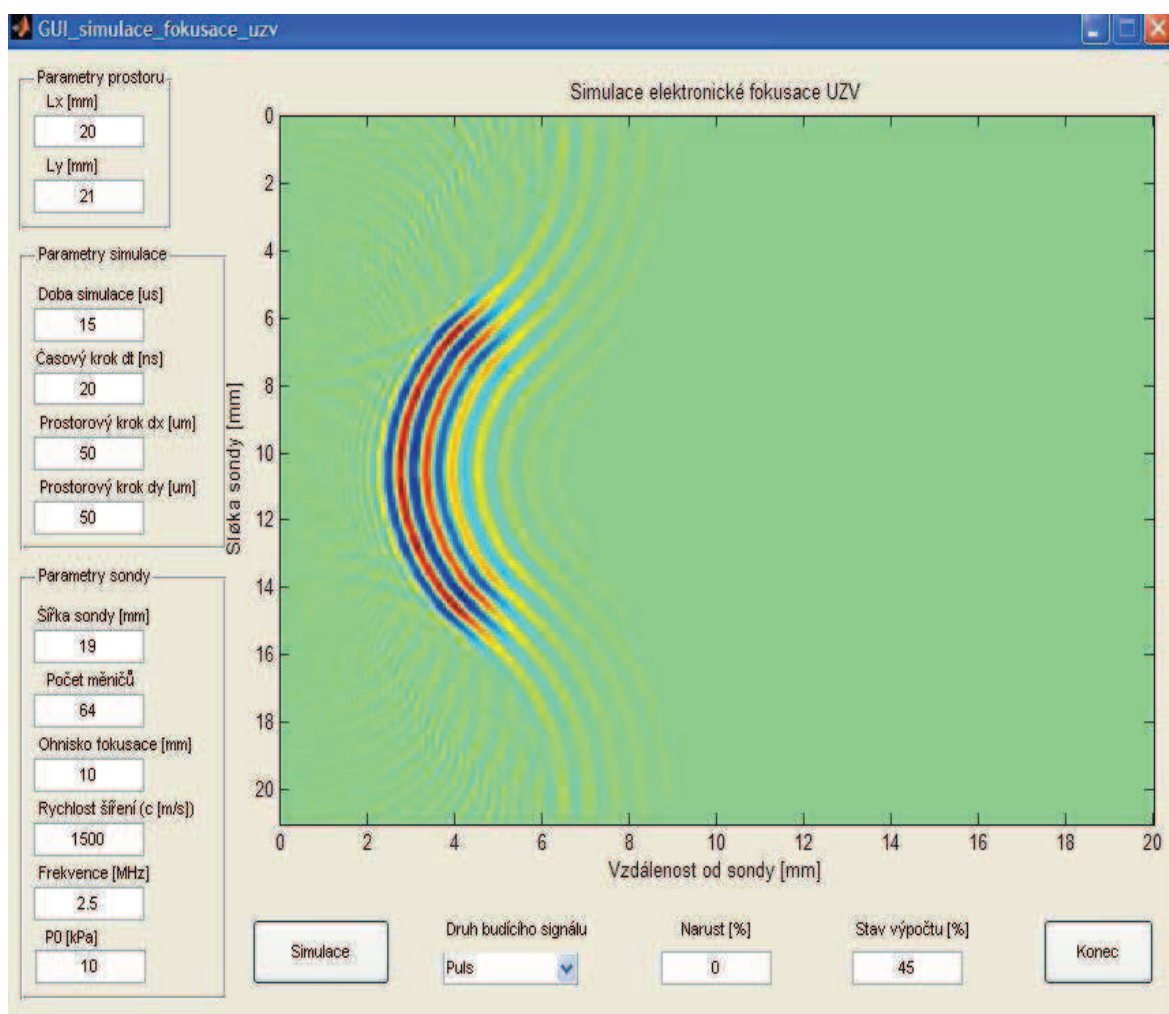
Pomocí rovnic 3.55, 3.56, 3.57 a 3.58 je možné provést simulaci bezodrazového prostoru.

## 4 Simulace fokusace ultrazvukového vlnění

Pro provedení simulací bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní. V angličtině se pro toto prostředí vžila zkratka GUI (Graphical User Interface). Grafické uživatelské rozhraní bylo vytvořeno pomocí programového prostředí Matlab. Prostředí Matlab je vybaveno nástrojem, který se nazývá GUIDE (Graphical User Interface Development Enviroment). Po jeho spuštění nás tento GUIDE vede interaktivní způsobem při vytváření GUI [6].

### 4.1 Grafické prostředí pro simulaci fokusace

Grafické uživatelské prostředí (GUI) bylo vytvořeno pro simulaci šíření ultrazvukového vlnění prostředím a pro simulaci jeho fokusace. Podoba GUI je ukázána na obrázku 16.



Obrázek 16: Grafické uživatelské rozhraní pro simulaci fokusace

Grafické prostředí nám slouží pro snadné definování parametrů nutných pro simulaci šíření ultrazvuku prostředím a také pro přehlednost simulace. Díky GUI můžeme definovat prostor, kterým se vlnění šíří, parametry vlnění, parametry sondy a parametry zobrazení.

Pro definování prostoru, kterým se vlnění šíří, slouží pole panel nazvaný *Parametry prostoru* (obrázek 16 – vlevo nahoře). Tento panel umožňuje definování parametrů  $L_x$  a  $L_y$ . Těmito parametry je definována velikost prostoru, v němž se vlnění šíří ( $L_x$  udává velikost prostoru v ose  $x$ ;  $L_y$  velikost prostoru v ose  $y$ ).

Panel *Parametry simulace* (obrázek 16-vlevo uprostřed) slouží k nastavení hodnot nutných pro provedení simulace. V tomto panelu je možné definovat, jakým krokem bude prostor pro šíření vlnění diskretizován. K tomu slouží nastavení parametrů pro prostorový krok  $dx$  a  $dy$ . Pole *Doba simulace* slouží pro volbu, jak dlouho bude simulace trvat. Pole *časový krok* udává časový krok, s nímž se bude simulace provádět.

Panel *Parametry sondy* slouží pro definování parametrů simulované sondy. Je zde možné nastavit počet měničů sondy a její šířku. Dále je zde pole pro zadání vzdálenosti, kde požadujeme fokusaci. Dalšími parametry, které lze nastavit je rychlost šíření vlnění, počáteční akustický tlak a také frekvence, jíž jsou měniče buzeny.

Menu *Druh budícího signálu*, slouží pro výběr druhu budícího signálu. Zvolíme-li volbu *sinus*, jedná se o budící signál sinusového průběhu, jenž budí měniče po celou dobu simulace. Zvolíme-li volbu *puls*, jedná se o budící signál, jenž má tvar gaussovského pulsu a měniče budí jen po určitou dobu.

Okno - *Stav výpočtu* udává, kolik procent simulace již proběhlo. Uživatel je tak seznámen, jak dlouho bude simulace ještě trvat a zda simulace probíhá.

Okno – *Nárůst* udává, o kolik procent vzrostla hodnota akustického tlaku v místě fokusace oproti zadané počáteční hodnotě  $P_0$ .

Průběh šíření ultrazvukového vlnění prostorem je zobrazován pomocí grafického okna.

Tlačítko *Simulace* slouží pro spuštění simulace. Tlačítko *Konec* slouží k ukončení aplikace.

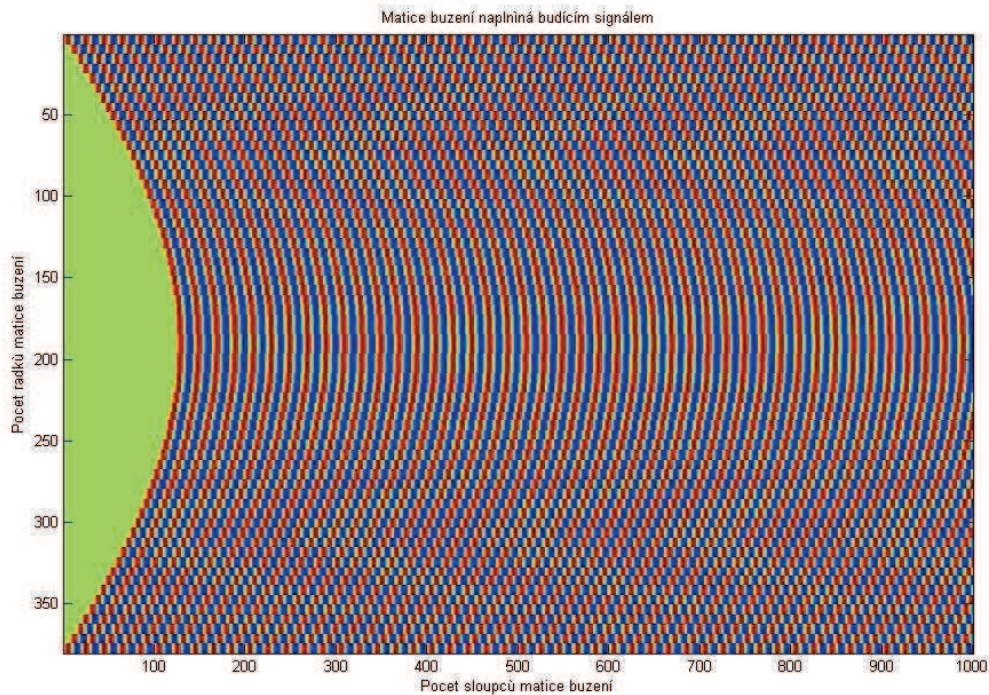
## **4.2 Simulace šíření uzv prostředím**

Po implementaci algoritmu do programového prostředí a vytvoření grafického prostředí bylo provedeno několik zkušebních simulací pro ověření správnosti algoritmu. Jednotlivé simulace jsou popsány a zobrazeny v následujících kapitolách.

### **4.2.1 Zobrazení naplnění matice buzení signálem**

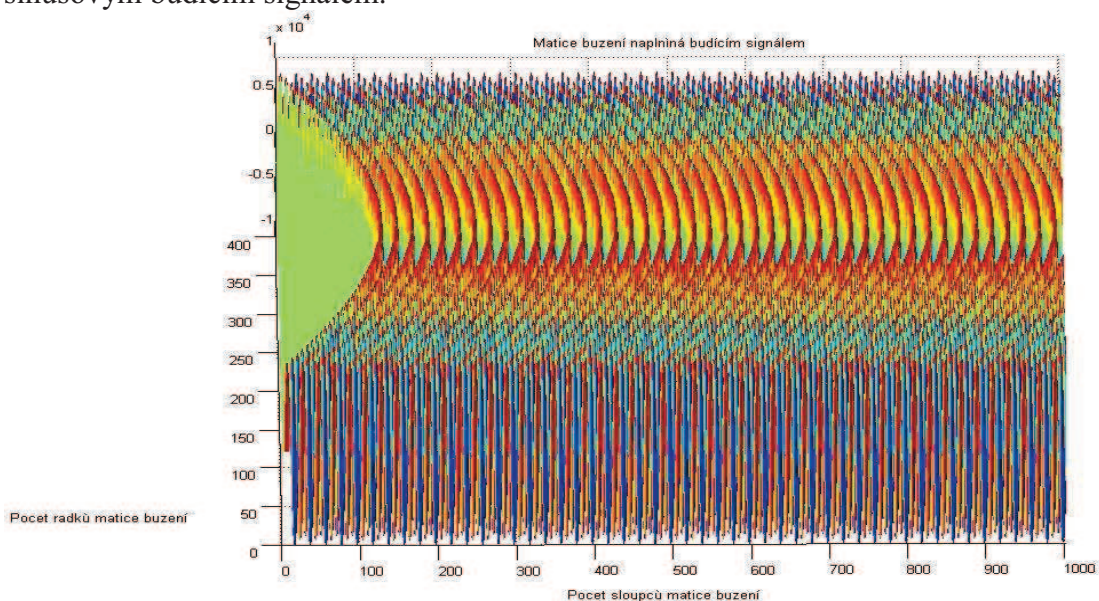
Naplnění matice buzení budícím signálem určuje, jak budou jednotlivé měniče (resp. pixely) simulované sondy buzeny. Výpočty pro plnění matice buzení a způsob jejího plnění byl ukázán v kapitole 3.8.1. Pro lepší představu jak je budící signál v matici uložen, bylo provedeno několik simulací. Simulace spočívala v naplnění matice buzení a poté v jejím zobrazení pomocí příslušných zobrazovacích funkcí.

Simulace naplnění matice buzení byla provedena pro oba zdroje buzení, tedy jak pro buzení pomocí sinusového signálu, tak pomocí gaussovského pulsu. Výsledky simulací jsou zobrazeny na následujících obrázcích.

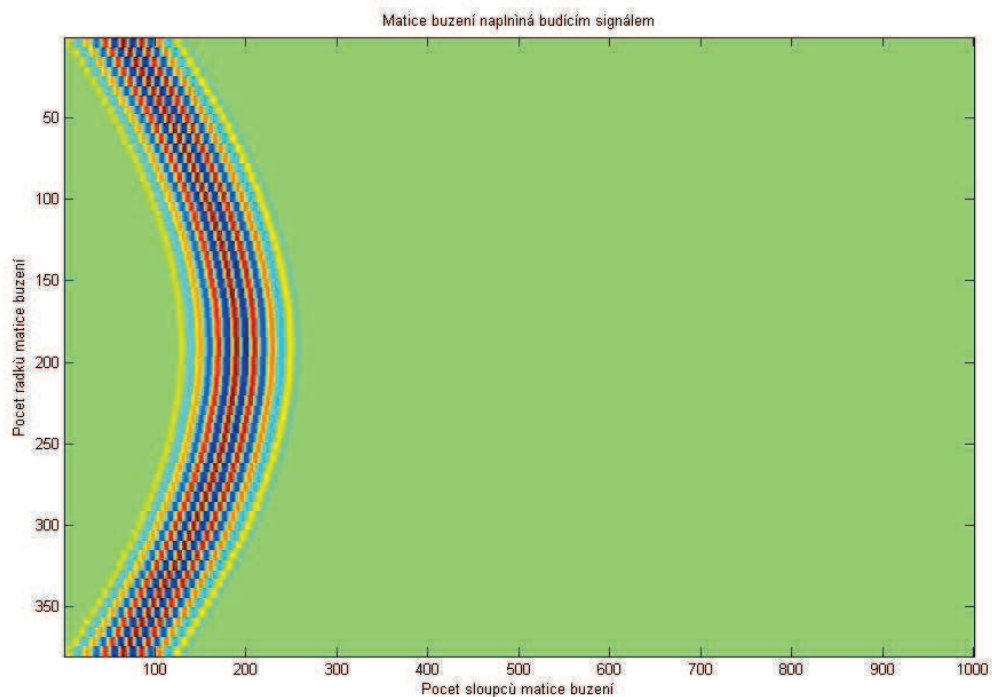


**Obrázek 17: Rovinné zobrazení matice buzení naplněné sinusovým budícím signálem**

Na obrázku 17 je zobrazeno naplnění matice buzení sinusovým signálem. Z obrázku je vidět, jak je jednotlivým měničům (resp. pixelům), které tvoří řádky matice, přiřazen budící signál. Tím jak je budící signál pro různé pixely uložen s různým zpožděním, dochází k fokusaci signálu. Tím jak jsou poté budící signály načítány pro buzení měničů, dochází k fokusaci ultrazvukového vlnění, které tyto měniče vysílají. Jelikož jsou měniče buzeny po celou dobu simulace, je matice buzení kompletně zaplněna budícím signálem. Na obrázku 18 vidíme prostorové zobrazení naplnění matice buzení sinusovým budícím signálem.

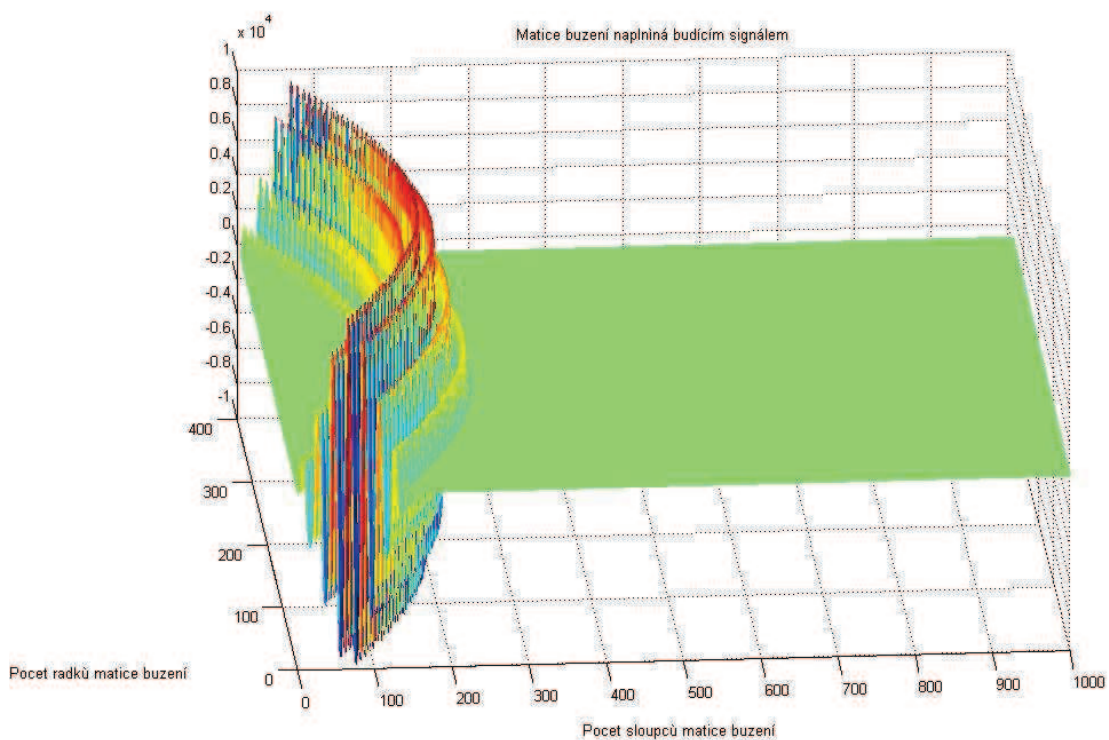


**Obrázek 18: Prostorové zobrazení matice buzení naplněné sinusovým budícím signálem**



**Obrázek 19: Rovinné zobrazení matice buzení naplněné gaussovským pulsem**

Na obrázku 19 je zobrazeno naplnění matice buzení gaussovským pulsem. Jelikož má tento puls jen omezenou délku trvání, je matice buzení zaplněna jen částečně. Opět je vidět, jak jsou budící signály uloženy tak, aby při jejich načítání pro buzení měničů došlo k fokusaci ultrazvukového vlnění. Na obrázku 20 je naplnění matice buzení gaussovským pulsem zobrazeno prostorovým grafem.

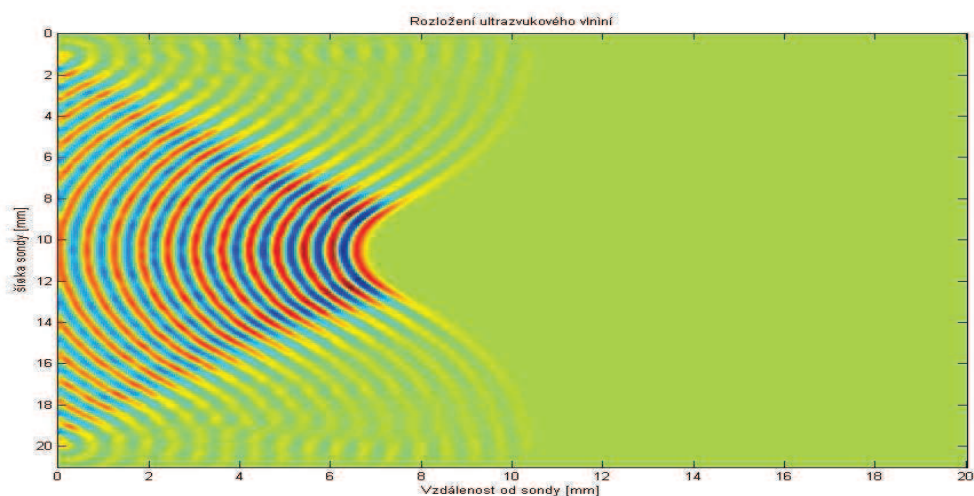


**Obrázek 20: Prostorové zobrazení matice buzení naplněné gaussovským pulsem**

## 4.2.2 Simulace šíření uzv při buzení sinusovým zdrojem

Na obrázku 21 je zobrazena simulace šíření ultrazvukového vlnění prostředím. Levá strana obrázku symbolizuje stranu, ze které vstupuje do prostředí ultrazvukové vlnění.

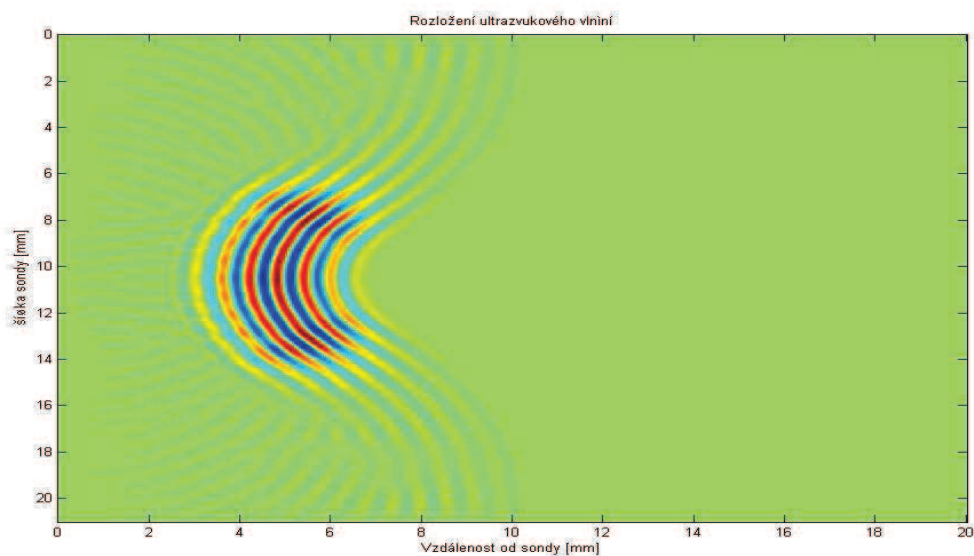
Simulace na obrázku 21 zobrazuje simulaci buzení měničů sinusovým signálem. Z obrázku je patrné, že tím jak ultrazvukové vlny vycházejí z měničů a postupují prostředím (zleva doprava), dochází k fokusaci vln. Fokusace v tomto případě ještě není úplná. Je to z důvodu, že vzdálenost fokusace byla nastavena na hodnotu 10mm. Čelo ultrazvukové vlny zobrazené na obrázku se však nachází pouze ve vzdálenosti cca 8mm. Mimo fokusovanou oblast vidíme části ultrazvukových vln z jednotlivých měničů. Tyto vlny se šíří dále prostředím nebo se postupně šíří mimo simulovaný prostor.



Obrázek 21: Buzení měničů pomocí sinusového signálu

## 4.2.3 Simulace šíření uzv při buzení pulsem

Na obrázku 22 je opět zobrazena simulace šíření ultrazvukového vlnění prostředím.



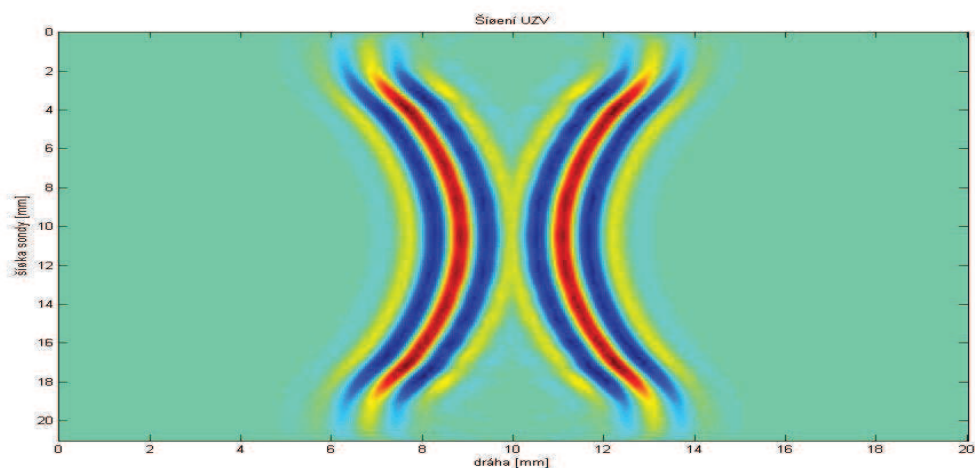
Obrázek 22: Buzení měničů pomocí pulsního signálu

Tak jako u obrázku 21 i zde levá strana obrázku symbolizuje stranu, ze které vstupuje do prostředí ultrazvukové vlnění.

V případě této simulace se však jedná o šíření ultrazvukového vlnění vyvolaného buzením měničů gassovským pulsem.

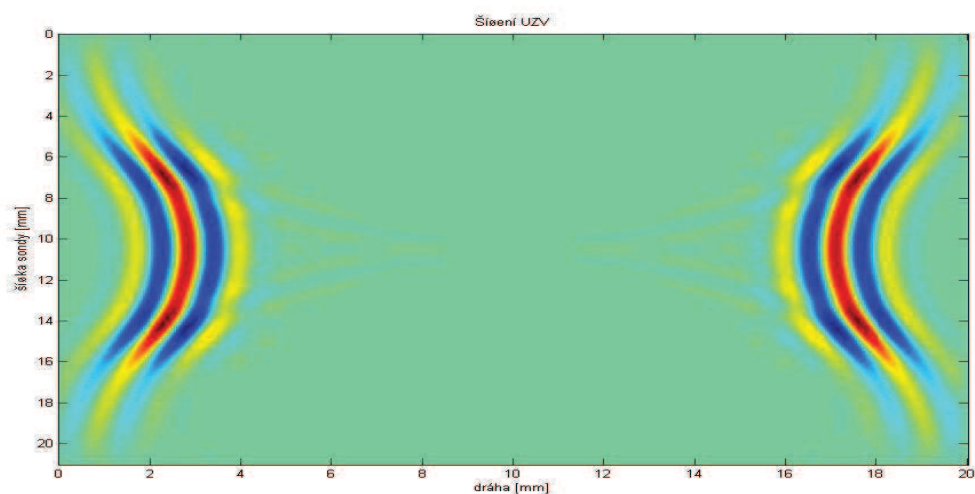
### 4.3 Simulace chování uzv při dosažení okrajů simulovaného prostoru

Simulace chování ultrazvuku při dosažení okrajů simulovaného prostoru byla provedena pro kontrolu správné implementace okrajových podmínek. Rovnice pro okrajové podmínky jsou uvedeny v kapitole 3.10. Tyto rovnice byly přepsány do programového prostředí, aby bylo možné simulovat neomezený simulovaný prostor. Pro tyto simulace bylo zvoleno buzení měničů gaussovským pulsem. Měniče byly umístěny doprostřed simulovaného prostoru (obrázek 23).



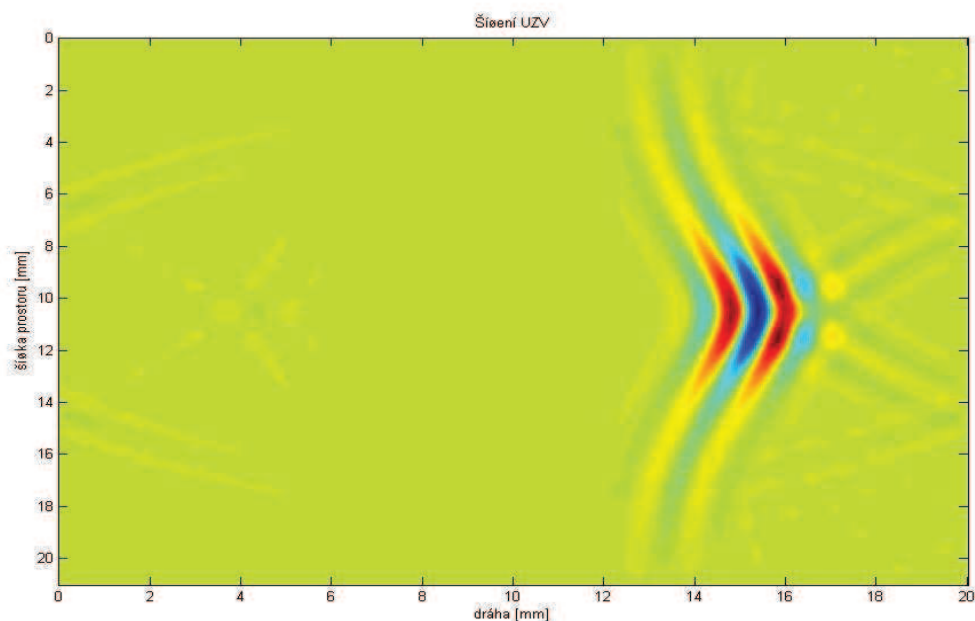
Obrázek 23: Šíření ultrazvukových vln od zdroje buzení

Ověření správné implementace okrajových podmínek do programu spočívalo v tom, že byly vybudeny měniče umístěné uprostřed prostoru (obrázek 23). Měniče bylo vybudeno vlnění, které se začalo šířit k levému a pravému okraji simulovaného prostředí. Šíření vlnění je zobrazeno na obrázku 24.



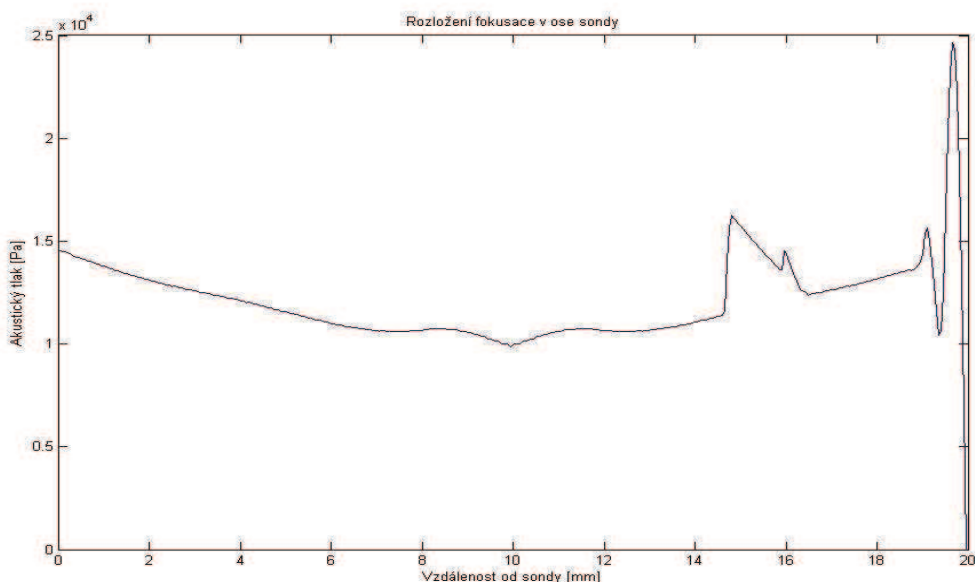
Obrázek 24: Ultrazvukové vlny no okraji simulovaného prostoru

Z obrázku 25 je vidět, že vlnění na levé straně opustilo simulované prostředí, zatímco vlnění na pravé straně se od hranice simulovaného prostředí odrazilo.



**Obrázek 25: Simulace šíření ultrazvukové vlny na okraji simulovaného prostoru: pro levý okraj použita okrajová podmínka**

Obrázek 26 ukazuje stejný případ jako obrázek 25. V tomto případě však byl místo plošného grafu vybrán jednorozměrný graf. Opět vidíme, že na levé straně, kde byla použita okrajová podmínka, vlnění opustilo simulovaný prostor. Na pravé straně, kde okrajová podmínka použita nebyla, došlo k odrazu vlnění a k jeho šíření zpět do prostoru. Šíření vlnění zpět do simulovaného prostředí je patrné ze zvlnění grafu.



**Obrázek 26: Simulace šíření ultrazvukové vlny na okraji simulovaného prostoru- průběh v ose sondy: pro levý okraj použita okrajová podmínka**

## 5 Měření charakteristik reálné sondy

Tato kapitola se zabývá měřením fokusace reálné ultrazvukové sondy. Tato sonda bude poté simulována v grafickém prostředí a budou porovnány změřené a simulované charakteristiky.

### 5.1 Ultrazvukový přístroj

K měření charakteristik reálné ultrazvukové sondy byl použit přístroj GE Vingmed Ultrasound. Tento přístroj má označení System Five. Jedná se o ultrazvukový diagnostický přístroj určený pro vyšetřování dospělých i dětí. Systém umožňuje provádět různé druhy vyšetření (např. vaskulární, kardiologické, abdominální, atd.). K Systému Five lze připojit několik druhů sond (lineární, konvexní, fázové, atd.). Pomocí ovládacích prvků můžeme volit mezi připojenými sondami a u zvolené sondy nastavovat potřebné parametry. Můžeme tak měnit frekvenci sondy a také vzdálenost fokusace. Systém Five, který byl k použití v laboratoři je vybaven dvěma sondami.

### 5.2 Měřená sonda

Pro změření charakteristik reálné sondy, byla vybrána sonda FPA 2,5 MHz. Tato sonda je připojena k ultrazvukovému přístroji Systém Five, popsaném v předchozí kapitole. Pomocí ultrazvukového přístroje je možné nastavit parametry sondy (její vysílací frekvenci a vzdálenost fokusace).

Aby bylo možné provést simulace této sondy, bylo potřeba zjistit o této sondě co nejvíce informací. Pro provedení simulaci této sondy bylo důležité zjistit především informace o počtu měničů, jejich uspořádání a frekvenci, s níž jsou měniče buzeny. O sondě se podařilo zjistit následující informace.

Označení sondy FPA 2,5MHz udává, že se jedná o fázovou sektorovou sondu (Flat Phased Array). Vlastnosti takovýchto sond jsou popsány v kapitole 3.7.3. Hodnota 2,5MHz udává přibližně středovou frekvenci frekvenčního pásma, které je sonda schopna vysílat. Je-li tedy hodnota 2,5MHz, je sonda schopna vysílat přibližně v rozsahu frekvencí 1 až 5 MHz [11].



Obrázek 27: Měřená sonda FPA 2,5MHz

Poměr počet měničů/šířka je 64el./19mm [10]. Z tohoto poměru lze tedy odvodit, že šířka jednoho elementu (měniče), je cca 296 $\mu$ m. Frekvence buzení měničů je nastavitelná pomocí ultrazvukového přístroje. Sonda s přípojovacím konektorem je zobrazena na obrázku 27. Na obrázku 28 je zobrazen pohled na čelní (vysílací) stranu sondy.



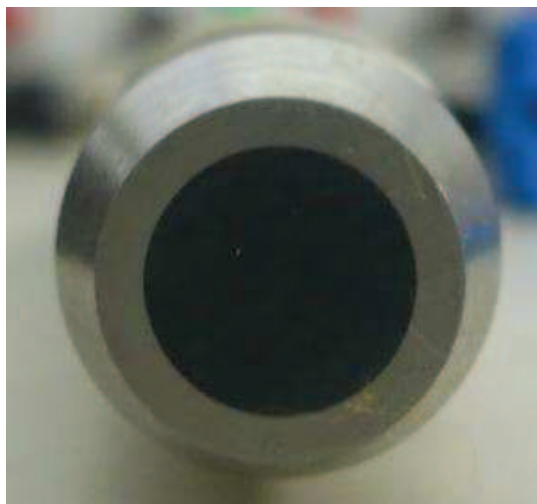
Obrázek 28: Měřená sonda FPA 2,5 MHz- čelní pohled

### 5.3 Měřicí sonda

Pro měření amplitudy kmitů ultrazvukového vlnění byla použita sonda od společnosti Olympus-Panametrics NDT. Tato sonda je popsána následujícími údaji: typ sondy V323; použití-pro ponoření; frekvence 2,25 MHz; průměr měniče 0,25 palce (0,64cm) [9]. Sonda je zobrazena na obrázku 29 a 30.

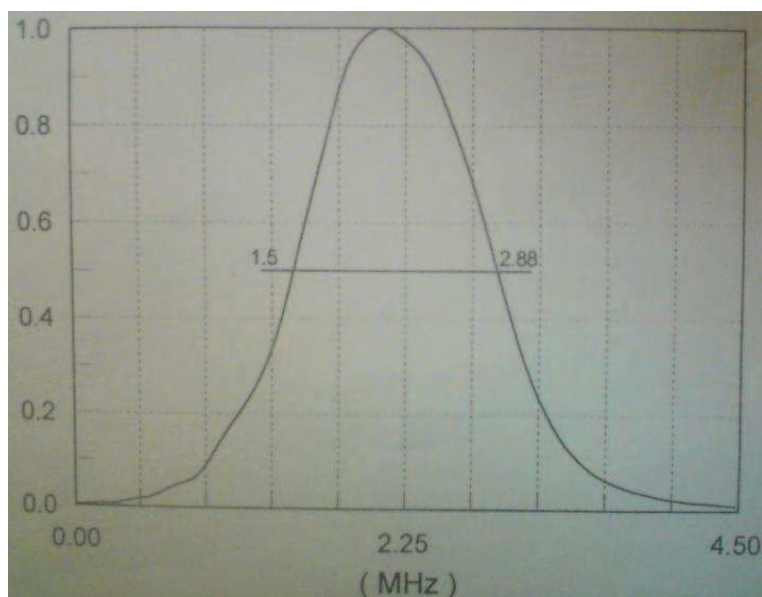


Obrázek 29: Měřicí sonda Olympus-Panametrics NDT V323-boční pohled



Obrázek 30: Měřicí sonda Olympus-Panametrics NDT V323-čelní pohled

V katalogovém listu měřicí sondy je výrobcem uvedeno, že sonda má největší přenos při frekvenci 2,25MHz [9]. Hodnoty zjištěné při zkušebním měření a zapsané v katalogovém listě se nepatrně liší: střední frekvence 2,19MHz; nejlepší přenos pro frekvenci 2,21MHz [9]. Frekvenční charakteristika sondy je zobrazena na obrázku 31.

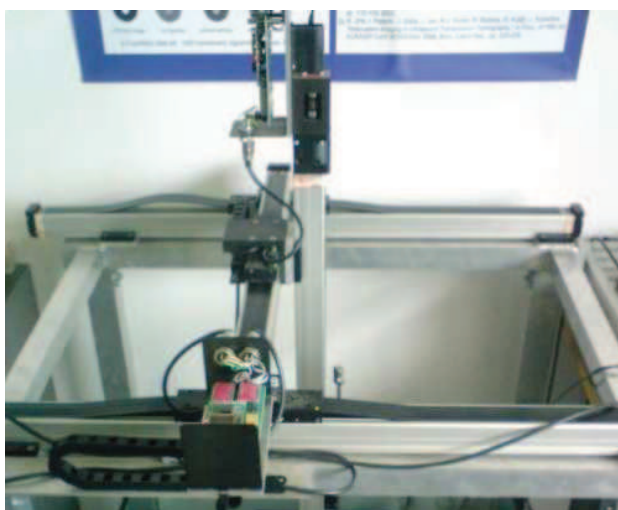


Obrázek 31: Frekvenční charakteristika měřicí sondy [9]

Vzhledem k frekvenční charakteristice měřicí sondy, bylo měření provedeno pro frekvenci 2,5 MHz.

#### 5.4 Polohovací zařízení

Polohovací zařízení je zobrazeno na obrázku 32. Jedná se o přípravek, který je schopen pohybovat ramenem ve třech směrech (osy x, y, z). Polohovací zařízení je přes sběrnici propojeno s počítačem. V něm je nainstalován software, pomocí něhož je zařízení ovládáno. Ovládací okno pro zadání souřadnic je na obrázku 33 Po nastavení souřadnic a spuštění se aktivují motory a posouvají rameno na nastavené souřadnice.



Obrázek 32: Polohovací zařízení



Obrázek 33: Okno pro nastavení souřadnic polohovacího zařízení

## 5.5 Postup měření

Měření amplitudy kmitů (tlaku) ultrazvukového vlnění bylo provedeno ve vodě v ultrazvukové vaně (obrázek 35). Do ultrazvukové vany byl vložen tlumící materiál, jehož úkolem bylo zabránit odrazu ultrazvuku od skleněných stěn. Poté byly do ultrazvukové vany vloženy sondy. Měřená sonda ( FPA 2,5MHz) byla upevněna na pevný držák, který drží sondu po dobu měření na stejném místě. Druhá sonda, měřící (Olympus-Panametrics NDT), byla upevněna na rameno polohovacího zařízení. Díky tomu bylo možné měřící sondou pohybovat po ultrazvukové vaně.

Program pro simulaci fokusace ultrazvuku byl vytvořen pro simulování šíření ultrazvukového vlnění ve dvojrozměrném prostředí. Z tohoto důvodu bylo měření prováděno v jedné rovině ultrazvukové vany. Rovina pro měření byla dána hloubkou ponoření měřené sondy v ultrazvukové vaně. Měřící sonda byla poté pomocí polohovacího zařízení nastavena proti měřené sondě (obrázek 36).

Měření amplitudy kmitů ultrazvukového vlnění bylo provedeno tak, že měřící sonda byla přesouvána od jednoho kraje měřené sondy na druhý. Krok posunu byl 1mm. Při dosažení kraje měřené sondy byla poté měřící sonda oddálena a znovu nastavena k prvnímu okraji měřené sondy. Krok oddálení byl také zvolen 1mm. Měřená rovina ultrazvukové vany byla tímto postupem rozdělena na síť měřících bodů (obrázek 34). Vzdálenost oblasti fokusace byla nastavena pomocí ultrazvukového přístroje. Z tohoto důvodu byla oblast fokusace přibližně známa a měření bylo provedeno tak, aby byl proměřen prostor před a za oblastí fokusace.

S O N D A	1	1 1	2 1	3 1	...
	2	1 2	2 2	3 2	...
	3	1 3	2 3	3 3	...
	...	...	...	...	...
	...	...	...	...	...
	21	1 21	2 21	3 21	...
		1	2	3	...

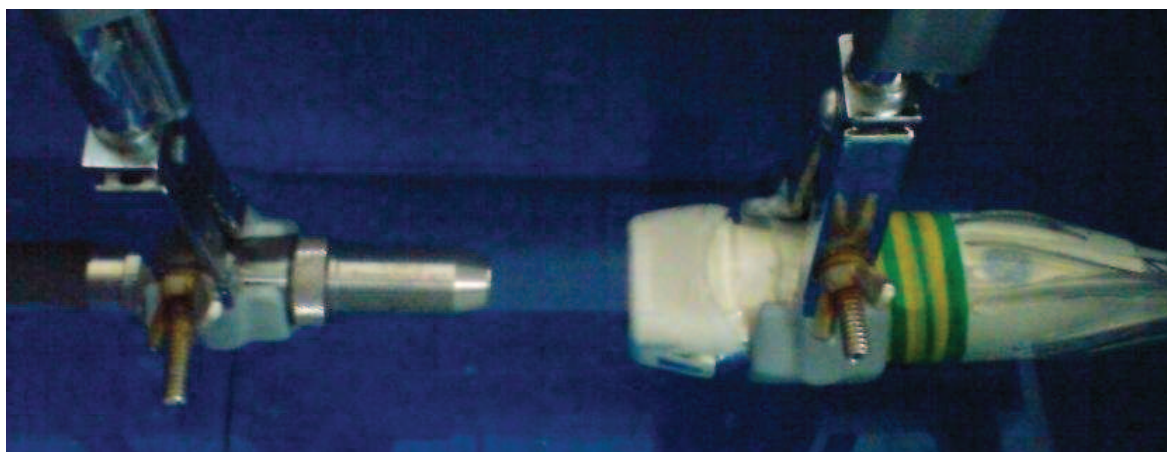
Obrázek 34: Rozdělení roviny měření na síť měřících bodů

V každém měřícím bodě byla pomocí přístroje a programu Cleverscope změřena amplituda kmitů ultrazvukového vlnění. Změřené hodnoty v každém bodě byly uloženy do

souboru. Každý soubor byl pojmenován pomocí souřadnic bodu, z jehož pozice byly hodnoty do souboru uloženy. Název souboru byl zapsán ve formátu sloupec\_řádek příslušného měřícího bodu. Toto pojmenování bylo provedeno z důvodu vyhodnocení dat v programu Matlab. Pomocí souřadnic souborů bylo poté možné vytvořit charakteristiky rozložení amplitud kmitů v měřené rovině (kapitola 6: Naměřené hodnoty).



Obrázek 35: Ultrazvuková vana



Obrázek 36: Umístění sondy při měření

## 5.6 Vyhodnocení naměřených dat

Pro měření signálu z měřící sondy byl použit přístroj Cleverscope CS320A. Cleverscope CS320A je kombinované zařízení pro USB rozhraní, poskytující dvoukanálový analogový osciloskop. Toto zařízení přináší uživateli možnosti a výhody, které jsou na klasických stolních osciloskopech nedostupné (např. ukládání a nahrávání dat) [7].

Pomocí přístroje Cleverscope a jeho softwaru bylo možné zobrazovat a zaznamenávat hodnoty změřené měřící sondou. Zaznamenané hodnoty bylo poté nutné vyhodnotit a vytvořit z nich grafy, které zobrazují rozložení ultrazvuku v ultrazvukové vaně. Jelikož

navržený algoritmus byl realizován v prostředí Matlab, byl tento program vybrán i pro vyhodnocování naměřených hodnot.

V programu Cleverscope je možno ukládat data v několika formátech. Byla zvolena možnost ukládat data do souborů s příponou.txt, tedy do textových souborů. Tato varianta byla zvolena, protože program Matlab dokáže s textovými soubory pracovat. Nyní tedy bylo nutné sestavit algoritmy, které dokážou data z textových souborů přečíst a vyhodnotit. Obsah textového souboru je ukázán na obrázku 37.

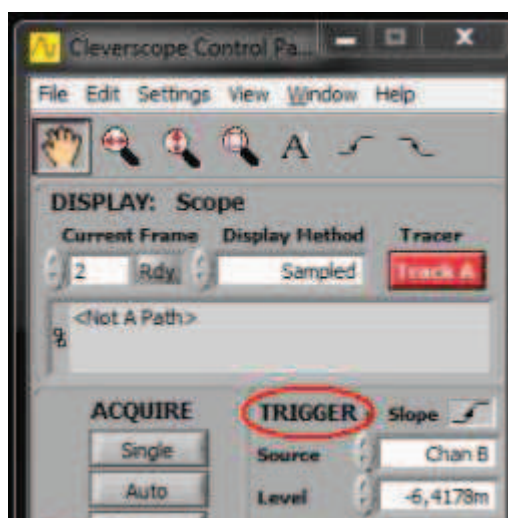
```

[[Sample Definition]
Type Time
UseBuffer FALSE
UseDig FALSE
ChAscale 1,000000
ChAoffset 0,000000
ChBscale 1,000000
ChBoffset 0,000000
delta 0,0000000100
start -0,0000065100
nsample 1320,0000000000
nframes 1,000000
TriggerTime 40641,9069886964 8.4.2011 10:46:03
[Data]
Time Chan A Chan B
-6,51000000E-6 -0,03179558 -0,00581880
-6,50000000E-6 -0,03179558 -0,00581880
-6,49000000E-6 -0,06969258 -0,00581880
-6,48000000E-6 -0,03179558 -0,00598480

```

Obrázek 37: Soubor s desetinnými čárkami

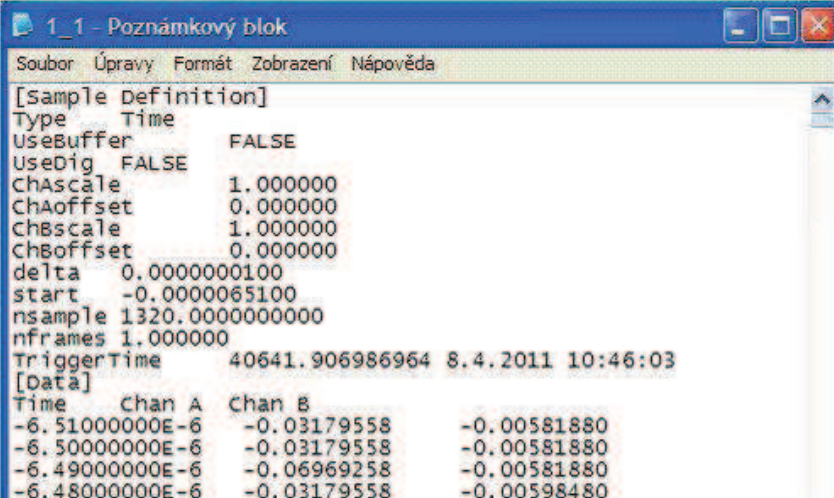
Nevýhodou při měření pomocí přístroje a programu Cleverscope byla nutnost kontrolovat nastavení funkce Trigger (obrázek 38). Funkce Trigger slouží k nastavení napětíové úrovně měření. Je-li napětíová hodnota spouštění (pole Level-obrázek 38) mnohem menší než hodnota napětí měřeného na výstupu měřící sondy, je měření nepřesné, protože měřený průběh se neustále mění a nelze tak zaznamenat jeho hodnotu. Je-li hodnota funkce Trigger nastavena nad hodnotu napětí z měřící sondy, dojde k zastavení pohybu měřeného signálu, ale opět nelze naměřit jeho hodnotu. Z tohoto důvodu musela být při každé změně polohy měřící sondy měněna hodnota funkce Trigger, jelikož došlo ke změně napětí z měřící sondy. Nutnost neustálého kontrolování a nutnost častého nastavování funkce Trigger velice prodlužovalo měření. Dalším prodloužením měření byla nutnost uložit pro každý bod měřící sítě samostatný soubor.



Obrázek 38: Ovládací okno přístroje a programu Cleverscope

### 5.6.1 Algoritmus pro přepsání desetinné čárky

Jak můžeme vidět na obrázku 37, naměřené hodnoty zapsané v textovém souboru jsou ve formátu s desetinnou čárkou. Program Matlab ale pracuje s čísly, která jsou zapsána ve formátu s desetinnou tečkou. Proto byl sestrojen algoritmus, který otevře příslušný textový soubor, postupně prochází jeho obsah a přepisuje desetinné čárky na desetinné tečky. Poté je soubor uložen pod stávajícím názvem. Algoritmus je zobrazen a popsán v příloze č. 3. Po aplikaci algoritmu se obsah textového souboru zobrazeného na obrázku 37 změní na obsah zobrazený na obrázku 39. Jak je z obrázku 39 patrné, desetinné čárky jsou nahrazeny desetinnými tečkami.



```
1_1 - Poznámkový blok
Soubor Úpravy Formát Zobrazení Nápověda
[Sample Definition]
Type Time
UseBuffer FALSE
UseDig FALSE
ChAscale 1.000000
ChAoffset 0.000000
ChBscale 1.000000
ChBoffset 0.000000
delta 0.000000100
start -0.0000065100
nsample 1320.0000000000
nframes 1.000000
TriggerTime 40641.906986964 8.4.2011 10:46:03
[Data]
Time Chan A Chan B
-6.51000000E-6 -0.03179558 -0.00581880
-6.50000000E-6 -0.03179558 -0.00581880
-6.49000000E-6 -0.06969258 -0.00581880
-6.48000000E-6 -0.03179558 -0.00598480
```

Obrázek 39: Soubor s desetinnými tečkami

### 5.6.2 Algoritmus pro získání dat z textového souboru

Po úpravě textových souborů pomocí postupu popsaného v kapitole 6.6.1 bylo možné přejít k vyhodnocení hodnot uložených v souborech. Pro vyhodnocení byl sestrojen další algoritmus. Tento algoritmus je zobrazen v příloze č. 4. Algoritmus pro vyhodnocení změřených dat pracuje tak, že ze sloupců obsahujících uložená data, vybere sloupec umístěný uprostřed. V tomto sloupci jsou umístěny hodnoty odpovídající kanálu A měřicího přístroje Cleverscope. Pomocí algoritmu je z jednotlivých souborů vždy vybrána maximální hodnota naměřená v kanálu A. Tato hodnota je pak zapsána na příslušnou pozici matice. Matice představuje prostor ultrazvukové vany a její souřadnice body, ve kterých bylo měřeno pomocí měřicí sondy.

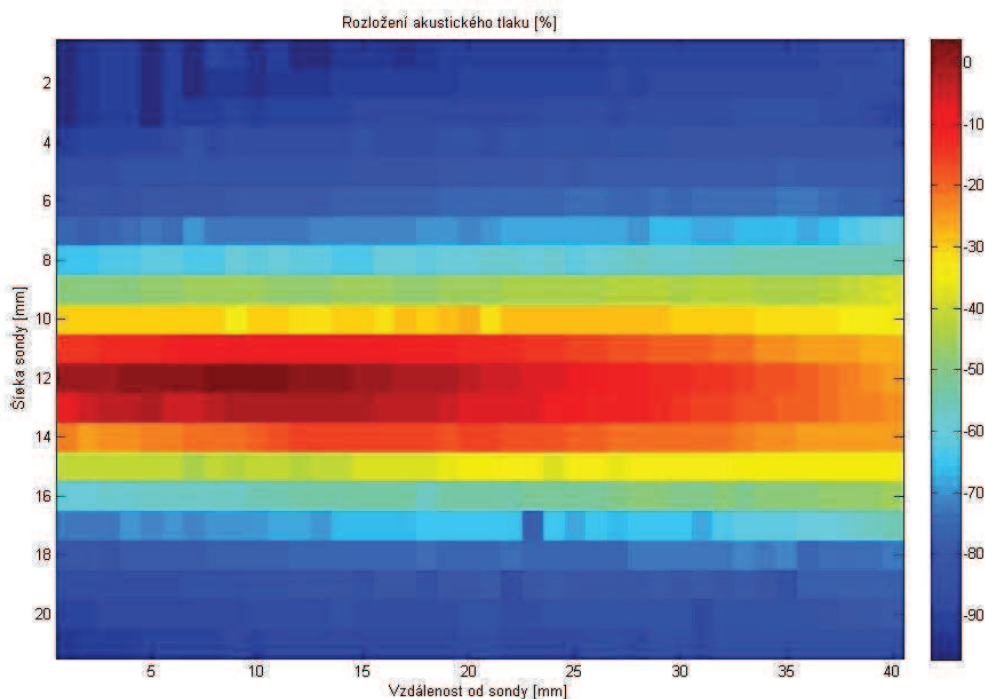
## 6 NAMĚŘENÉ HODNOTY

Po vyhodnocení dat pomocí algoritmu popsaného v kapitole 6.6.2 bylo možné přistoupit k sestrojení charakteristik změřených na reálné ultrazvukové sondě. Jak již bylo uvedeno v kapitole 5.2, jednalo se o sondu FPA 2,5MHz. Byla provedena celkem tři měření. Frekvence měřené sondy byla nastavena na hodnotu 2,5 MHz. Při každém měření byla nastavena jiná vzdálenost fokusace a to postupně do vzdáleností 10mm, 20mm a 40mm. Pro každou vzdálenost fokusace jsou zobrazeny dvě charakteristiky. První obrázek zobrazuje rozložení amplitud ultrazvuku v měřeném prostoru. Druhý zobrazuje průběh fokusace v ose ultrazvukové sondy. Umístění ultrazvukové sondy uvažujeme na levé straně obrázků. Směr šíření ultrazvuku je tedy zleva doprava.

### 6.1 Charakteristiky reálné sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 10mm

Na obrázku 40 vidíme charakteristiku reálné sondy. Charakteristika vykresluje rozložení procentního nárůstu velikosti amplitud kmitů. Referenční hodnotou, hodnota 0%, je zvolena hodnota amplitudy kmitů změřená v ose sondy a co nejbližší u sondy. S touto hodnotou jsou pak porovnány zbylé změřené amplitudy kmitů. Porovnáním získáme informaci o kolik procent je změřená amplituda větší nebo menší, než je referenční amplituda.

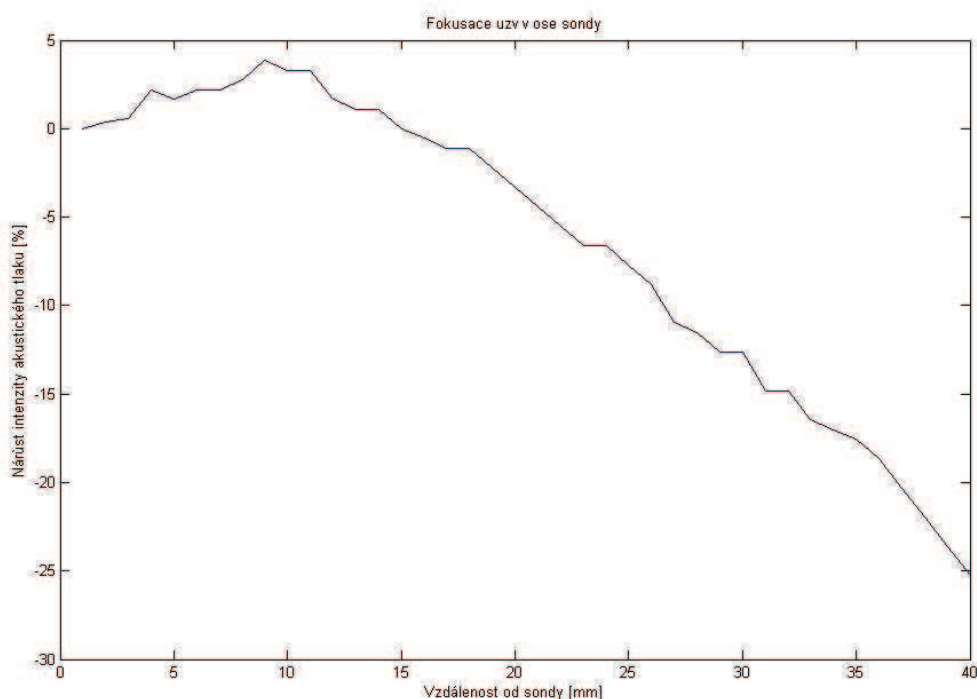
V tomto případě byla vzdálenost fokusace 10mm od sondy. Jak je vidět z obrázku 40, je ve vzdálenosti 10mm nejtmaší barva. Z toho vyplývá, že zde byla naměřena největší amplituda kmitů. Tedy i větší hodnota nežli je hodnota referenční. Průběh fokusace je názorněji zobrazen na obrázku 41.



Obrázek 40: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 10mm-reálná sonda

Obrázek 41 zobrazuje fokusaci ultrazvuku v ose ultrazvukové sondy. Jedná se opět o procentní vyjádření velikostí amplitud vlnění k referenční amplitudě. Z obrázku je vidět, jak velikost amplitudy kmitů směrem k oblasti fokusace roste. Ve vzdálenosti cca 10mm od sondy, tedy v místě kam je nastavena fokusace ultrazvuku, je velikost amplitudy největší. Při posouvání měřící sondy od fokusované oblasti, byly měřeny stále menší hodnoty amplitud. Tuto skutečnost vyjadřuje klesající křivka v charakteristice. Pokles velikosti amplitud je způsoben rostoucí vzdáleností od sondy a také tlumením kmitů, které je způsobené útlumem procházejícího vlnění.

Z obrázku 41 lze usoudit, že v nastavené vzdálenosti 10mm opravdu došlo k fokusaci ultrazvukového vlnění. Amplituda kmitů v místě fokusace se zvýšila cca o 4%.

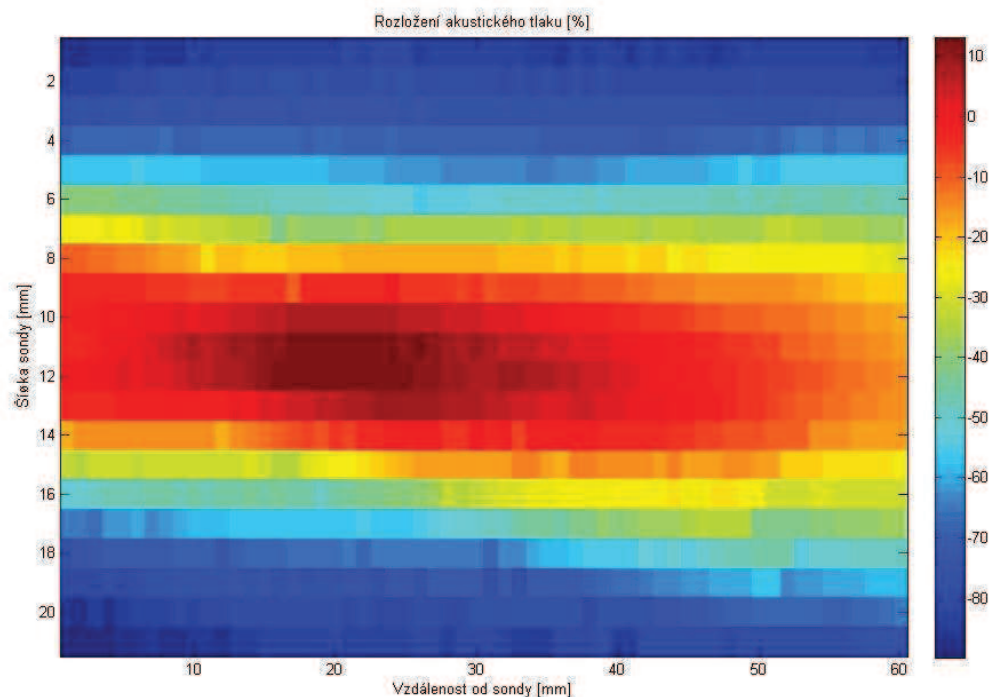


Obrázek 41: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 10mm-reálná sonda

## 6.2 Charakteristiky reálné sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm

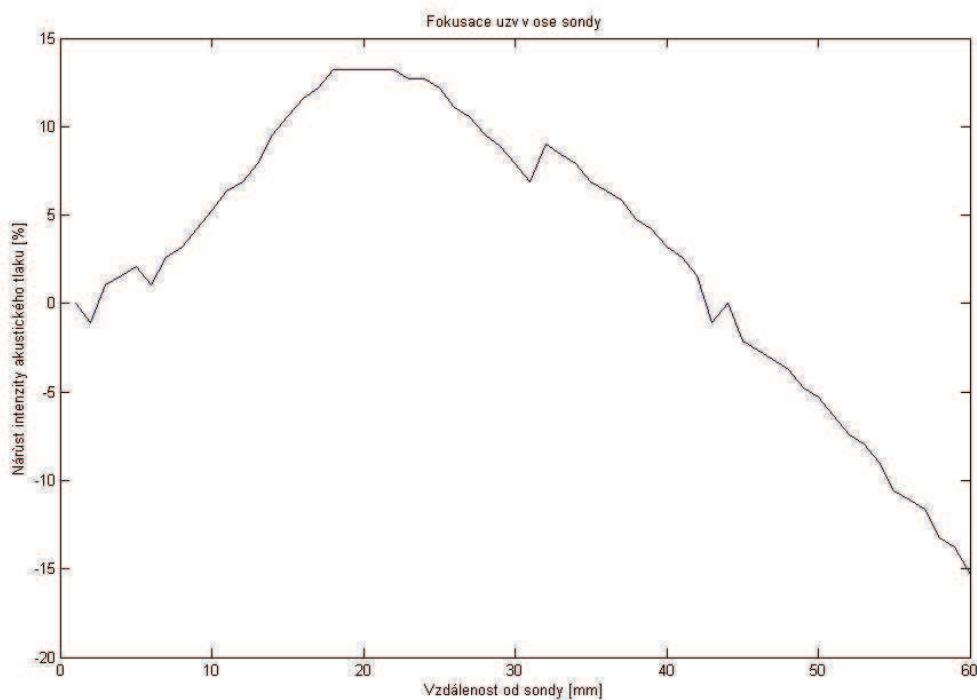
Na obrázku 42 je opět zobrazeno procentní rozložení velikosti amplitud kmitů. Charakteristika je sestrojena pro fokusaci nastavenou do vzdálenosti 20mm. Obrázek znázorňuje rozložení procentního nárůstu velikosti amplitud kmitů. Referenční hodnotou, hodnota 0%, je opět zvolena hodnota amplitudy kmitů změřená v ose sondy a co nejbližší u sondy.

Nejtmavější oblast charakteristiky na obrázku 42 opět zobrazuje oblast s největšími naměřenými amplitudami kmitů. Tato oblast se nachází ve vzdálenosti 20mm od sondy. Z charakteristiky je dále patrné, že hodnoty amplitud se s rostoucí vzdáleností jak od samotné sondy, tak od osy sondy zmenšují. Pro zvýraznění fokusace signálu byl opět sestrojen graf průběhu fokusace v ose sondy.



**Obrázek 42: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm-reálná sonda**

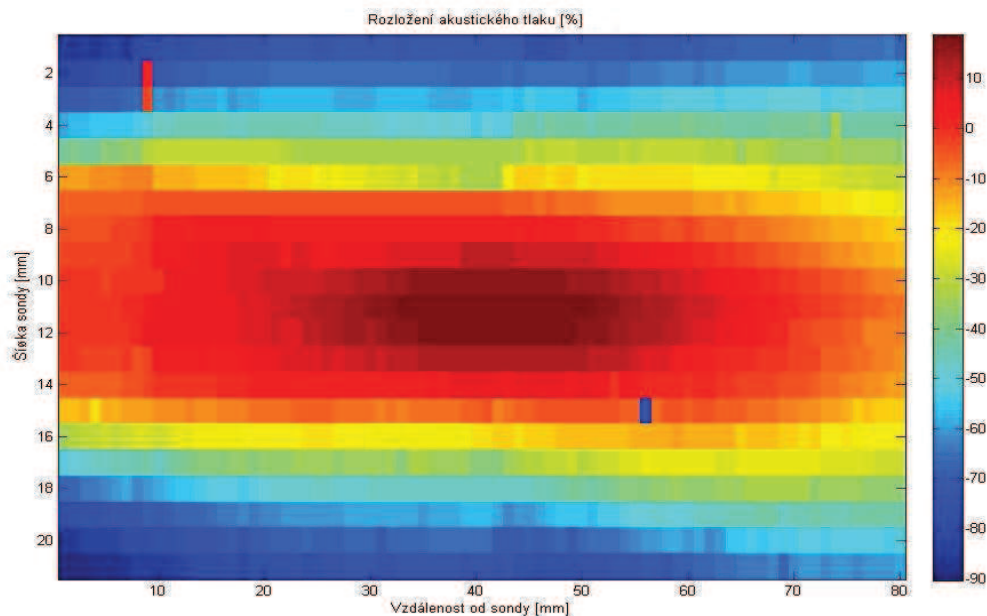
Obrázek 43 popisuje průběh fokusace v ose sondy. Je z něj patrné, že maximální hodnoty amplitud kmitů jsou naměřeny ve vzdálenosti cca 20mm od sondy. Do této vzdálenosti byla skutečně nastavena fokusace pomocí ultrazvukového přístroje. Nárůst velikosti amplitud v místě fokusace je cca 14% procent oproti referenční amplitudě. Z obrázku dále vidíme, že čím větší vzdálenost od sondy tím jsou naměřené amplitudy menší. To je opět způsobeno útlumem ultrazvukového vlnění ve vodě.



**Obrázek 43: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm-reálná sonda**

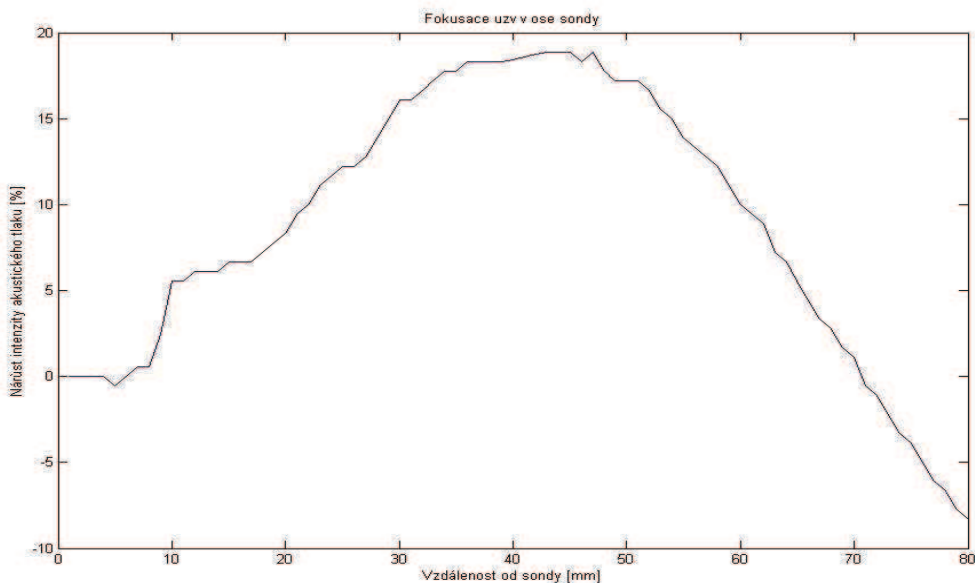
### 6.3 Charakteristiky reálné sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm

Na obrázku 43 opět vidíme procentní rozložení velikosti amplitud kmitů. V tomto případě je charakteristika sestrojena pro fokusaci nastavenou do vzdálenosti 40mm. Z charakteristiky je patrné, že v nastaveném místě fokusace byly změřeny největší amplitudy kmitů. Je zde opět nejtmaší oblast charakteristiky.



Obrázek 44: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm-reálná sonda

Obrázek 45 popisuje průběh fokusace v ose sondy. Je z něj patrné, že maximální hodnoty amplitud kmitů jsou naměřeny ve vzdálenosti cca 40mm od sondy. Jak bylo uvedeno v předchozím odstavci, do této vzdálenosti byla nastavena oblast fokusace. Nárůst velikosti amplitud v místě fokusace je cca 19% procent oproti referenční amplitudě. Se zvětšující se vzdáleností od sondy se opět hodnoty amplitud kmitů snižují.



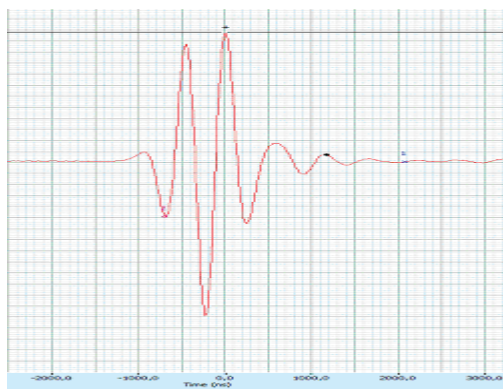
Obrázek 45: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm-reálná sonda

## 7 Simulace elektronické fokusace uzv sondy

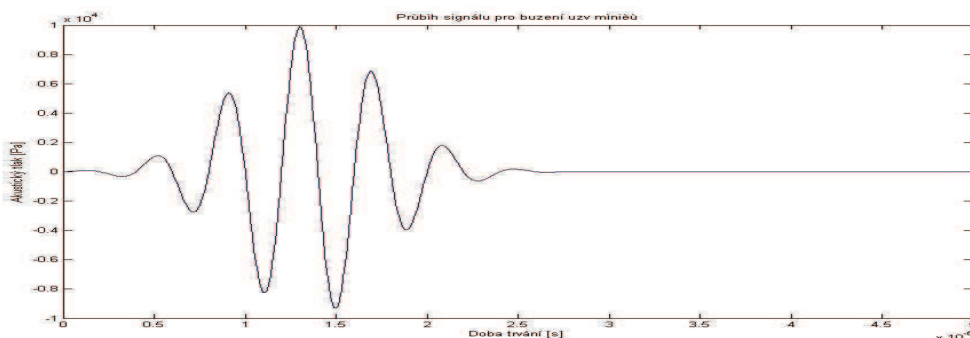
Po vyhodnocení naměřených dat a sestrojení příslušných charakteristik změřených na reálné ultrazvukové sondě byly provedeny simulace. Při simulacích byly nastaveny parametry sondy a vzdálenosti fokusace jako při reálném měření. Nastavené parametry byly následující: počet měničů 64; šířka sondy 19mm; frekvence sondy 2,5 MHz. Vzdálenost fokusace byla opět postupně nastavena do vzdálenosti 10mm, 20mm a 40mm, stejně jako při reálném měření. Pro každou vzdálenost fokusace jsou zobrazeny dvě charakteristiky. První obrázek zobrazuje rozložení amplitud ultrazvuku v měřeném prostoru. Druhý zobrazuje průběh fokusace v ose ultrazvukové sondy. Umístění ultrazvukové sondy uvažujeme na levé straně obrázků. Směr šíření ultrazvuku je tedy zleva doprava. Simulace jsou provedeny pro fokusaci v ose sondy a pro případ bezeztrátového šíření vlnění prostředím.

### 7.1 Průběh budícího signálu

Při měření reálných hodnot byl zaznamenán signál, kterým jsou buzeny měniče reálné sondy. Signál je zobrazen na obrázku 46. Frekvence signálu je 2,5 MHz a doba trvání  $2,7\mu\text{s}$ . Parametry signálu generovaného z reálné sondy byly využity pro vytvoření tohoto signálu v programu Matlab. Signál vytvořený pomocí programu Matlab je zobrazen na obrázku 47. Vytvořený signál má opět frekvenci 2,5 MHz a dobu trvání  $2,7\mu\text{s}$ . Signál byl vytvořen proto, aby budící signál použitý v simulaci byl stejný jako reálný budící signál a simulace se přiblížila co nejvíce reálnému případu.



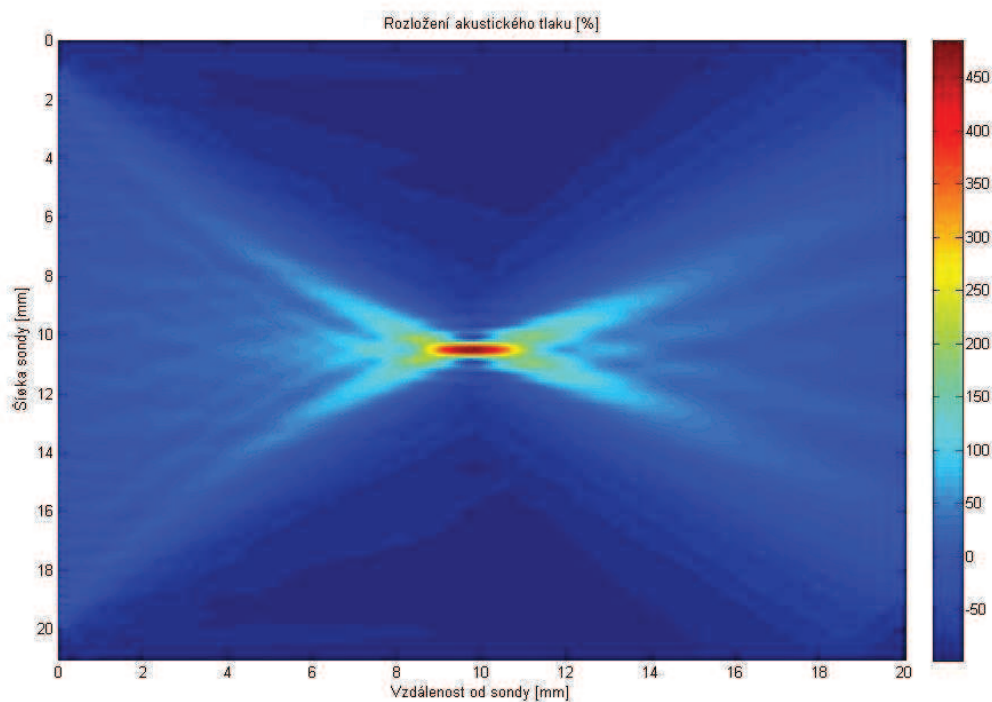
Obrázek 46: Průběh budícího signálu-změřený průběh



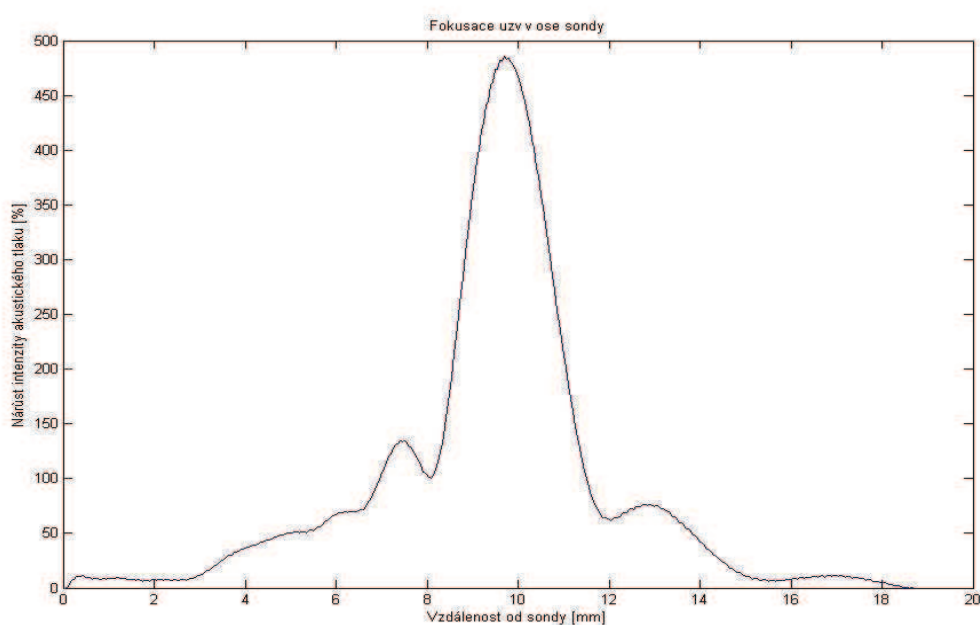
Obrázek 47: Průběh budícího signálu-simulovaný průběh

## 7.2 Charakteristiky pro fokusaci ve vzdálenosti 10 mm

Obrázek 48 vykresluje rozložení procentního nárůstu velikosti amplitud kmitů. Při simulaci byla použita počáteční hodnota akustického tlaku 10 kPa. Tato hodnota je při vykreslení charakteristiky brána jako referenční a odpovídá velikosti 0%. S touto hodnotou jsou pak porovnány zbylé změřené amplitudy kmitů. Porovnáním získáme informaci o kolik procent je amplituda v určitém místě simulovaného prostoru větší nebo menší, než je referenční amplituda. Díky tomu vidíme, že největší nárůst amplitudy simulovaného signálu je ve vzdálenosti 10mm od sondy.



Obrázek 48: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 10mm-simulace

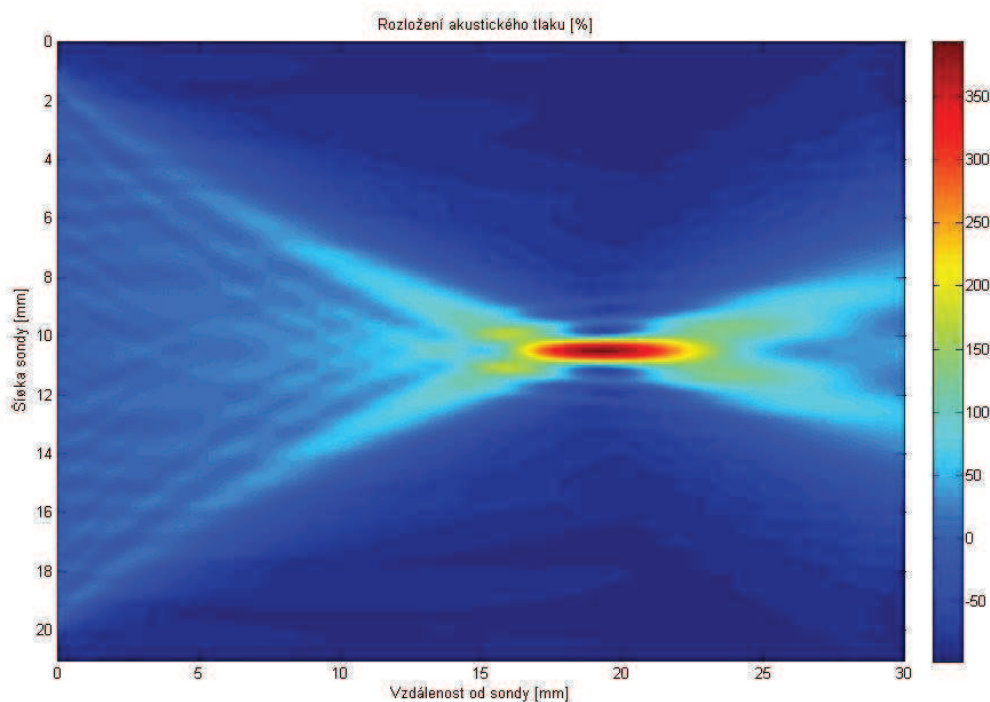


Obrázek 49: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 10mm-simulace

Obrázek 49 zobrazuje fokusaci ultrazvuku v ose ultrazvukové sondy. V tomto případě se už nejedná o zobrazení v prostoru, ale pouze v ose sondy. Z obrázku 49 vidíme, že velikost amplitudy kmitů je přibližně do vzdálenosti 2mm stejná. Poté vidíme, že od 2mm do 8mm dochází k mírnému nárůstu. Ve vzdálenosti 8mm náhle nastává strmý nárůst amplitudy vlnění a tím i procentního vyjádření. Maximum křivky je ve vzdálenosti 10mm od sondy. Poté křivka prudce klesá. Ve vzdálenosti 12mm začíná být klesání pozvolnější. Z obrázku 49 lze vyčíst, že oblast fokusace se nachází přibližně 10mm od sondy. Hodnota amplitudy simulovaného vlnění zde vzrostla o cca 480% oproti referenční hodnotě. Takto veliký nárůst je způsobem tím, že simulace uvažuje bezeztrátové šíření ultrazvukového vlnění simulovaným prostorem.

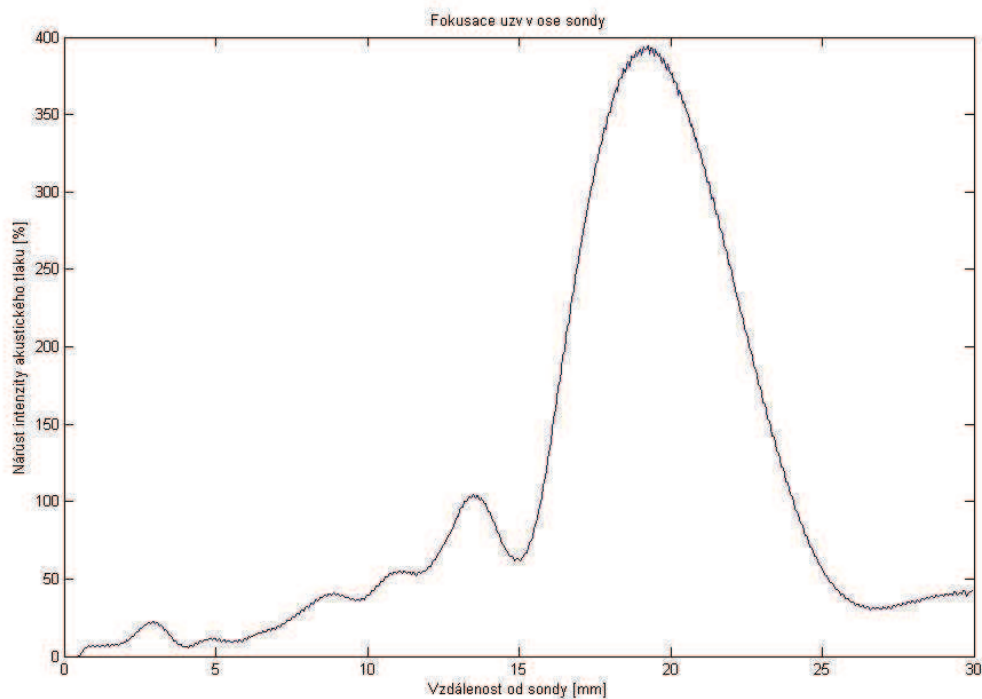
### 7.3 Charakteristiky pro fokusaci ve vzdálenosti 20 mm

Na obrázku 50 je opět zobrazeno procentní rozložení velikosti amplitud kmitů. Charakteristika je sestrojena simulací fokusace vlnění do vzdálenosti 20mm. Nejtmavější oblast charakteristiky na obrázku 42 opět zobrazuje oblast s největšími amplitudami kmitů. Tato oblast se nachází ve vzdálenosti 20mm od sondy. Z charakteristiky je dále patrné, že hodnoty amplitud se s rostoucí vzdáleností jak od samotné sondy, tak od osy sondy zmenšují. Pro zvýraznění fokusace signálu byl opět sestrojen graf průběhu fokusace v ose sondy.



Obrázek 50: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm-simulace

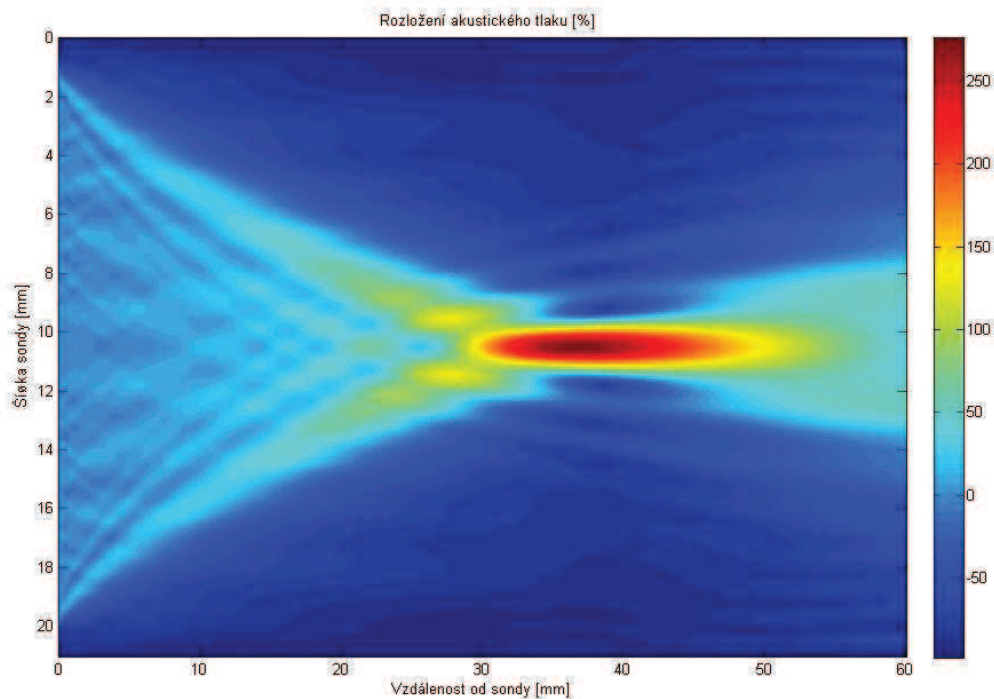
Obrázek 51 popisuje průběh fokusace v ose sondy. Je z něj patrné, že maximální hodnoty amplitud kmitů jsou naměřeny ve vzdálenosti cca 20mm od sondy. Nárůst velikosti amplitud v místě fokusace je cca 390% oproti referenční hodnotě. Z obrázku dále vidíme, že čím větší vzdálenost od sondy tím jsou naměřené amplitudy menší.



Obrázek 51: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm-simulace

#### 7.4 Charakteristiky pro fokusaci ve vzdálenosti 40 mm

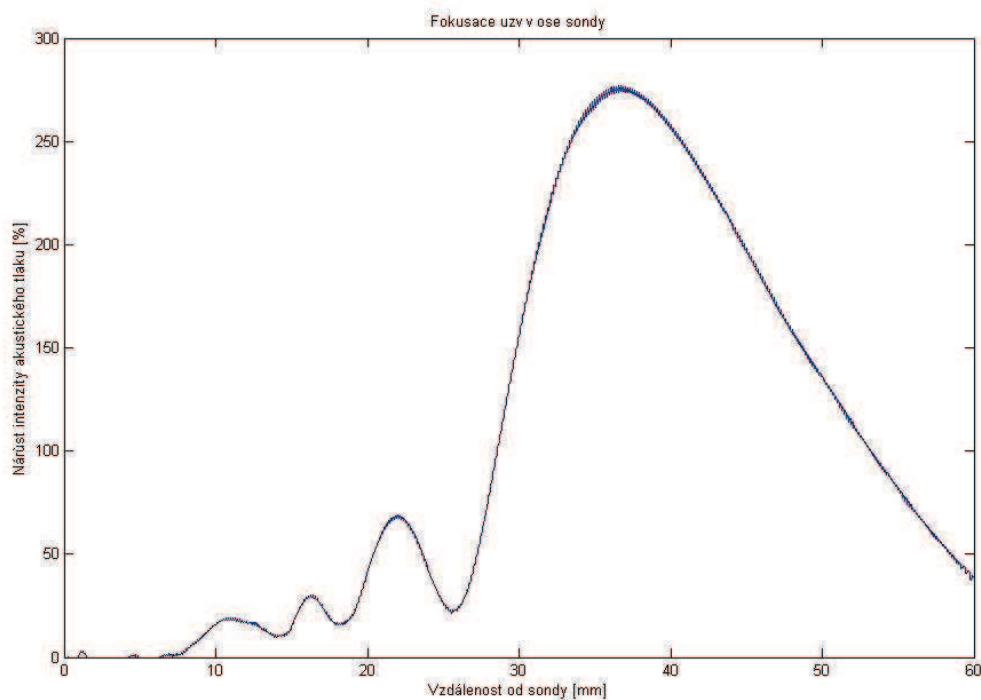
Procentní rozložení velikosti amplitud simulovaného signálu je zobrazeno na obrázku 52.



Obrázek 52: Rozložení uzv vlnění pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm-simulace

Obrázek 52 zobrazuje výsledek simulace, při níž byla vzdálenost fokusace simulována do vzdálenosti 40mm. Z charakteristiky je patrné, že v nastaveném místě fokusace byly změřeny největší amplitudy kmitů. Je zde opět nejtmavší oblast charakteristiky.

Obrázek 53 popisuje průběh fokusace v ose sondy. Jak bylo zmíněno v předchozím odstavci, fokusace byla simulována do vzdálenosti 40mm od sondy. Z obrázku je patrné, že oblast fokusace je posunuta přibližně o dva milimetry směrem k sondě.



**Obrázek 53: Fokusace uzv vlnění v ose sondy pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm-reálná sonda**

## 8 POROVNÁNÍ NAMĚŘENÝCH A SIMULOVANÝCH CHARAKTERISTIK

Tato kapitola se zabývá porovnáním naměřených a simulovaných charakteristik. Porovnání může být provedeno pomocí charakteristik rozložení amplitud ultrazvukového vlnění v měřeném prostoru nebo charakteristiky průběhu fokusace v ose sondy.

### 8.1 Porovnání charakteristik rozložení amplitud uzv vlnění

Porovnáme-li charakteristiky rozložení amplitud reálné sondy (obrázky 40, 42 a 44) s charakteristikami rozložení amplitud simulované sondy (obrázky 48, 50 52) je na první pohled vidět rozdíl v kvalitě zobrazení, zejména v kvalitě rozlišení. To je dáno tím, že měření charakteristik reálných sond probíhalo po prostorovém kroku 1mm, zatímco prostorový krok simulace byl 50 $\mu$ m. Získané charakteristiky nám poslouží k vyhodnocení, v jaké vzdálenosti se fokusovaná oblast nachází.

Porovnáním obrázků 40 (pro reálnou sondu) a 48 (pro simulovanou sondu) zjistíme, že vzdálenost simulované fokusace signálu odpovídá vzdálenosti fokusace změřené při reálném měření. V obou případech je fokusace vzdálena 10mm od sondy.

Další charakteristiky, které lze porovnat jsou sestrojeny pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm. Tyto charakteristiky jsou zobrazeny na obrázku 42 (pro reálnou sondu) a obrázku 50 (pro simulovanou sondu). Porovnáním těchto obrázků opět vidíme, že vzdálenost simulované fokusace odpovídá změřené vzdálenosti fokusace.

Nyní zbývá porovnat charakteristiky pro fokusaci ve vzdálenosti 40mm. Tyto charakteristiky jsou zobrazeny na obrázku 44 (pro reálnou sondu) a obrázku 52 (pro simulovanou sondu). Porovnáním charakteristik vidíme, že simulovaná oblast fokusace je posunuta přibližně o dva milimetry směrem k sondě (obrázek 52). Fokusovaná oblast změřená pro reálnou oblast se nachází v nastavené vzdálenosti 40mm. Rozdíl může být v tom, že změřená fokusovaná oblast je mnohem širší než simulovaná fokusovaná oblast a tím je schopna zasahovat až do požadované vzdálenosti.

### 8.2 Porovnání charakteristik fokusace v ose sondy

Porovnáme-li změřené charakteristiky průběhu fokusace v ose sondy (obrázky 41, 43 a 45) se simulovanými charakteristikami průběhu fokusace v ose sondy (obrázky 49, 51 53) všimneme si, že simulované charakteristiky dosahují mnohem větších hodnot procentního nárůstu amplitudy vlnění, než dosahují charakteristiky pro reálné měření. Tento rozdíl je dán tím, že simulace fokusace byly prováděny pro bezeztrátové prostředí, zatímco měření charakteristik reálné sondy proběhlo v prostředí, kde se uplatní ztráty. Reálné charakteristiky proto nedosáhnou tak vysokých procentuálních hodnot. Získané charakteristiky nebudou porovnávány z hlediska velikosti nárůstu amplitudy vlnění, ale z hlediska v jaké vzdálenosti od sondy se změřené (simulované) maximum nachází.

Porovnáním obrázků 41 (pro reálnou sondu) a 49 (pro simulovanou sondu) zjistíme, že vzdálenost simulované fokusace signálu odpovídá vzdálenosti fokusace změřené při reálném měření. V obou případech je fokusace vzdálena 10mm od sondy.

Další porovnávané charakteristiky jsou zobrazeny na obrázku 43 (pro reálnou sondu) a obrázku 51 (pro simulovanou sondu). Tyto charakteristiky jsou sestrojeny pro fokusaci ve vzdálenosti 20mm. Porovnáním obrázků opět vidíme, že vzdálenost simulované fokusace je přibližně rovna vzdálenosti fokusace reálné sondy.

Při porovnání charakteristik pro průběh fokusace v ose sondy pro reálnou sondu (obrázek 45) a simulovanou sondu (obrázek 53) vidíme, že oblast fokusace simulované sondy je posunuta přibližně o dva milimetry. Z toho vyplývá, že při simulaci došlo k dřívější fokusaci, tedy přibližně okolo hodnoty 38mm. Fokusovaná oblast změřená pro reálnou oblast se nachází ve vzdálenosti 40mm od sondy.

Z porovnání charakteristik fokusace v ose sondy je také zřejmé, že fokusovaná oblast reálné sondy je širší než fokusovaná oblast simulované sondy.

## 9 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá elektronickou fokusací ultrazvukových sond. Prvním krokem bylo postupné seznámení se s danou problematikou. Seznámení probíhalo postupně od základních pojmů až po porozumění samotnému principu elektronické fokusace. V teoretické části diplomové práce se proto dozvídáme, že ultrazvukové sondy se skládají z jednotlivých měničů. Měniče jsou vyrobeny z piezoelektrického materiálu. Sondy tak slouží jak pro generování tak příjem ultrazvukového vlnění. Ultrazvukové vlnění generované ze sondy je možné fokusovat. Fokusace vlnění slouží ke směrování energie vlnění do určité oblasti. Dřívější fokusaci pomocí ultrazvukových čoček a zrcadel nahradila elektronická fokusace. Elektronická fokusace se provádí tak, že jsou jednotlivé měniče sondy buzeny s určitým zpožděním. Každý měnič tak generuje vlnění v jiný čas. Tím docílíme, že energie vlnění z jednotlivých měničů se soustředí do určité oblasti.

Po nastudování všech potřebných informací k problematice fokusace, byl proveden návrh algoritmu pro elektronickou fokusaci ultrazvukových sond. Návrh algoritmu pro realizaci fokusace je založen na myšlence, že elektronická fokusace bude provedena pomocí matice buzení měničů. Do matice buzení jsou uloženy signály pro buzení jednotlivých měničů. Každý signál je určen pro určitý měnič a je mu přiřazeno určité zpoždění, s nímž bude na měnič přiveden. Tyto parametry udávají pozici, na které bude v matici buzení uložen. Návrhem algoritmu pro realizaci elektronické fokusace se zabývá kapitola s názvem Algoritmus pro realizaci fokusace. V této kapitole je uvedeno, jak se zmíněná matice buzení plní. Dále jsou zde uvedeny veškeré výpočty, které se musí provést, aby byla matice buzení naplněna správně a došlo tak k požadované fokusaci. Kapitola dále popisuje kroky, jimiž se docílilo implementace algoritmu do programového prostředí. Aby bylo možné implementaci algoritmu do programového prostředí uskutečnit, bylo nutné provést diskretizaci prostoru a času. Tato úprava je nutná z důvodu, že počítače pracují s diskretními modely. Navržený algoritmus byl realizován v programovém prostředí Matlab. Programové prostředí Matlab bylo zvoleno z důvodu, že dokáže provádět jak matematické operace, tak simulace.

Po návrhu algoritmu pro fokusaci ultrazvuku a jeho implementování do programového prostředí bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní. Grafické uživatelské rozhraní je zobrazeno na obrázku 16. Uživatelské rozhraní bylo vytvořeno pro snadné zadávání vstupních parametrů algoritmu a také pro zobrazení simulace fokusace ultrazvukové vlnění.

Měření charakteristik reálné sondy, viz kapitola 5, bylo provedeno v ultrazvukové vaně naplněné vodou. Stěny ultrazvukové vany byly opatřeny tlumícím materiálem, aby se od nich neodrážel ultrazvukový signál. Měřenou sondou byla ultrazvuková sonda FPA 2,5 MHz. Měřicí sondou byla ultrazvuková sonda Olympus-Panametrics NDT. Měřicí sonda vykazuje největší přenos při frekvenci 2,25 MHz. Jelikož použitý ultrazvukový přístroj neumožňoval nastavit frekvenci 2,25 MHz, bylo měření charakteristik reálné sondy provedeno při frekvenci 2,5 MHz. Při měření byly zaznamenávány amplitudy kmitů, jejichž velikost byla měřena pomocí přístroje a softwaru Cleverscope. Jelikož program Cleverscope neumožňuje přímé ukládání naměřených hodnot do programu Matlab, musely být vytvořeny dva pomocné programy. První program je využíván k úpravě formátu změřených dat. Data jsou uložena ve formátu s desetinnou čárkou, a program Matlab s takovým formátem nedokáže pracovat. Vytvořený program tak slouží k úpravě dat do formátu s desetinnou tečkou. Druhý pomocný program slouží k vyhodnocení naměřených

dat přeepsaných do formátu s desetinnou tečkou. Program data dokáže načíst a vytvořit z nich charakteristiky reálné sondy, které jsou zobrazeny v kapitole 6.

V kapitole 6 jsou zobrazeny a popsány charakteristiky změřené pro reálnou sondu FPA 2,5 MHz. V kapitole 7 jsou zobrazeny a popsány charakteristiky, které vznikly pomocí navrženého algoritmu. Porovnání charakteristik reálné sondy a charakteristik získaných pomocí algoritmu je provedeno v kapitole číslo 8. Porovnáním charakteristik bylo zjištěno, že vzdálenosti simulovaných fokusací se shodují se vzdálenostmi fokusací změřených na reálné sondě. Z těchto poznatků vyplývá, že byl sestaven algoritmus, který je schopen simulovat elektronickou fokusaci reálných sond.

Diplomová práce tak čtenáře seznamuje s pojmem elektronické fokusace. Dále je v ní uveden postup návrhu algoritmu pro elektronickou fokusaci ultrazvukových sond. Navržený algoritmus je navržen tak, aby bylo možné simulovat elektronickou fokusaci pro sondy s různými parametry. Pro snadnou práci s algoritmem bylo navíc vytvořeno uživatelské rozhraní. Práce dále popisuje postup možného měření charakteristik reálné sondy. Pro vyhodnocení změřených dat byl napsán program, který je umístěn na příloženém CD. V kapitole 8 bylo porovnáním změřených a simulovaných charakteristik ukázáno, že simulace provedené pomocí navrženého algoritmu se shodují s hodnotami naměřenými na reálné sondě. Závěrem lze říci, že při zpracování diplomové práce byly postupně splněny cíle vytyčené v úvodu.

## LITERATURA

- [1] Ultrazvuk In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 6.4.2006, 30.3.2010 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Ultrazvuk>>.
- [2] Zvuk In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 9.7.2003, 7.4.2010 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Zvuk>>.
- [3] *Zdravcentra* [online]. 2008 [cit. 2010-04-21]. Fyzikální principy echokardiografie. Dostupné z WWW: <[https://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/Echokardiografie\\_-\\_01.pdf](https://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/Echokardiografie_-_01.pdf)>.
- [4] ROZMAN, Jiří. *Ultrazvuková technika v lékařství*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 1980. 264 s.
- [5] *Apfyz.upol* [online]. 2008 [cit. 2010-04-21]. Fyzika ultrazvuku se zaměřením na medicínské aplikace. Dostupné z WWW: <[http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/fyzika\\_ultrazvuku.pdf](http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/fyzika_ultrazvuku.pdf)>.
- [6] ZAPLATÍLEK, Karel; DOŇAR, Bohuslav. *MATLAB-tvorba uživatelských aplikací*. 1. vydání. Praha: BEN-technická literatura, 2004. 216 s. ISBN 80-7300-133-0.
- [7] *Osciloskopy* [online]. 2009 [cit. 2011-01-31]. Cleverscope CS320A - uživatelská příručka. Dostupné z WWW: <[http://www.osciloskopy.com/resources/cs32x/cs320A\\_ugcz.pdf](http://www.osciloskopy.com/resources/cs32x/cs320A_ugcz.pdf)>.
- [8] *NUMPDEwave* [online]. 2009 [cit. 2010-12-08]. Finite Difference Methods. Dostupné z WWW: <<http://www.staff.science.uu.nl/~zegel101/NUMpde2011/NUMPDEwave.pdf>>.
- [9] Katalogový list ultrazvukové sondy Olympus-Panametrics NDT: PART NO: V323; SERIÁL NO: 688236.
- [10] Katalogový list ultrazvukové sondy GE ULTRASOUND FPA 2,5MHz 1C; KZ 314049 C; SERIAL NO:11242
- [11] *Využití ultrazvuku v lékařství* [online]. 2009 [cit. 2010-10-06]. Zobrazení břišních orgánů. Dostupné z WWW: <<http://ulb.upol.cz/praktikum/uzvvys2.pdf>>.
- [12] BAŠTINEC, Jaromír; NOVÁK, Michal. *Moderní numerické metody-elektronické skriptum*. Brno: Vysoké učení technické v Brně
- [13] Acoustics Research Letters Online [online]. 2007 [cit. 2010-12-09]. FDTD simulation of finite-amplitude pressure and temperature fields for biomedical ultrasound. Dostupné z WWW: <<http://www.eng.bu.edu/~robinc/pubs/HallajARLO99.pdf>>

## SEZNAM PŘÍLOH

**Příloha 1:** Vývojový diagram algoritmu pro realizaci elektronické fokusace ultrazvukových sond

**Příloha 2:** Zdrojový text programu pro realizaci elektronické fokusace ultrazvukových sond

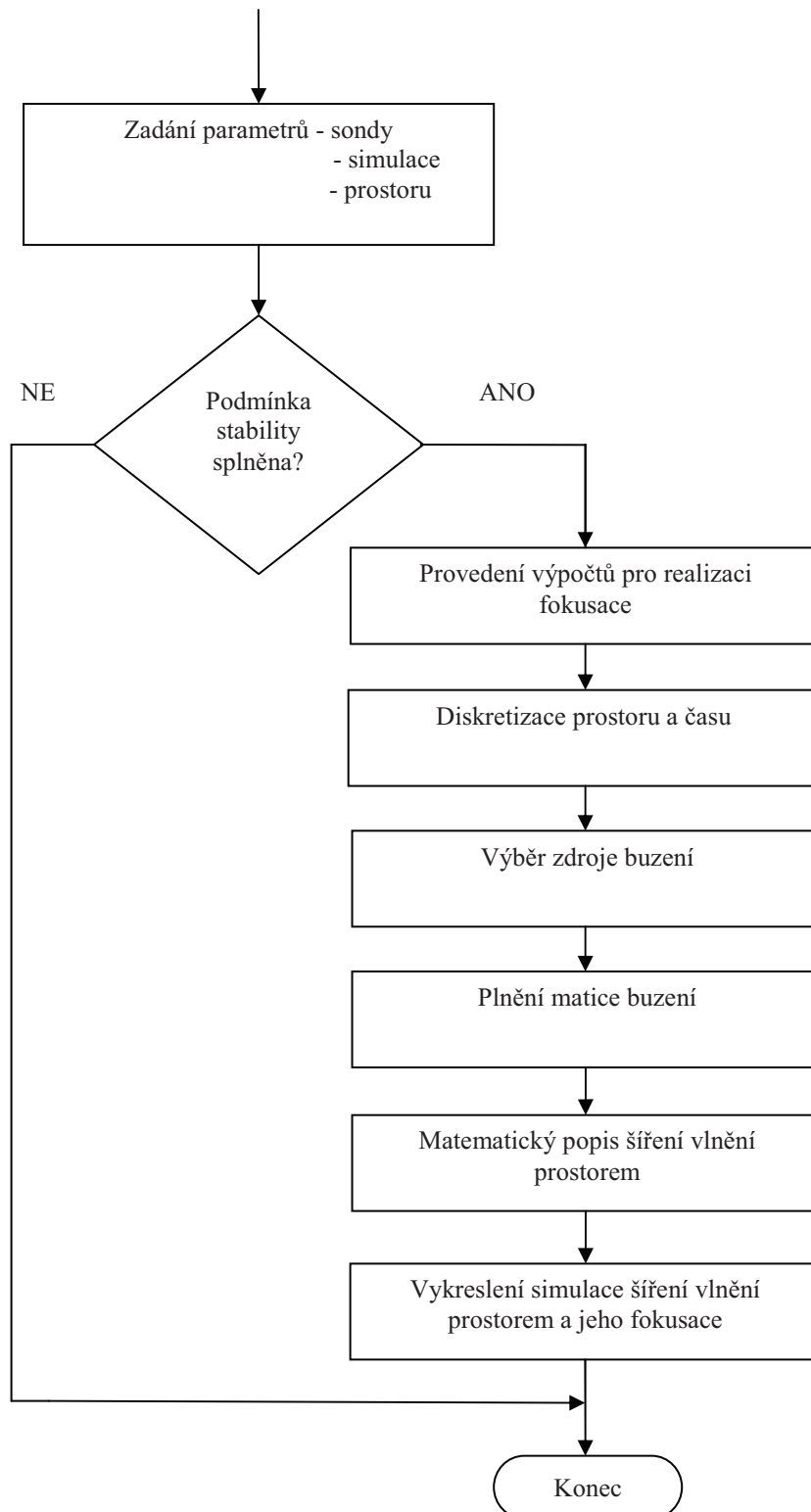
**Příloha 3:** Zdrojový text programu pro přepsání desetinných čárek na desetinné tečky, použitého při vyhodnocování naměřených dat

**Příloha 4:** Zdrojový text programu pro vyhodnocení naměřených dat

**Příloha 5:** CD obsahující

- elektronickou verzi diplomové práce
- vytvořený program pro elektronickou fokusaci ultrazvukových sond
- grafické uživatelské rozhraní GUI
- vytvořený programu pro přepsání desetinných čárek na desetinné tečky
- program pro vyhodnocení naměřených dat
- naměřené hodnoty získané při měření charakteristik reálné sondy

# Příloha 1: Vývojový diagram algoritmu pro realizaci elektronické fokusace ultrazvukových sond



## Příloha 2: Zdrojový text programu pro realizaci elektronické fokusace ultrazvukových sond

```
clear all;
close all;
clc

%----- Zadání hodnot

%----- Rozměr simulovaného prostoru
Lx=15*1e-3; % Rozměr prostoru ve směru osy x [m]
Ly=15*1e-3; % Rozměr prostoru ve směru osy y [m]

%----- Parametry simulace
Lt=30*1e-6; % Doba trvání simulace [s]
dt=10*1e-9; % Časový krok [s]
dx=50*1e-6; % Šířka elementu ve směru osy x [m]
dy=50*1e-6; % Šířka elementu ve směru osy y [m]

%----- Parametry sondy
sirka_sondy=19*1e-3; % Šířka sondy [m]
N=64; % Počet měničů
fokusace=10*1e-3; % Vzdálenost místa fokusace od čela sondy [m]
f = 2.5*1e6; % Frekvence budicího signálu [Hz]
c = 1500; % Rychlost šíření [m/s]
P0 = 10*1e3; % Počáteční akustický tlak [Pa]

%----- Parametry budicího pulsu (pro případ buzení pulsem)
delka_pulsu=2700*1e-9; % Doba trvání budicího pulsu [s]

%----- Overeni stability simulace
stabilita=(c*dt)/(dx);

if stabilita <= 1 % Ověření zda je splněna podmínka
stability simulace
disp('Podmínka stability splněna')

%-----

%----- Výpočty pro realizaci fokusace

%----- Diskretizace prostoru a času
dLx=round(Lx/dx); % Diskretizovaná délka Lx
dLy=round(Ly/dy); % Diskretizovaná délka Ly
dLt=round(Lt/dt); % Diskretizovaná doba trvání simulace Lt
ddelka_pulsu=delka_pulsu/dt; % Diskretizovaná doba trvání pulsu

%----- Výpočet šířky měniče
sirka_menice=sirka_sondy/N % Výpočet šířky měniče
%-----

%----- Diskretizace rozměrů sondy a měniče
sonda_pix=floor(sirka_sondy/dy); % Počet pixelů sondy
menic_pix=sirka_menice/dy; % Počet pixelů měniče

%----- Výpočet vzdálenosti středu měniče
for i=1:1:N
```

```

%----- Vzdálenost-střed měniče->osa sondy
menic_osa(i)=sirka_menice*(N/2-i+0.5);

%----- Vzdálenost měniče od místa fokusace
menic_fokus(i)=sqrt(((menic_osa(i))^2)+(fokusace^2));

%----- Doba, za kterou signál dorazí od měniče do místa fokusace
t_letu(i)=(menic_fokus(i))/c;

%----- Zpoždění, s kterým budou buzeny jednotlivé měniče
tau(i)=(t_letu(1))-(t_letu(i));

%----- Diskretizace uzv sondy

stredni_pixel(i)=(sirka_sondy/2)-(menic_osa(i)); % Vzdálenost pixelu od
% okraje sondy

index_pixelu(i)=round(stredni_pixel(i)/dy); % Index pixelu ve
stredu % měniče

okoli=round(menic_pix/2); % Výpočet počtu pixelů
% okolí měniče

min_pix(i)=index_pixelu(i)-okoli+1; % Rozmezí pixelů v
měniči- % první pixel měniče

max_pix(i)=index_pixelu(i)+okoli; % Rozmezí pixelů v
měniči- % poslední pixel
měniče

dtau(i)=ceil(tau(i)/dt); % Diskretizovaná doba
% zpoždění buzení
měničů

end

%-----
sloup=dtau+1; % Od kolikátého sloupce matice buzení se začne
% zapisovat budící signál pro příslušný měnič

%----- Zdroj buzení -----
zdroj_buzeni='puls'; % Výběr zdroje buzení

switch zdroj_buzeni % Příkaz pro skok na case s názvem zadaným v
% proměnné zdroj_buzeni

case 'sinus'

disp('Buzení sinusovým signálem')

t=0:dt:Lt; % Časový vektor t

```

```

        sinus=P0*sin(2*pi*f*t); % Vytvoření signálu sinus
        signal=sinus(1:dLt);    % Délka signálu sinus 1 až dLt

case 'puls'

    disp('Buzeni gaussovym pulsem')

    t=0:dt:Lt;                % Časový vektor t
    sinus=P0*sin(2*pi*f*t);   % Vytvoření signálu sinus
    sinus=sinus(1:dLt);       % Délka signálu sinus 1 až dLt
    delka_pul=dделka_pulsu/2; % Délka poloviny pulsu
    delka_ctvrt=dделka_pulsu/4; % Délka čtvrtiny pulsu
    x=0:1:dделka_pulsu;       % Časový vektor x, udává délku
                                % gaussovské křivky

    krivka=gaussmf(x,[delka_ctvrt delka_pul]); % Vytvoření gaussovské křivky
    delka_krivky=length(krivka); % Zjištění délky gaussovské
                                    % křivky

    puls=sinus(1:delka_krivky).*krivka; % Vynásobení gaussovské křivky
                                        % se sinusovým průběhem

    signal=(1:dLt); % Vektor signál-délka 1 až dLt

    signal(1:end)=0; % Naplnění vektoru signál
                    % nulami

    signal(1:delka_krivky)=puls; % Do vektoru signál je na
                                    % pozici 1 až delka_krivky
                                    % vložen vektor puls

end

%-----

%----- Pomocný vektor sloužící při plnění matice buzení
for ind=1:ceil(max_pix(1))

    vek(ind,1:dLt)=signal;

end

%----- PLNENI MATICE BUZENI -----
matice_buzeni=zeros(sonda_pix,dLt); % Vytvoření nulové matice buzení

for pln=1:N

    matice_buzeni(min_pix(pln):max_pix(pln),sloup(pln):end+sloup(pln)-
1)=vek; % Plnění matice buzení
    matice_buzeni=matice_buzeni(1:sonda_pix,1:dLt); % Úprava velikosti
proměnné matice_buzeni

end

%----- Umístění sondy do středu simulovaného obrazu
rozdil=dLy-sonda_pix; %
prv_pix=(rozdil/2)+1; %
pos_pix=prv_pix+sonda_pix-1; %
%-----

```

```

%----- Vytvoření os pro vykreslení grafu
osax = linspace(0,Lx*1000); % Osa x v milimetrech
osay = linspace(0,Ly*1000 ); % Osa y v milimetrech

%----- vytvoření pomocných vektorů a matice
pt_1=zeros(dLy,dLx); % Vektor p v case t-1
pt=zeros(dLy,dLx); % Vektor p v case t
pt1=zeros(dLy,dLx); % Vektor p v case t+1

matice_max=zeros(dLy,dLx); % Matice o rozměrech dLy,dLx naplněná
nulami

for cislo_sloupecku=1:dLt %
    pt(prv_pix:pos_pix,1)=matice_buzeni(:,cislo_sloupecku); % Načítání
                                                                % hodnot z matice
                                                                % buzení

%----- Matematický popis šíření vlnění simulovaným prostorem
    for y=2:(dLy-1)
        for x=2:(dLx-1)
            A=((pt(y,x+1)-2*pt(y,x)+pt(y,x-1))/(dx^2))+((pt(y+1,x)-
2*pt(y,x)+pt(y-1,x))/(dy^2)); % Výpočet
proměnné
            pt1(y,x)=A*((c^2)*(dt^2))+2*pt(y,x)-pt_1(y,x); % Výpočet
                                                                % nejnovějšího
                                                                % vzorku
        end
    end

    end

%----- Okrajové podmínky -----
pt1(:,dLx)=(pt(:,dLx-1))+(((c*dt)-dx)/((c*dt)+dx)).*(pt1(:,dLx-1))-
(pt(:,dLx))); % Pro x=Lx

pt1(dLy,:)=(pt(dLy-1,:))+(((c*dt)-dx)/((c*dt)+dx)).*(pt1(dLy-1,:))-
(pt(dLy,:))); % Pro y=Ly

pt1(:,1)=(pt(:,2))+(((c*dt)-dx)/((c*dt)+dx)).*(pt1(:,2))-
(pt(:,1))); % Pro x=1

pt1(1,:)=(pt(2,:))+(((c*dt)-dx)/((c*dt)+dx)).*(pt1(2,:))-
(pt(1,:))); % Pro y=1
%-----

    matice_max=max(matice_max,pt1); % Zápis nejvyšší hodnoty, která byla
                                                                % vypočtena v příslušné buňce matice

pt_1=pt; % Uložení hodnot z vektoru pt do vektoru pt_1
pt=pt1; % Uložení hodnot z vektoru pt1 do vektoru pt
%----- Vykreslení simulace šíření uzv prostředím
figure(1)
imagesc(osax,osay,pt1)
title('Fokusace UZV ');xlabel('Vzdálenost od sondy [mm]');ylabel('Šířka
sondy [mm]');

end

%----- Vykreslení fokusované oblasti
figure
imagesc(osax,osay,matice_max)

```

```
title('Fokusace UZV ');
xlabel('Vzdálenost od sondy [mm]');ylabel('Šířka sondy [mm]');

narust=((max(max(matice_max)))-P0)/P0*100 % Výpočet nárůstu
akustického tlaku v místě fokusace

else % Pokud není splněna podmínka stability simulace, program se
ukončí
    disp('Podmínka stability nesplněna')
    break
end
```

### Příloha 3: Zdrojový text programu pro přepsání desetinných čárek na desetinné tečky, použitého při vyhodnocování naměřených dat

```
clear all;
close all;
clc

disp('zacatek prepisovani')

sloupek=60; % počet sloupců měřicí sítě
radek=21;  % počet řádků měřicí sítě

% název načítaných souborů např. 1_1.txt
% první číslo udává sloupec v němž se nachází měřicí bod
% druhé číslo udává řádek v němž se nachází měřicí bod
pomlka='_';
delta=zeros(radek,sloupek);
pripona='.txt';

for poradisl=1:sloupek      % postupné procházení sloupců
    for poradirad=1:radek  % postupné procházení řádků

        poradisl_str=int2str(poradisl); % číslo sloupce převedeno na
                                        % textový znak

        poradirad_str=int2str(poradirad); % číslo řádku převedeno na textový
                                        % znak

% sloučení znaku pro číslo sloupce, pomlky, znaku pro číslo řádku a
přípony
        text=strcat(poradisl_str,pomlka,poradirad_str,pripona)

%----- přepsání desetinných čárek

nacti=importdata(text); % načte data ze souboru s názvem udaným
                        % proměnnou text

prepis=strrep(nacti,',','.'); % prochází načtený soubor a prepisuje
                             % čárky na tečky

fid=fopen(text,'wt'); % otevře soubor s názvem udaným
                    % proměnnou text

fprintf(fid,'%s\n',prepis{:}); % do otevřeného souboru zapíše přepsaná
                              % data

fclose(fid); % uzavře soubor
    end
end
disp('konec')
```

## Příloha 4: Zdrojový text programu pro vyhodnocení naměřených dat

```
clear all;
close all;
clc

disp('zacatek nacistani hodnot')

sloupek=60; % počet sloupců měřicí sítě
radek=21;  % počet řádků měřicí sítě

matice_hodnot_A=zeros(radek,sloupek); % matice pro zápis hodnot
                                        % změřených pro jednotlivé
                                        % měřicí body kanálu A
matice_maxim_A=zeros(radek,sloupek); % matice pro zápis maximálních
                                        % hodnot

% název načítaných souborů např. 1_1.txt
% první číslo udává sloupec v němž se nachází měřicí bod
% druhé číslo udává řádek v němž se nachází měřicí bod

pomlka='_';
delta=zeros(radek,sloupek);
pripona='.txt';
    for poradisl=1:sloupek          % postupné procházení sloupců
        for poradirad=1:radek      % postupné procházení řádků

            poradisl_str=int2str(poradisl); % číslo sloupce převedeno na
                                            % textový znak
            poradirad_str=int2str(poradirad); % číslo řádku převedeno na textový
                                            % znak

% sloučení znaku pro číslo sloupce, pomlky, znaku pro číslo řádku a
přípony
            text=strcat(poradisl_str,pomlka,poradirad_str,pripona)

            fid=fopen(text);

%----- načtení hodnoty delta t z hlavičky zapsané v souboru
            mystruct.delta=fscanf(fid, '%s%s\n %s%s\n %s%s\n %s%s\n %s%s\n...
                                    ...%s%s\n %s%s\n %s%s\n delta%f\n',1);
%----- vynechání nepotřebného textu v hlavičce souboru
            mystruct.time = fscanf(fid, '%s%s\n %s%s\n %s%s\n %s%s\n
            %s%s\n...
                                    ...%s%s%s%s%s%s\n', 1);

mystruct.meas= fscanf(fid, '%f', [3,10000000000]); % measrows,meascols
fclose(fid);

delta_t(poradirad,poradisl)=mystruct.delta; % vypsání delta t
kontrola(poradirad,poradisl)=mystruct.time; % vypsání kontrolního písmene
                                        % B, zobrazili se jiny
                                        % text je soubor txt načten
                                        % špatně

kanal_A=mystruct.meas(:,2); % načtení změřených hodnot
                             % pro kanál A
maximum_kanal_u_A=max(kanal_A); % výběr maximální naměřené
                                % hodnoty pro příslušný
                                % měřicí bod
```

```

delka_A=length(kanal_A);
matice_hodnot_A(poradirad,poradisl,1:delka_A)=kanal_A; % matice se všemi
% naměřenými
% hodnotami
matice_maxim_A(poradirad,poradisl)=maximum_kanal_u_A; % matice maxim
% naměřených
% hodnot

%-----příkazy pro případ použití kanálu B
% kanal_B=mystruct.meas(:,3); % výpis hodnot pro kanál B
% maximum_kanal_u_B=max(kanal_B); %vyber maximální naměřené hodnoty pro
prislusnou pozici
% delka_B=length(kanal_B);
% matice_hodnot_B(poradirad,poradisl,1:delka_B)=kanal_B; %matice se
všemi namerenymi hodnotami
% matice_maxim_B(poradirad,poradisl)=maximum_kanal_u_B;
%-----

    end
end

maximalni_hodnota=max(max(matice_maxim_A)) % vypsání maximální naměřené
% hodnoty
delta_t % vypsání hodnot v proměnné
% delta_t
kontrola % vypsání kontrolních
% písmen

disp('konec')

%----- Vykreslení změřených dat
figure
imagesc(matice_maxim_A);
title('Vykreslenmi maxim tlaku');xlabel('dráha [mm]');ylabel('šířka sondy
[mm]');
colorbar('eastoutside');

```