

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Rekonstrukce řezů objekty z ultrazvukových
fázových polí

Praha, 2010

Autor: Jan Libosvár

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Jan Libosvár**

Studijní program: Elektrotechnika a informatika (magisterský), strukturovaný
Obor: Kybernetika a měření, blok KM1 - Řídicí technika

Název tématu: **Rekonstrukce řezů objekty z ultrazvukových fázových polí**

Pokyny pro vypracování:

1. Provedte důkladnou bibliografickou rešerši v oblasti rekonstrukce řezů objekty ze signálů lineárních fázových polí ultrazvukových senzorů.
2. Navrhněte a implementujte vhodnou metodu v Matlabu, která ze signálů jednotlivých kanálů vytvoří rekonstrukci dvojdimenzionálního řezu objektem. Při návrhu metody uvažujte možnost akcelerace výpočtu pomocí GPU (graphics processing unit).
3. Funkci ověřte na reálných signálech z dodaného ultrazvukového přístroje.

Seznam odborné literatury:


- [1] J Verkooijen and A Boulavinov: Sampling phased array – a new technique for ultrasonic signal processing and imaging, Insight Vol 50 No 3 March 2008. DOI: 10.1784/insi.2008.50.3.153
- [2] Madisetti, V. & Williams, D., ed. (1999), The Digital Signal Processing Handbook, CRC Press.
- [3] <http://www.gp-you.org/>
- [4] Shull, P. J. (2002), Nondestructive Evaluation: Theory, Techniques, and Applications, CRC Press.

Vedoucí: Doc.Ing. Radislav Šmíd, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2010/2011



prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.
vedoucí katedry



doc. Ing. Boris Šimák, CSc.
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu.

V Praze dne 14. května 2010



podpis

Poděkování

Rád bych na tomto místě vřele poděkoval vedoucímu mé diplomové práce panu Doc.Ing. Radislavu Šmídovi, Ph.D za odbornou pomoc, cenné rady a připomínky, které velmi přispěly ke vzniku této práce. Dále bych rád poděkoval své rodině, která mě podporovala nejen při tvorbě této práce, ale i během celého studia.

Abstrakt

Tato diplomová práce pojednává o problematice nedestruktivního testování materiálů. Jedna z metod detekce vad je ultrazvuková defektoskopie. V práci je popsána technika testování pomocí ultrazvukových fázových polí, zejména moderní metoda zvaná sampling phased array. Dále je uvedeno, jak se modelují parametry elementu fázového pole, což je využito v praktické části diplomové práce. Potom jsou popsány metody zpracování dat z ultrazvukových fázových polí.

V praktické části je v programu Matlab realizována metoda zpracování ultrazvukových signálů. Metoda je aplikována na data, získaná simulací generování dat metodou full matrix capture. Metody generování a zpracování dat jsou urychleny pomocí paralelního zpracování dat na GPU. Nakonec je funkce použité metody ověřena na reálných signálech z dodaného ultrazvukového zařízení.

Klíčová slova

nedestruktivní testování, ultrazvuk, ultrazvukové fázové pole, full matrix capture, total focusing method, vector total focusing method

Abstract

This diploma thesis deals with nondestructive testing and evaluation. The ultrasonic defectoscopy is one of the methods of nondestructive testing. At first, ultrasonic phased array is described, especially modern method called sampling phased array. Next the techniques of parameters modeling of phased array element are mentioned, this will be useful in practical section of the thesis. At the end of theoretical part are characterized methods of ultrasonic phased array signal processing.

The ultrasonic signal processing method is realized in practical part of thesis in Matlab. It is applied to data generated by simulation of full matrix capture method. Computing is accelerated by parallel processing using GPU. Finally, the functionality of chosen method is tested on real data captured from professional ultrasonic device.

Keywords

nondestructive testing, ultrasonic, phased array, sampling phased array, full matrix capture, total focusing method, vector total focusing method

Obsah

Seznam obrázků	vii
Seznam tabulek	ix
1 Úvod	1
2 Teoretický popis	2
2.1 Ultrazvuk	2
2.2 Ultrazvukové fázové pole	3
2.2.1 Seznámení s ultrazvukovými fázovými poli	3
2.2.2 Sampling phased array	4
2.3 Porovnání SPA s klasickými metodami	7
2.4 Vlastnosti PA	12
2.4.1 Geometrie PA	12
2.4.2 Modelování vlastností jednotlivých elementů	14
3 Zpracování dat z ultrazvukových fázových polí	17
3.1 Total focusing method	17
3.2 Vector Total Focusing Method	19
3.3 Experimentální výsledky metod <i>SPA</i> a <i>VTFM</i>	21
3.4 Synthetic aperture focusing technique	25
3.5 GPU akcelerace	28
4 Praktické řešení	30
4.1 Simulace	30
4.1.1 Simulace <i>SPA</i>	30
4.1.2 Simulace SAFT	38
4.1.3 GPU simulace	39

4.2	Zpracování reálných dat	43
4.3	Zhodnocení	49
5	Závěr	50
	Literatura	52
A	Zdrojové kódy pro MATLAB	I
A.1	Simulace <i>full matrix capture</i>	I
A.2	Simulace jednodměrové <i>single shot</i> metody	II
A.3	Rekonstrukce <i>TFM</i> pro data získaná <i>FMC</i> metodou	II
A.4	Rekonstrukce <i>TFM</i> pro data získaná <i>single shot</i> metodou	III
B	Obsah přiloženého CD	IV

Seznam obrázků

2.1	Sonda ultrazvukového fázového pole	4
2.2	Princip čtyř-elementového fázového pole	5
2.3	Vytvoření rovinné vlny užitím <i>single shot</i> metody	6
2.4	Generování zobrazení typu <i>A</i> pomocí <i>SPA</i>	6
2.5	Porovnání naměřených a vypočítaných <i>A-scansů</i>	7
2.6	Klasické metody ultrazvukových polí	8
2.7	Klasické fázové pole bez zaostření	9
2.8	Klasické fázové pole zaostřené do hloubky 3 mm	9
2.9	Technika sampling phased array	9
2.10	Sonda <i>SPA</i> na testovací měrce	10
2.11	Klasické fázové pole bez zaostření	10
2.12	Klasické fázové pole zaostřené do hloubky 5 mm	11
2.13	Technika sampling phased array	11
2.14	Základní uspořádání fázových polí	13
2.15	Definice parametrů pro modelování výstupu elementu	15
2.16	Směrové charakteristiky jednotlivých elementů	16
3.1	Značení vektorů v 1-dimenzionálním poli	18
3.2	Princip fungování <i>VTFM</i> metody	20
3.3	Vliv koeficientu α	21
3.4	Schéma testovacích měrek	22
3.5	Výsledky zpracování metodou <i>TFM</i> – měrka č.1	23
3.6	Výsledky zpracování metodou <i>TFM</i> – měrka č.2	24
3.7	Výsledky zpracování metodou <i>VTFM</i> – měrka č.1	25
3.8	Výsledky zpracování metodou <i>VTFM</i> – měrka č.2	26
3.9	B-zobrazení	27
3.10	Princip metody <i>SAFT</i>	27

3.11 Posun signálů v okně	27
4.1 Geometrie fázového pole	31
4.2 Výstupní signál elementu - Gaussův puls	32
4.3 Volba bodových odražečů – 64 elementů	34
4.4 Vybraná generovaná data metodou <i>FMC</i> – 64 elementů	34
4.5 Zpracování metodou <i>TFM</i> – 64 elementů	35
4.6 Zpracování metodou <i>TFM</i> pro <i>single shot</i> – 64 elementů	36
4.7 Grafické uživatelské rozhraní	37
4.8 B-zobrazení před užitím <i>SAFT</i>	38
4.9 Výsledek rekonstrukce <i>SAFT</i>	38
4.10 GPU simulace metodou <i>zachycení plné matice</i> – 48 elementů	39
4.11 GPU simulace metodou <i>single shot</i> – 48 elementů	40
4.12 GPU simulace metodou <i>single shot</i> – 64 elementů	41
4.13 Porovnání zrychlení generování dat použitím GPU	42
4.14 Porovnání zrychlení zpracování dat použitím GPU	42
4.15 Testovací měrka číslo 1	43
4.16 Měrka č.1 – rekonstrukce metodou <i>TFM</i>	44
4.17 Měrka č.1 – rekonstrukce metodou <i>SAFT</i>	45
4.18 Měrka č.1 – Rekonstrukce metodou <i>SAFT</i> - 3D zobrazení	45
4.19 Testovací měrka číslo 2	46
4.20 Měrka č.2 – rekonstrukce metodou <i>TFM</i>	47
4.21 Měrka č.2 – rekonstrukce metodou <i>SAFT</i>	47
4.22 Měrka č.2 – řez provedený přístrojem Defectobook DIO1000	48

Seznam tabulek

3.1	Parametry odražečů v testovací měrce č. 1	22
3.2	Parametry odražečů v testovací měrce č. 2	23
4.1	Simulované parametry sondy	31
4.2	Časy výpočtů a zrychlení při generování dat	40
4.3	Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat	41
4.4	Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat – měrka č.1	44
4.5	Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat – měrka č.2	47

Kapitola 1

Úvod

Ultrazvuková defektoskopie patří vedle magnetické defektoskopie, radioskopie a metody vířivých proudů k metodám nedestruktivního testování materiálů (*Nondestructive testing* - *NDT*). Informaci o vzdálenosti a poloze zkoumaného objektu získáme díky odrazu ultrazvukových vln od tohoto objektu. Na stejném principu funguje sonografie, se kterou se můžeme setkat v medicíně při lékařském vyšetření, dále echolokace, kterou využívají zejména sonary, ale vyskytuje se i v říši zvířat u netopýrů a kytovců.

Pro dokonalou detekci skryté vady v materiálu je nutno provést měření na více místech a s použitím více sond. V posledních letech se proto vývoj ubírá směrem k poli ultrazvukových senzorů. Tato práce se zabývá právě těmito lineárními fázovými poli, především moderními *vzorkovacími fázovými poli* (*Sampling phased array* - *SPA*) a novými metodami. Pro lepší orientaci v pojmech bude nový termín uveden včetně originálního (anglického) znění.

Kapitola 2 seznamuje blíže s ultrazvukovými fázovými poli, kde jsou popsány výhody SPA, porovnány klasické metody s metodou SPA. Nakonec jsou zde popsány vlastnosti polí, v jakém seskupení je možno tato pole sestavit a jak se modelují vlastnosti jednotlivých elementů.

Kapitola 3 popisuje metody zpracování signálů získaných z SPA. Dále je zmíněna možnost, jak urychlit zpracování signálů využitím víceprocesorového zpracování pomocí grafické karty.

Kapitola 4 je věnována simulaci, ve které jsou generována data simulovaných ultrazvukových signálů. Dále je provedena implementace vhodné metody pro vytvoření ultrazvukového řezu materiálem. Tato metoda je aplikována na simulovaná data a porovnána s klasickou metodou SAFT (*Synthetic Aperture Focusing Technique*). Nakonec je metoda použita pro rekonstrukci řezu z dat získaných skutečným měřením.

Kapitola 2

Teoretický popis

Ultrazvukové fázové pole je nástroj pro nedestruktivní testování materiálů (nondestructive testing – NDT). Testování se neskládá jen ze samotného testu, ale také ze zpracování dat získaných během testování (nondestructive evaluation – NDE). Nedestruktivní testování podle definice znamená, že metody použité ke zkoumání objektu, materiálu nebo systému nepoškodí (neoslabí) jeho budoucí použitelnost [1].

Pro nedestruktivní testování se používají zejména následující metody:

- ultrazvukové,
- akustické emise,
- vířivé proudy,
- magnetická defektoskopie,
- radioskopie.

2.1 Ultrazvuk

V této kapitole jsou ve stručnosti vysvětleny základní principy ultrazvuku.

Ultrazvuk se šíří ve formě akustické vlny (mechanické kmitání částic), jejíž frekvence se pohybuje v pásmu nad 20 kHz. Pro lidské ucho je tato část frekvenčního spektra neslyšitelná. V ultrazvukové defektoskopii se používají frekvence typicky v rozsahu 50 kHz až stovky MHz. [12, kap. 3]. Vlny se mohou šířit nejen vzduchem, ale i v kapalinách

a pevných látkách. Rychlost šíření ultrazvukových vln v pevných látkách je na rozdíl od vln elektromagnetických daleko větší než v případě šíření vzduchem.

Vlny se v pevných materiálech šíří v podobě podélných, příčných, povrchových a deskových vln. Každá vlna má ve stejném materiálu různou rychlost šíření. Díky znalosti vlastností vlny (rychlost, útlum) můžeme charakterizovat složení, strukturu materiálu, elastické vlastnosti a tuhost (modul pružnosti v tahu, ve smyku, Poissonovo číslo, adiabatická stlačitelnost).

Proto je ultrazvuk vhodný pro detekci a popis vad v materiálu. Trhlina způsobí odraz ultrazvukové vlny v podobě echa. Zkoumáním vlastností echa se dá zjistit umístění, velikost a tvar dané vady (neboli odražeče – reflektoru). K odrazům dochází díky různé akustické impedanci prostředí a z toho plynoucího činitele odrazu a průchodu na rozhraní těchto prostředí. Detailnější informace lze nalézt např. v [12, 7].

2.2 Ultrazvukové fázové pole

2.2.1 Seznámení s ultrazvukovými fázovými poli

Ultrazvukové fázové pole je složeno z několika oddělených ultrazvukových měničů poskládaných v řadě za sebou jako jeden celek (viz. obr. 2.1). Přívlastek „fázové“ v tomto slovním spojení znamená, že elementy jsou buzeny každý zvlášť s různým časovým zpožděním podle daného schématu[10]. Každý element je vytvořen z piezoelektrické keramiky, která převádí elektrickou energii v energii mechanickou (ultrazvukové vibrace), a je schopen vysílat i přijímat (tzv. *transceiver*). Počet těchto elementů v poli se pohybuje od 16 až do 256. Detailnější informace o vlastnostech ultrazvukových fázových polí jsou vysvětleny v kapitole 2.4.



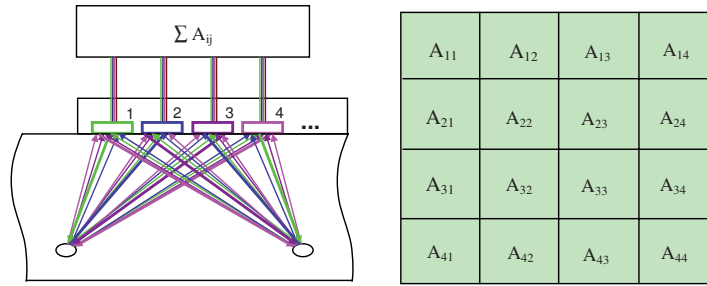
Obrázek 2.1: Sonda ultrazvukového fázového pole
(včetně kontrolní měrky) [2]

Řízeným zpožděním budicích signálů v jednotlivých elementech se docílí toho, že kombinací vyslaných ultrazvukových vln dojde k vytvoření vlnoplochy požadovaného tvaru. Hlavní výhodou fázových polí je jejich schopnost snadno měnit způsob testování materiálu (natáčení ultrazvukového svazku, zaostřování atd.), což se hodí zejména v automatizovaných systémech[2]. Nově se však objevuje technika zvaná *Vzorkovací fázové pole* (*Sampling phased array-SPA*), jejíž podstata je vysvětlena v následující kapitole 2.2.2. V kapitole 2.3 jsou porovnány zmíněné klasické metody s technikou *SPA*.

2.2.2 Sampling phased array

Technika *Vzorkovacího fázového pole* byla vynalezena a následně patentována Fraunhoferovým institutem pro nedestruktivní testování[2, 15]. Zatímco u klasického fázového pole je nutné provést několik vychýlení svazku pod různými úhly, aby se pokryla celá zkoumaná oblast, *vzorkovací fázové pole* toto dokáže provést jedním odměrem. Základem této techniky je to, že vysílá pouze jeden měnič z celého pole a zbylé měniče přijímají odražené ultrazvukové echo. Z takto získaných signálů je možno rekonstruovat vychýlení pod jakýmkoliv úhlem či zaostření do libovolné hloubky. Nejvíce informací získáme, pokud

tento proces provedeme tak, aby všechny elementy vysílaly postupně jeden po druhém. Princip je vysvětlen pomocí obrázku 2.2. Průběh ultrazvukového signálu na pozici i, j v matici A je označen $A_{i,j}(t)$. Pole má N elementů. Nejprve vysílá první element $i = 1$ (i značí vysílající element) a odražené ultrazvukové signály jsou pro každý přijímající element $j = 1 \dots N$ uloženy do prvního řádku matice $A_{i,j}(t)$. Tento proces (*pulse cycle*) se provede pro všechny vysílající elementy $i = 1 \dots N$. Tento způsob získávání dat se nazývá *zachycení plné matice* (*full matrix capture-FMC*). Teoreticky díky reciprocitě vysílače a přijímače je matice $A_{i,j}(t)$ symetrická, neboli platí $A_{i,j} = A_{j,i}$. Potom by stačilo získat místo $N \times N$ signálů pouze $\frac{N \times (N+1)}{2}$. Tento způsob je nazýván jako *poloviční matice*. Ve skutečnosti však matice A není symetrická, a to díky směrové charakteristice měničů. Na ilustraci 2.2 je vyobrazen případ, kdy ultrazvuková sonda má pouze 4 elementy. V praxi se však počet elementů pohybuje od 16 do 256.



Obrázek 2.2: Princip čtyř-elementového fázového pole [2]

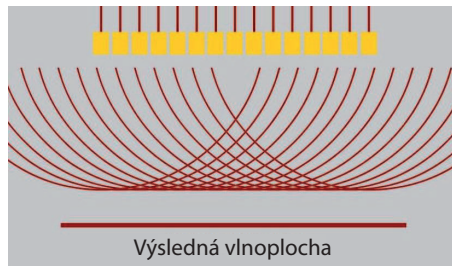
Je nutno podotknout, že matice A je matice trojdimenzionální, neboť třetí rozměr představují jednotlivé časové vzorky. Diagonální prvky matice $A_{i,i}$ ($i = 1 \dots N$) odpovídají informacím získaným při rekonstrukci založené na principu *Synthetic aperture focusing technique* (*SAFT*) [2, 15, 14]. Více o technice *SAFT* je zmíněno v kapitole 3.4.

Každý řádek matice A obsahuje informace ze všech elementů. Tyto informace postačí k vytvoření výsledného rekonstruovaného obrazu. Jediný vysílací cyklus tedy stačí pro vytvoření kompletního řezu zkoumaného objektu. Tímto se velmi urychlí testování materiálu. Pro zvětšení poměru signál/šum je ovšem potřeba provést několik vysílacích cyklů (nejlépe přes všechny elementy), tím se i zvětší citlivost vůči menším vadám.

Výsledné zpracování je výpočetně velmi náročné, zvláště použijeme-li metodu *zachycení plné matice*. Použití této metody bylo proto v dřívějších dobách nemyslitelné. S rozvojem výpočetní techniky, zvětšováním výkonů procesorů, paralelním zpracováním dat

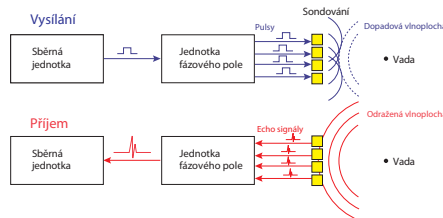
na více procesorech najednou se princip *vzorkovacích ultrazvukových fázových polí* stává použitelným a dostupným v řadě průmyslových aplikací. Paralelnímu zpracování dat je věnována kapitola 3.5.

Pokud budou všechny vysílací elementy vybudeny zároveň, sloučením vzniklých vlnoploch se vytvoří rovinná vlna (viz. obr. 2.3). O tomto jednorázovém odměru se v následujících kapitolách bude mluvit jako o tzv. *single shot* metodě. Použitím *single shot* metody se urychlí měření a výrazně se zmenší složitost následného zpracování signálů.

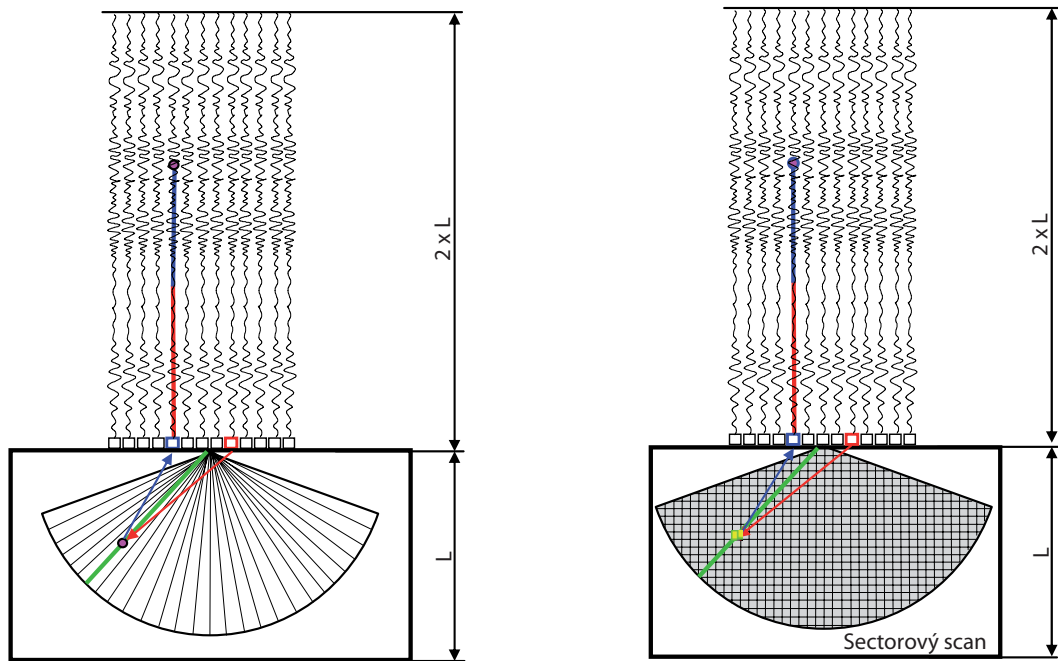


Obrázek 2.3: Vytvoření rovinné vlny užitím *single shot* metody [10]

Výhodou *SPA* je možnost vytvořit z matice A tzv. „virtuální“ zobrazení typu A (*A-scan*) [2, 15], přičemž je nutno respektovat fázové posuny mezi jednotlivými signály (viz. obr. 2.4). Z fyzikálního hlediska jsou vypočítané „virtuální“ *A-scany* totožné s klasicky naměřenými *A-scany*. Tato schopnost je výhodná z hlediska použití s již navrženými algoritmy, danými standardy a směrnicemi pro nedestruktivní testování. Stejným způsobem mohou být produkována zobrazení typu B a C stejně jako nejruznější sektorové scany a zaostřování do požadované hloubky v případě klasických ultrazvukových fázových polí. Obrázek 2.5 dokazuje podobnost signálů získaných oběma metodami.



Obrázek 2.4: Generování zobrazení typu A pomocí *SPA* [9]



Obrázek 2.5: Porovnání naměřených (vlevo) a vypočítaných (vpravo) *A-scanů* [2]

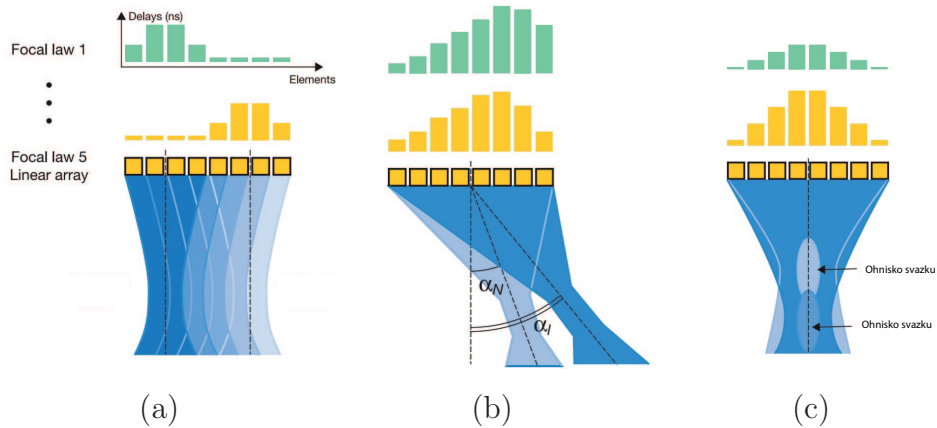
2.3 Porovnání SPA s klasickými metodami

Princip *ultrazvukových fázových polí SPA* byl vysvětlen v kapitole 2.2.2. V této kapitole budou probrány výhody a nevýhody *SPA* oproti klasickým metodám. Klasickými metodami ultrazvukových fázových polí se rozumí lineární scan (*linear scan*), sektorový scan (*sector scan*), zaostřování (*depth focusing*). Funkce jednotlivých metod vyplývají z obrázku 2.6. Zvolený tvar a směr paprsku je generován řízeným buzením jednotlivých elementů či skupin elementů podle daného schématu. S tím souvisí pojem „ohniskový zákon“ (*focal law*), který říká, které elementy a s jakým zpožděním budou buzeny v jednom kroku dané sekvence. V případě lineárního scanu na obrázku 2.6 jsou postupně buzeny čtveřice elementů: na začátku první 4 (*focal law 1*) a na konci (*focal law 5*) jsou buzeny elementy 5-8. V případě sektorového scanu a zaostřování na obr. 2.6 je princip stejný.

Hlavní výhody těchto klasických metod jsou následující[9]:

1. Rychlost – technologie ultrazvukového fázového pole je řádově rychlejší než metody využívající jednoduché sondy.
2. Flexibilita – ultrazvukové fázové pole dokáže zastoupit celou řadu klasických sond.

3. Elektronické nastavení – nastavení sondy se provede jednoduše nahráním nastavujícího souboru a kalibrací.
4. Malé rozměry sondy – pro některé aplikace s omezeným přístupem jedna malá sonda dokáže lépe nahradit několik jednoduchých sond.



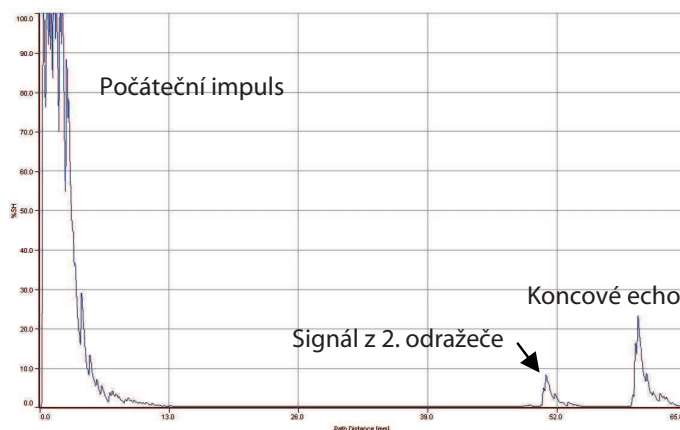
Obrázek 2.6: Klasické metody ultrazvukových polí: (a) lineární scan, (b) sektorový scan, (c) zaostřování [9]

Nevýhoda klasických metod je jejich časová náročnost. Např. pro získání řezu sektorovým scanem (viz obr. 2.6 (c)) je nutno vícekrát vychýlit ultrazvukový svazek, aby se prozkoumala celá testovaná oblast.

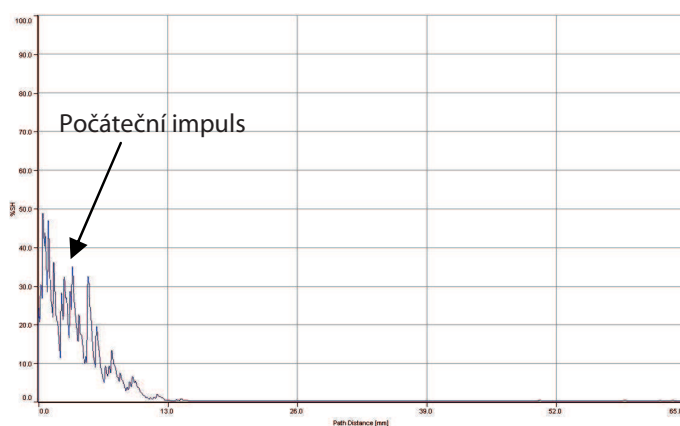
Metoda *sampling phased array* má oproti klasické metodě několik výhod. Snad nejdůležitější výhodou je zrychlení doby, během které se vytvoří daný řez. V [2] je uvedena jako příklad situace, kde je obvyčejnou metodou nutno použít celkem pět vychýlení svazku, zatímco *sampling phased array* metoda dokáže zachytit požadovaná data v jednom jediném cyklu (*single shot*) a ta poté vyhodnotit v reálném čase. Vytvoření dvojdimenzionálního řezu objektem může být urychleno až stokrát v závislosti na požadovaném úhlovém rozlišení.

Další výhodou *sampling phased array* techniky je užití módu vysílač-přijímač, tím se mrtvé pásmo¹ blízko povrchu zkoumaného materiálu značně zmenší. Na obrázcích 2.7, 2.8 a 2.9 jsou zobrazeny typy A, na kterých je vidět srovnání klasického ultrazvukového fázového pole se *vzorkovacím fázovým polem* a schopnost této metody rozeznat odražeče v blízkosti povrchu materiálu. Vyfrézované umělé vady lze spatřit v kontrolní měrci na obrázku 2.1.

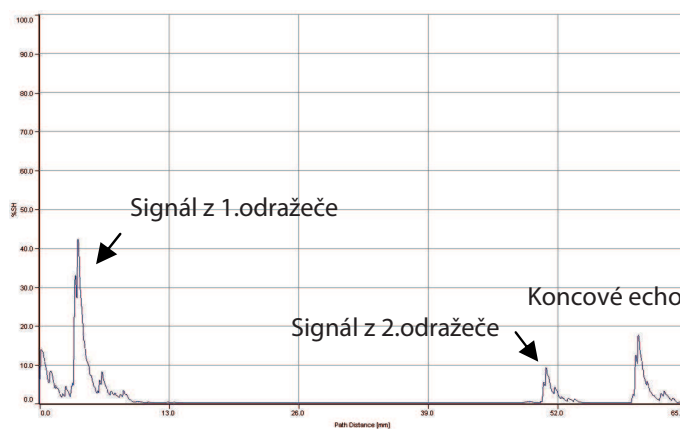
¹Pojem mrtvé pásmo je vysvětlen např. v [12, 7]



Obrázek 2.7: Klasické fázové pole bez zaostření [2]



Obrázek 2.8: Klasické fázové pole zaostřené do hloubky 3 mm [2]



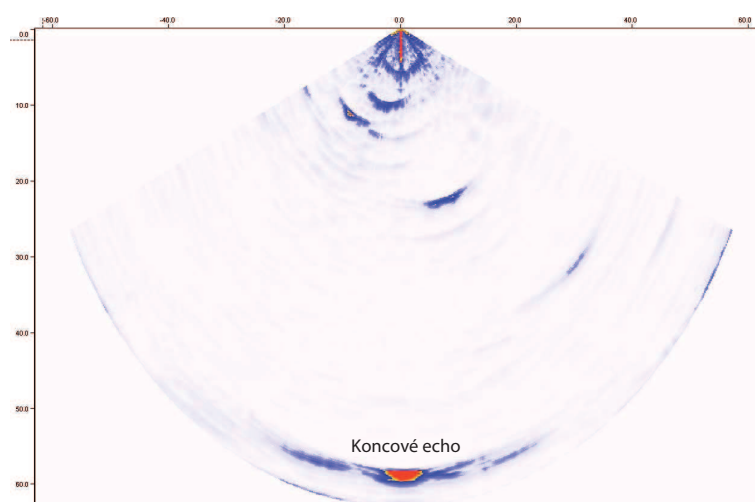
Obrázek 2.9: Technika sampling phased array [2]

Na obrázku 2.7 se vadové echo ztratí v počátečním pulzu, z obrázku 2.8 je zřejmé, že ani zaostření do nízké hloubky nepomohlo a vadové echo je stále nezřetelné. Při použití metody *sampling phased array* jsou na obrázku 2.9 vidět jak obě vadová echa, tak i koncové echo.

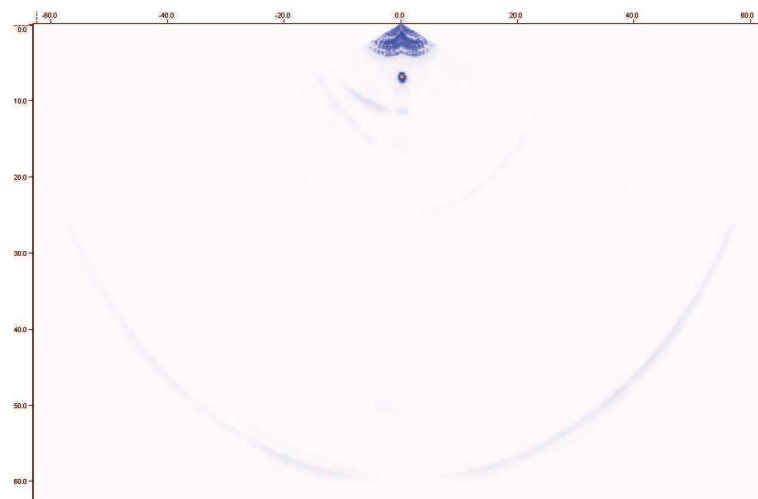
Dvojdimenzionální řez materiálem, který je znázorněn včetně uměle vyvrtaných vad na obrázku 2.10, klasickou a vzorkovací metodou je zobrazen na obrázcích 2.11 – 2.13. I zde jsou nejlepší výsledky dosaženy technikou *sampling phased array*, vady jsou nejzřetelnější na řezu na obr. 2.13.



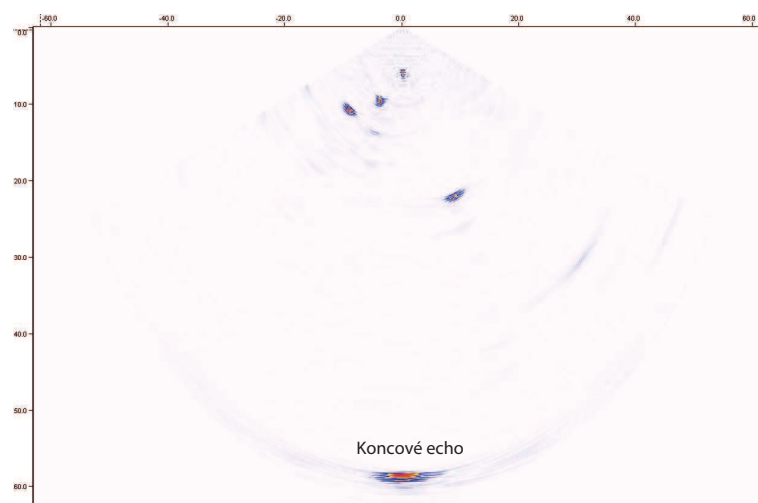
Obrázek 2.10: Sonda SPA na testovací měrce [2]



Obrázek 2.11: Klasické fázové pole bez zaostření [2]



Obrázek 2.12: Klasické fázové pole zaostřené do hloubky 3 mm [2]



Obrázek 2.13: Technika sampling phased array [2]

Užití metody *sampling phased array* se zdá být ve všech směrech výhodné. Ale i zde se najde zásadní nevýhoda a tou je vysoká výpočetní náročnost. Při zachycení *plné matice* (*PMC*) je naměřeno obrovské množství dat. 3D matice, ve které jsou uloženy jednotlivé vzorky, má řádově několik milionů prvků v závislosti zejména na počtu elementů a vzorkovací frekvenci měničů. Počet prvků je přímo úměrný kvadrátu počtu elementů. Pokud se tedy použije sonda s dvojnásobným počtem elementů, bude následně nutno zpracovat čtyřnásobné množství informací.

Výhodné je užití *single shot* metody, u které stačí provést pouze jeden odměr pro získání řezu objektem. Množství informace, které je nutno zpracovat, se sníží N -násobně (N je počet elementů) a daná informační matice se zredukuje na 2D matici. Tato jednodměrová metoda je sice nejrychlejší, má však také nevýhody. Odrazy od reálných vad produkují komplikované průběhy signálů.

Zpracováním signálů získaných těmito metodami se zabývá kapitola 3.1.

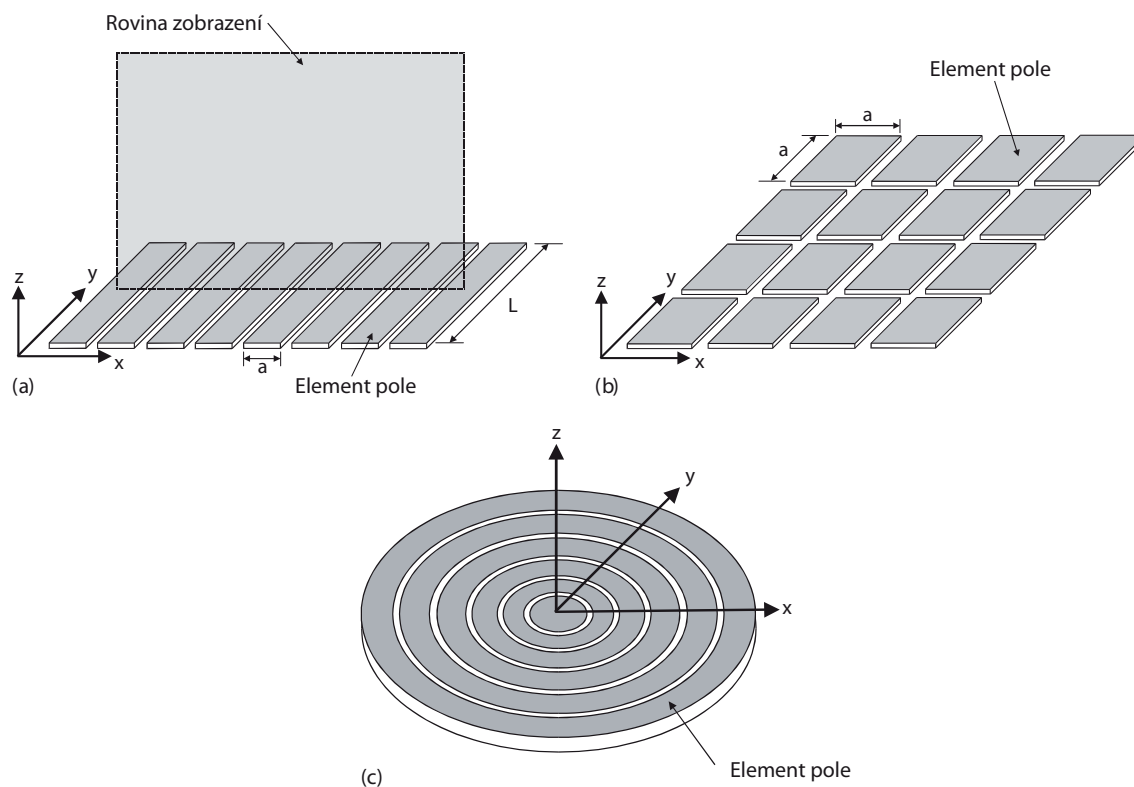
2.4 Vlastnosti PA

V této kapitole bude popsána geometrie ultrazvukových fázových polí, použité materiály pro výrobu fázových polí a modelování vlastností těchto polí.

2.4.1 Geometrie PA

Jednotlivé měniče jsou většinou v ultrazvukovém poli seřazeny za sebou v jednodimenzionálním poli, dvoudimenzionálním poli nebo jsou uspořádány do kruhu[3]. Nejpoužívanější je uspořádání jako jednodimenzionální pole. Dvoudimenzionální uspořádání je využíváno v lékařské oblasti, ale pro nedestruktivní testování se příliš nepoužívá. Kruhová pole jsou navržena tak, že dokáží měnit pouze hloubku, do které se má zaostřit, ale není s nimi možné provádět vychylování ultrazvukového svazku. Na obrázku 2.14 jsou zobrazena tato základní uspořádání. Další možná uspořádání, jako jsou různé kříže a soustředné kruhy, lze nalézt např. v [3].

Materiály ultrazvukových fázových polí se za posledních 15 let významně vyvinuly zejména díky lékařské technice a podvodnímu sonaru. Pole byla vyráběna tradičně z bloku piezokeramického materiálu jako je zirkoničitan-titaničitan olova (PZT), který byl rozřezán na jednotlivé elementy použitím diamantové strunové pily. Mezery mezi ele-



Obrázek 2.14: Základní uspořádání fázových polí:

(a) jednodimenzionální, (b) dvoudimenzionální, (c) kruhové

[3]

menty mohou být vyplněny ztrátovým polymerem, aby se tak zabránilo „přeslechům“ mezi elementy. Dále se vývoj ubíral směrem k využití piezokompozitních materiálů, ty mají nižší akustickou impedanci, a proto se dají lépe využít ve vodě, což se hodí zejména v medicíně a v oblasti sonarů. Ačkoliv při nedestruktivním testování se zkoumá zejména pevný materiál, díky výborné redukci přeslechů používá spousta fázových polí právě piezokomponentní materiály. Vysokou piezoelektrickou účinnost mají 1-3 kompozity. Jejich velká výhoda spočívá v rozmanitosti použitelnosti. Z těchto materiálů lze vytvořit pole, které se přizpůsobí tvaru zkoumaného materiálu a přesně přilne k jeho povrchu. Těchto polí se však v průmyslu zatím příliš nepoužívá. Velký zájem v této oblasti nastal o jednokrystalové materiály díky jejich vysoce účinné elektromechanické vazbě na materiál.

2.4.2 Modelování vlastností jednotlivých elementů

Jelikož je na výběr velké množství uspořádání polí a různé metody testování, je výhodné při navrhování sondy s požadovanými parametry si tuto sondu namodelovat [3]. Těmito parametry se dá specifikovat, jakou nejmenší vadu lze zachytit, přesnost určování velikosti vady, maximální vychylovací úhel, hloubka průniku či rychlost zkoumání materiálu.

V literatuře se objevuje popis modelování profilu ultrazvukového svazku a bodová rozptylová funkce (*point spread function – PSF*). Oba modely je možno realizovat v časové i frekvenční oblasti. Zde se zaměříme pouze na popis ve frekvenčním spektru. Modelování profilu ultrazvukového svazku je nutno provést zvlášť pro každý „*ohniskový zákon*“.

Pro vytvoření obou modelů je nutno znát modely jednotlivých elementů použitých v ultrazvukovém fázovém poli. Existuje několik technik pro modelování vlastností jednotlivých elementů jako je *analýza pomocí konečných prvků* (*finite element analysis*) a Huygensův princip [3].

Finite element analýza je používána jak pro modelování elektromechanických vlivů uvnitř elementu, tak pro modelování šíření ultrazvukové vlny materiálem. Tento postup je časově náročný, ale pomocí něj je možno modelovat složitější uspořádání jednotlivých elementů, zahrnuje vliv blízkého pole² a další detaily, jako jsou přeslechy mezi elementy.

Huygensův princip modeluje pouze mechanické vlastnosti elementu a je založený na sčítání bodových zdrojů reprezentujících povrch měniče. Tím lze získat 3D směrovou charakteristiku daného elementu. K vysvětlení pomůže obrázek 2.15, ze kterého lze vyčíst definice jednotlivých parametrů.

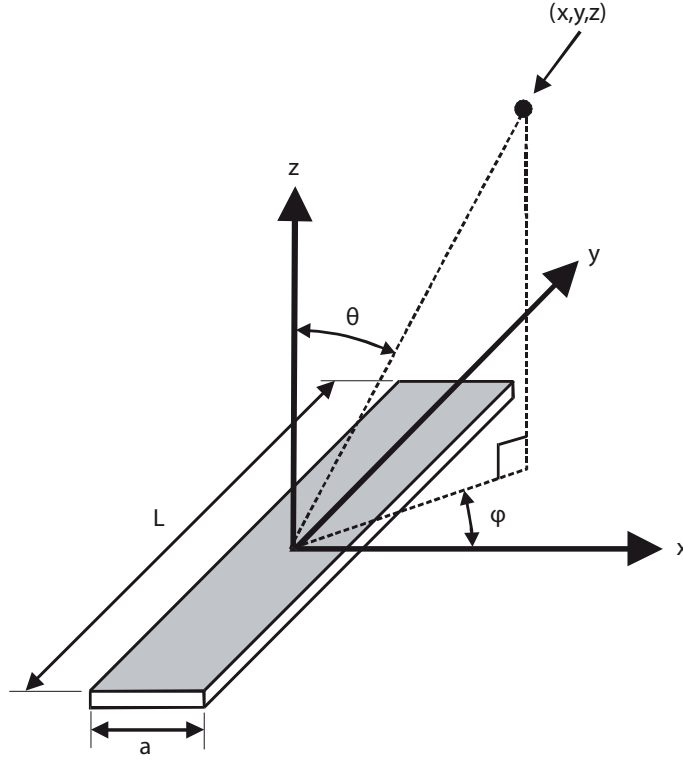
Směrová charakteristika ve vzdáleném poli je popsána rovnicí

$$D_f(\omega, \theta, \phi) = \text{sinc} \left(\frac{\pi a \sin \theta \cos \phi}{\lambda(\omega)} \right) \text{sinc} \left(\frac{\pi L \sin \theta \sin \phi}{\lambda(\omega)} \right), \quad (2.1)$$

kde λ je vlnová délka ultrazvukového signálu, a a L jsou rozměry elementu, úhly θ a ϕ jsou elevace a azimut (viz. obr. 2.15)[3]. Pro modelování jednodimenzionálního pole se užije dvojdimenzionální model, ve kterém se předpokládá, že každý element se chová jako nekonečně dlouhý úzký proužek v rovině y . S tímto předpokladem se bude nadále počítat. Potom $\phi = 0$ a rovnici (2.1) lze zjednodušit na

$$D_f(\omega, \theta) = \text{sinc} \left(\frac{\pi a \sin \theta}{\lambda(\omega)} \right). \quad (2.2)$$

²Pojem blízké pole je vysvětlen např. v [12, 7]



Obrázek 2.15: Definice parametrů pro modelování výstupu elementu [3]

Rovnice (2.1) respektive (2.2) popisují rovnoměrné vyzařování do 3 respektive 2 dimenzionálního prostoru. Vyzařované zvukové pole do pevného materiálu ve skutečnosti není rovnoměrné. Je třeba rozlišovat vlny podélné a příčné. Pro dvojdimenzionální případ bude směrová charakteristika podélné vlny

$$D_L(\theta) = \frac{((c_L/c_S)^2 - 2 \sin^2 \theta) \cos \theta}{F_0 \sin \theta} \quad (2.3)$$

a příčné vlny

$$D_S(\theta) = \left(\frac{c_L}{c_S}\right)^2 \frac{((c_L/c_S)^2 \sin^2 \theta - 1)^{1/2} \sin 2\theta}{F_0 k \sin \theta}, \quad (2.4)$$

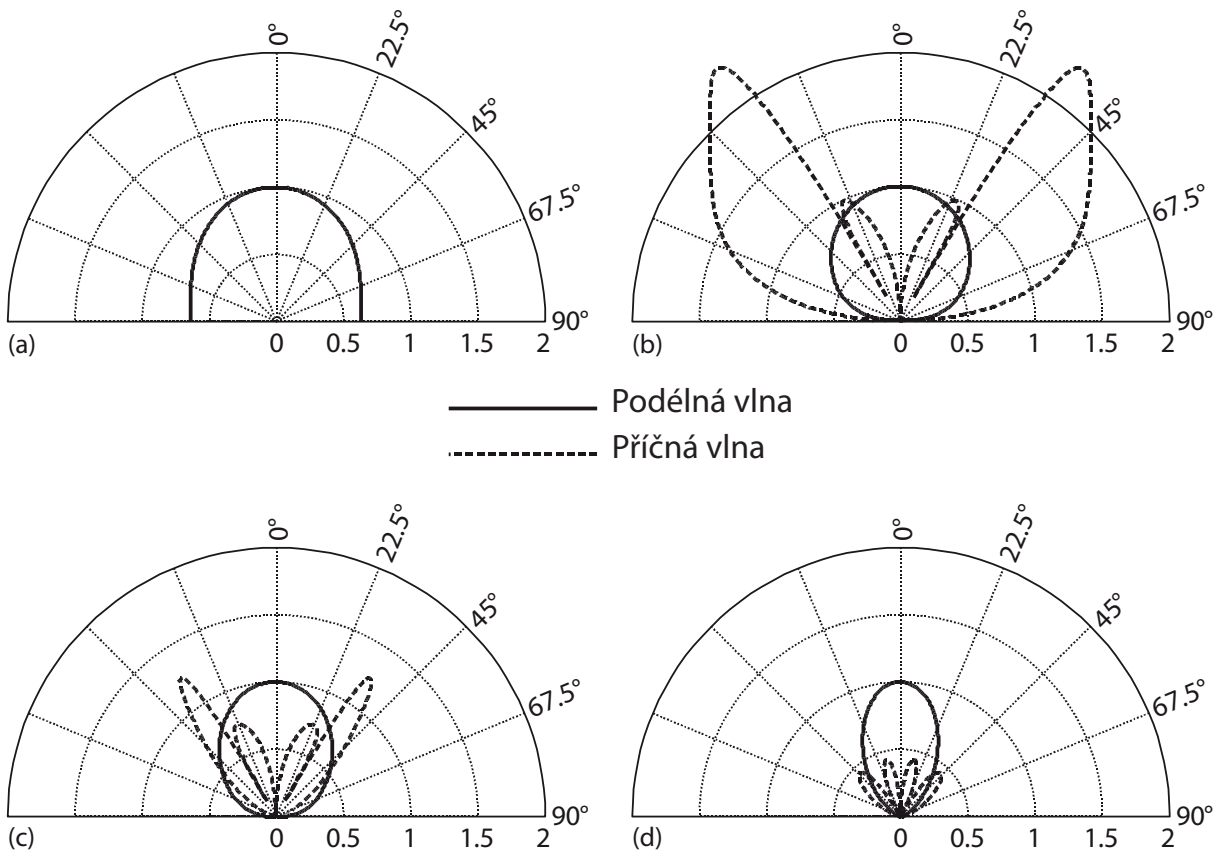
kde c_L respektive c_S jsou rychlosti podélné respektive příčné vlny a

$$F_0(\zeta) = \left(2\zeta^2 - \left(\frac{c_L}{c_S}\right)^2\right)^2 - 4\zeta^2(\zeta^2 - 1)^{1/2} \left(\zeta^2 - \left(\frac{c_L}{c_S}\right)^2\right)^{1/2}. \quad (2.5)$$

Kombinací rovnic (2.2), (2.3) a (2.4) dostaneme rovnici pro směrovou charakteristiku vzdáleného pole elementu konečné velikosti:

$$D(\omega, \theta) = D_f(\omega, \theta) \cdot D_{L,S}(\theta). \quad (2.6)$$

Na obrázku 2.16 jsou znázorněny směrové charakteristiky dle rovnice (2.6). Ve všech případech platí $c_L/c_S = 2$. Na obrázku 2.16 a) lze spatřit směrovou charakteristiku podélné vlny vyzařovanou do kapaliny elementem o šířce $\lambda/2$. Směrovou charakteristiku podélné i příčné vlny vyzařovanou do pevného materiálu lze spatřit na obrázku 2.16 b), stejně tak na obrázku 2.16 c), kde šířka elementu je $\lambda/2$ a na obrázku 2.16 d), který odpovídá šířce elementu λ . Porovnáním obrázků 2.16 (a) a (c) lze sledovat rozdíly mezi směrovou charakteristikou vyzařovanou do tekutiny a do pevného materiálu. Dále si lze všimnout, že namodelovaná směrová charakteristika příčné vlny v pevném materiálu má velkou amplitudu, ale protože příčné vlny se šíří výrazně pomaleji než podélné vlny, jejich vliv na výsledný obrázek je zanedbatelný [3].



Obrázek 2.16: Směrové charakteristiky jednotlivých elementů [3]

Poznatků směrových charakteristik jednotlivých elementů bude využito při simulování principu fungování ultrazvukových fázových polí v kapitole 4.1.1.

Kapitola 3

Zpracování dat z ultrazvukových fázových polí

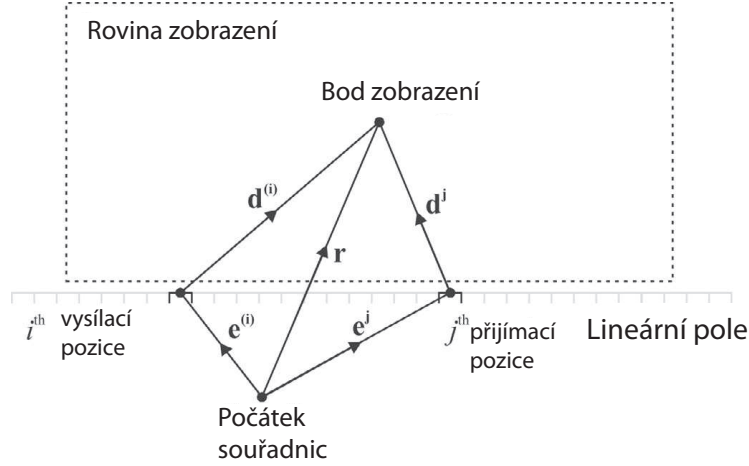
V kapitole 2.2.2 bylo vysvětleno, jak lze metodou *full matrix capture* naměřit data pro zobrazení řezu materiálem. V této kapitole bude vysvětlena metoda *total focusing method* pro zpracování těchto dat. Dále pak upravené techniky, které tuto metodu zdokonalují.

3.1 Total focusing method

Metodou *zachycení plné matice* vysvětlenou v kapitole 2.2.2 jsme získali matici dat pro všechny kombinace vysílač–přijímač, kdy je postupně buzen jeden element po druhém, zatímco všechny ostatní elementy fungují jako nezávislé přijímače a zachytávají odražené signály. Jestliže má sonda N elementů, výsledná matice bude $N \times N$ časových signálů. Pro zpracování této třídimenzionální matice je možno implementovat jakoukoliv metodu, včetně metod klasických ultrazvukových polí (viz. kap. 2.3).

Nová moderní metoda nazvaná *metoda naprostého zaostření* (*total focusing method*) je na rozdíl od všech ostatních metod jediná, která pro svou funkčnost potřebuje data z *plné matice*. Jak už z názvu vyplývá, jde o techniku, která používá všech elementů v ultrazvukovém fázovém poli k zaostření každého bodu ve výsledném dvojdimenzionálním řezu [6, 5]. Pro vysvětlení principu *metody naprostého zaostření* použijeme stejné značení jako je v [6]. Časové průběhy zaznamenaných signálů jsou uloženy v proměnné $g_{(i)j}(t)$. Index i značí element, který byl buzen, index j se váže k elementu, který daný časový

průběh odražené vlny zaznamenal. Index i označující vysílající element bude uveden vždy v závorkách. Na obrázku 3.1 jsou zobrazeny vektory, které se jsou využity během následujícího popisu. Vektor \mathbf{r} označuje bod ve výsledném obrázku, $\mathbf{e}_{(i)}$ je vektor pro



Obrázek 3.1: Značení vektorů v 1-dimenzionálním poli [6]

označení pozice i -tého vysílače a vektor \mathbf{e}_j značí pozici j -tého přijímače. Z těchto vektorů se dají vypočítat vektory z vysílajícího elementu do bodu ve výsledném obrázku $\mathbf{d}_{(i)} = \mathbf{r} - \mathbf{e}_{(i)}$ a z přijímajícího elementu do bodu ve výsledném obrázku $\mathbf{d}_j = \mathbf{r} - \mathbf{e}_j$.

Podle [16] jde nekorigovaný obrázek získaný technikou *total focusing method* vypočítat podle

$$I_0(\mathbf{r}, a) = \left| \sum_{i,j \in a} g_{(i)j} \left(t = \left[\frac{1}{c} (|\mathbf{d}_{(i)}| + |\mathbf{d}_j|) \right] \right) \right|, \quad (3.1)$$

kde a je množina elementů zapojených do zpracování a c je rychlost ultrazvukového paprsku v daném testovaném materiálu. Někdy je nutno *TFM* algoritmus upravit tak, aby se odražeče stejného typu (tvaru a velikosti) objevily se stejnou amplitudou. Potom se obrázek korigovanou technikou *total focusing method* vypočte podle

$$I_C(\mathbf{r}, a) = \frac{I_0(\mathbf{r}, a)}{C(\mathbf{r}, a)}, \quad (3.2)$$

kde $C(\mathbf{r}, a)$ značí korekční faktor a je možné jej vypočítat ze směrové charakteristiky každého elementu, rozevření akustického svazku a útlumu. Korekční faktor $C(\mathbf{r}, a)$ je realizován tak, že v každém jeho bodě je taková amplituda signálu, jako by se v tomto bodě nacházel bodový odražeč a platí

$$C(\mathbf{r}, a) = \left| \sum_{i,j \in a} P(\mathbf{d}_{(i)}) P(\mathbf{d}_j) B(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j) \right|, \quad (3.3)$$

kde P je funkce popisující směrové charakteristiky elementů a B je funkce, která popisuje rozprostření paprsku a jeho útlum. Funkci P lze získat experimentálně nebo užitím modelu elementu (viz. kap. 2.4.2). Funkce P je podle [16] pro dvojdimenzionální model

$$B(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j) = \frac{1}{\sqrt{|\mathbf{d}_{(i)}||\mathbf{d}_j|}} \quad (3.4)$$

a pro třídimeznionální model

$$B(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j) = \frac{1}{|\mathbf{d}_{(i)}||\mathbf{d}_j|}. \quad (3.5)$$

Tyto funkce popisující rozprostření paprsku platí pouze pro bodové odražeče.

Metodou naprostého zaostření lze získat informaci, zda v daném místě je či není vada. Pomocí této metody však není možno zjistit povahu této vady (např. natočení vady). *TFM* je lineární zobrazovací algoritmus [6], to znamená, že intenzita jednotlivého pixelu ve výsledném řezu odpovídá lineární kombinaci příspěvků signálů ze všech dvojic přijímač–vysílač. Rozlišovací schopnost této metody je limitována, jelikož malé odražeče velikostí srovnatelné s vlnovou délkou nemohou být správně rozlišeny. V následující kapitole je probrán vylepšený algoritmus tzv. *vektorového naprostého zaostření* (*Vector total focusing method – VTFM*), který tento nedostatek eliminuje.

3.2 Vector Total Focusing Method

Vylepšený algoritmus popsany v této sekci je nazýván *vektorovým naprostým zaostřením* (*Vector total focusing method – VTFM*), protože místo skalárních obrazů generuje vektorové obrazy [6, 16]. Princip této metody je vysvětlen pomocí obrázku 3.2. Ultrazvukové fázové pole se rozdělí na N stejně velkých „subpolí“, která jsou vytvořena stejným počtem sousedících elementů. „Subpole“ se mohou překrývat, to znamená, že jeden element může být použit ve více „subpolích“. Číslo pořadí právě použitého „subpole“ se bude značit proměnnou k . Proměnná $a^{(k)}$ značí množinu elementů v k -tém subpoli. Normála rovinného odražeče, který by odrazil signál zpátky přímo do vybrané vysílající množiny elementů (do středu), je podle [16] jako

$$\mathbf{w}^{(k)} = \frac{\sum_{i,j \in a^{(k)}} P(\mathbf{d}_{(i)})P(\mathbf{d}_j)B(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j)\mathbf{s}_{(i)j}(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j)}{\left| \sum_{i,j \in a^{(k)}} P(\mathbf{d}_{(i)})P(\mathbf{d}_j)B(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j)\mathbf{s}_{(i)j}(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j) \right|}, \quad (3.6)$$

kde

$$\mathbf{s}_{(i)j}(\mathbf{d}_{(i)}, \mathbf{d}_j) = \frac{|\mathbf{d}_{(i)}|\mathbf{d}_j + \mathbf{d}_{(i)}|\mathbf{d}_j|}{\left| |\mathbf{d}_{(i)}|\mathbf{d}_j + \mathbf{d}_{(i)}|\mathbf{d}_j| \right|}. \quad (3.7)$$

Je nutno podotknout, že $\mathbf{w}^{(k)}$ představuje vektorové pole. Použitím vztahu (3.2) pro vybranou množinu elementů $a^{(k)}$ a rovnice (3.6) bude vektorové pole k -té podmnožiny elementů definováno jako

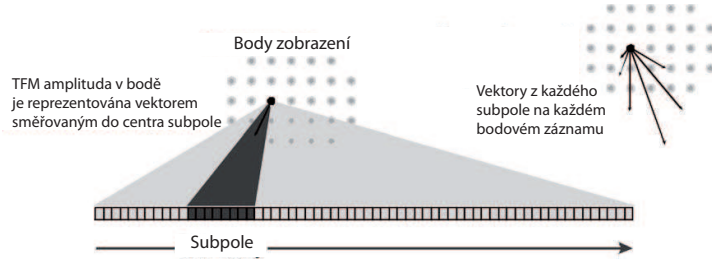
$$\mathbf{v}^{(k)} = \mathbf{w}^{(k)} I_C^{(k)}(\mathbf{r}, a). \quad (3.8)$$

Sečtením přes všechna subpole dostaneme

$$\mathbf{O}(\mathbf{r}) = \left\{ \sum_{k=1}^N \{ \mathbf{v}^{(k)}(\mathbf{r}) \}^\alpha \right\}^{1/\alpha}, \quad (3.9)$$

kde značení \mathbf{x}^y znamená, že velikost vektoru \mathbf{x} se umocní na y -tou mocninu, aniž by se změnila orientace tohoto vektoru, neboli

$$\mathbf{x}^y = \mathbf{x} |\mathbf{x}|^{y-1}. \quad (3.10)$$

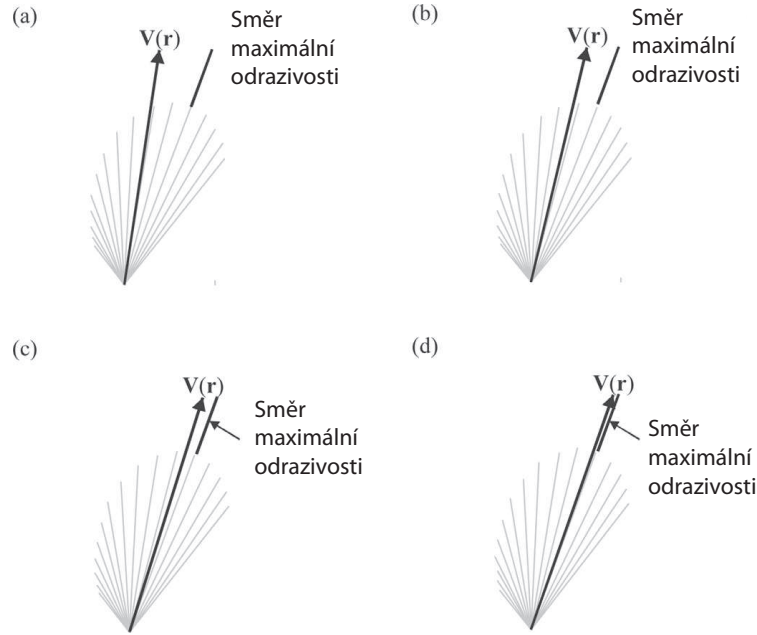


Obrázek 3.2: Princip fungování VTFM metody [6]

Jestliže bude koeficient $\alpha = 1$, potom bude rovnice (3.9) představovat pouze součet vektorů. Zvyšováním hodnoty α se bude výsledek rovnice (3.9) blížit hodnotě $\mathbf{v}^{(k)}(\mathbf{r})$ s největším vlivem (největší velikostí). Účinek koeficientu α je zobrazen na obrázku 3.3, kde lze pozorovat natáčení výsledného vektoru. S rostoucím koeficientem α se výsledný vektor přibližuje k vektoru s největším vlivem. Šedě jsou na obrázku znázorněny vektory pro různé množiny vybraných elementů $a^{(k)}$.

Vynásobíme-li normalizované vektorové pole z rovnice (3.9) korigovaným TFM obrázkem z rovnice (3.2), vektory ve vektorovém poli VTFM budou odpovídat intenzitě jasu v obrázku TFM:

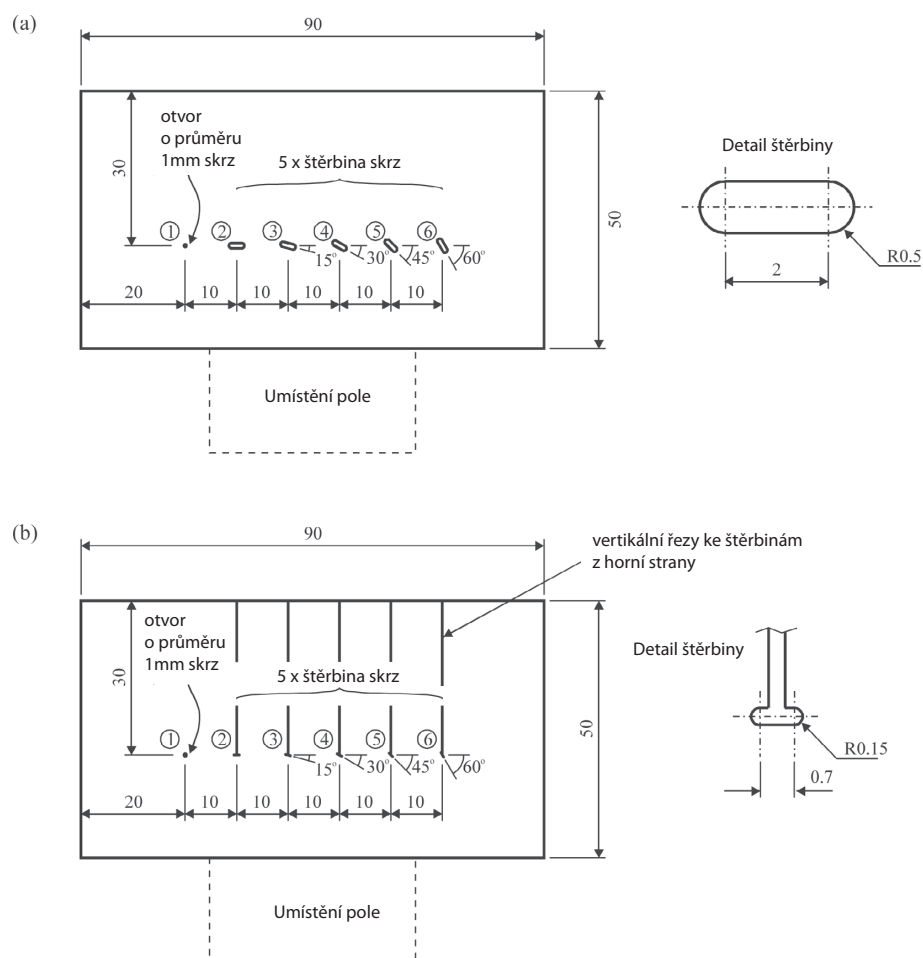
$$\mathbf{V}(\mathbf{r}) = \frac{\mathbf{O}(\mathbf{r})}{|\mathbf{O}(\mathbf{r})|} I(\mathbf{r}) \quad , (\text{pro } |\mathbf{O}(\mathbf{r})| > 0). \quad (3.11)$$

Obrázek 3.3: Vliv koeficientu α : (a) $\alpha = 1$ (b) $\alpha = 2$ (c) $\alpha = 4$ (d) $\alpha = \infty$

[16]

3.3 Experimentální výsledky metod *SPA* a *VTFM*

Výsledky zpracování obou metod (*TFM* a *VTFM*) mohou být nalezeny v [16]. Lineární ultrazvukové pole má 64 elementů se střední frekvencí 5 MHz. Rozměry jednotlivých elementů jsou $15 \times 0,53$ mm, mezery mezi jednotlivými elementy jsou 0,1 mm, takže rozteč mezi elementy je 0,63 mm. Jako testovací vzorky byly použity hliníkové bloky. Rychlost podélné ultrazvukové vlny v hliníku je 6300 m/s, takže při střední frekvenci 5 MHz byla vlnová délka 1,26 mm, což je dvojnásobek rozteče mezi elementy. Do každé testovací měrky bylo vyvrtáno 6 otvorů skrz celou hloubku (20 mm): první odražeč je dírka o průměru 1 mm, odražeče 2–5 jsou štěrby s různým úhlem natočení. Na obr 3.4 je zakresleno umístění štěrbin včetně jejich profilu. Tabulky 3.1 a 3.2 udávají parametry odražečů v obou testovacích měrkách.



Obrázek 3.4: Schéma testovací (a) měrky č.1 a (b) měrky č.2, včetně detailu odražeče [16]

Tabulka 3.1: Parametry odražečů v testovací měrce č. 1

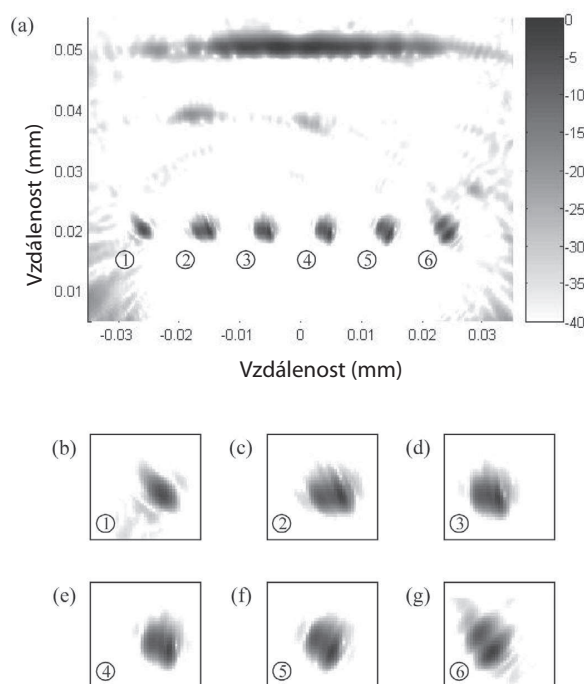
Odražeč	Typ	Rozměry (mm)	Natočení (°)
1	Dírka	Ø1	—
2	Štěrbina	3 × 1	0
3	Štěrbina	3 × 1	15
4	Štěrbina	3 × 1	30
5	Štěrbina	3 × 1	45
6	Štěrbina	3 × 1	60

Tabulka 3.2: Parametry odražečů v testovací měrce č. 2

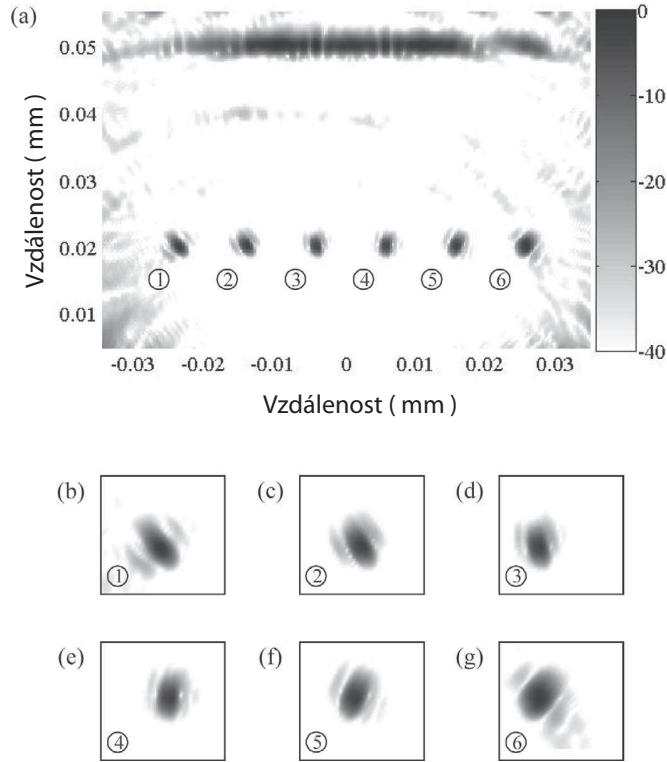
Odražeč	Typ	Rozměry (mm)	Natočení (°)
1	Dírka	Ø1	—
2	Štěrbina	1 × 0,3	0
3	Štěrbina	1 × 0,3	15
4	Štěrbina	1 × 0,3	30
5	Štěrbina	1 × 0,3	45
6	Štěrbina	1 × 0,3	60

Zpracování metodou *TFM*

Výsledné dvojdimenzionální řezy zpracované metodou *total focusing method* včetně detailů odražečů jsou na obrázcích 3.5 a 3.6. Na obrázcích není příliš zřejmé, o jaký typ odražeče se jedná, ani jaký je úhel natočení jednotlivých šterbinových odražečů.



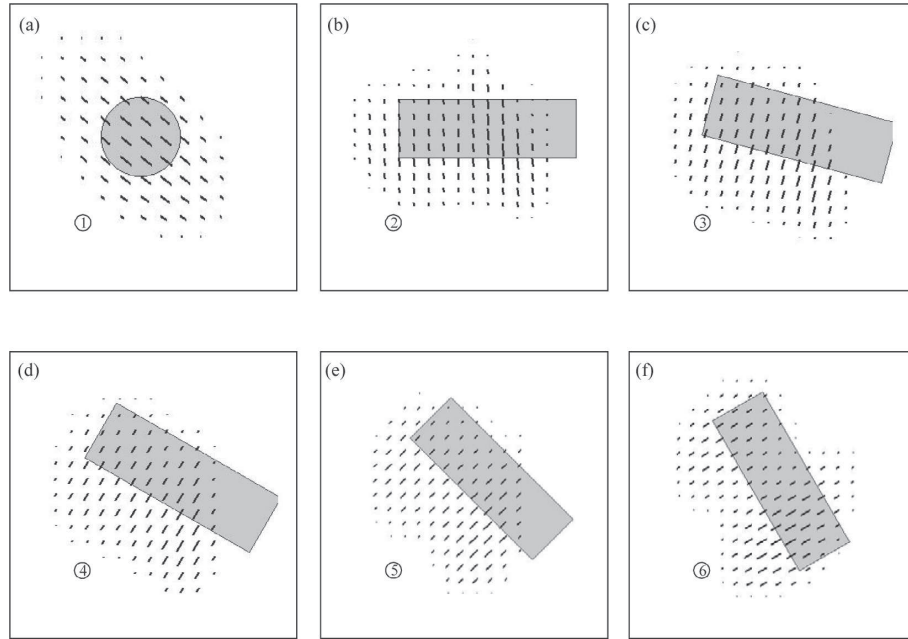
Obrázek 3.5: Výsledky zpracování metodou *TFM* – měrka č.1: (a) řez celým materiálem, (b)–(g) detaily jednotlivých reflektorů [16]



Obrázek 3.6: Výsledky zpracování metodou *TFM* – měrka č.2: (a) řez celým materiálem, (b)–(g) detaily jednotlivých reflektorů [16]

Zpracování metodou *VTFM*

Na obrázcích 3.7 a 3.8 jsou zobrazeny detaily odrazečů získaných metodou *vector total focusing method*. Množinu $a^{(k)}$ bude tvořit 16 elementů z celkových 64 a bude se obměňovat s krokem 4 elementy. „Subpole“ $a^{(1)}$ budou tedy tvořit elementy 1–16, „subpole“ $a^{(2)}$ vznikne z elementů 5–20 atd., až poslední „subpole“ $a^{(13)}$ bude zahrnovat elementy 49–64. Hodnota koeficientu α je 4. Jestliže je amplituda některého vektoru ve výsledném vektorovém poli menší o 40 dB než amplituda největšího vektoru ve vektorovém poli, vektor není vykreslen. Z obrázků 3.7 a 3.8 je jasné vidět, pod jakým úhlem je daný odrazeč natočen. Do obrázků je dokreslen skutečný tvar odrazeče. V případě kruhového odrazeče na obrázcích 3.7 (a) a 3.8 (a) jsou vektory natočeny směrem k ultrazvukovému poli.



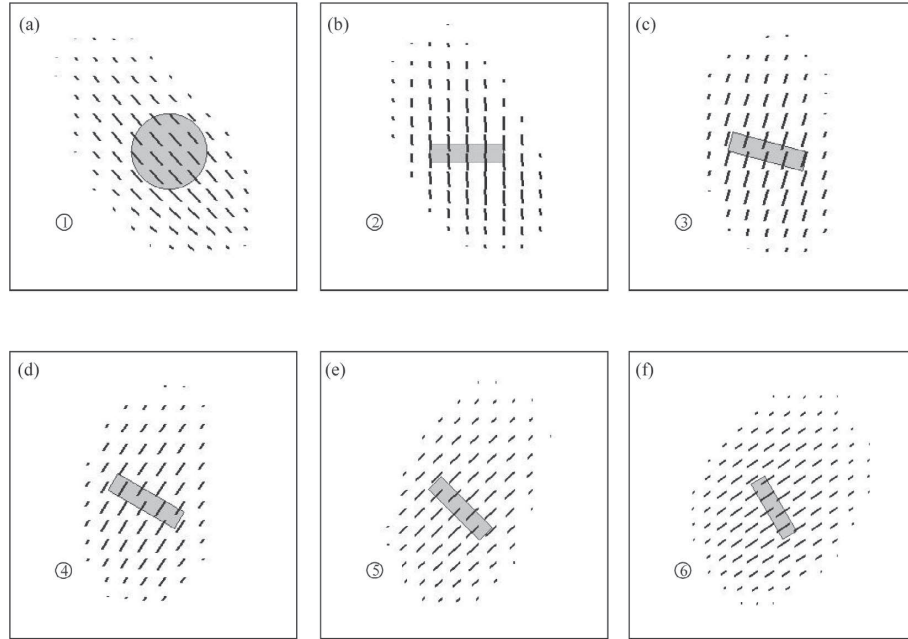
Obrázek 3.7: Výsledky zpracování metodou *VTFM* – měrka č.1: (a) řez celým materiálem, (b)–(g) detaily jednotlivých reflektorů [16]

3.4 Synthetic aperture focusing technique

V této podkapitole bude stručně popsána metoda *Synthetic aperture focusing technique* – *SAFT*. S touto metodou bude v kapitole 4.1.2 porovnána *sampling phased array*, proto je třeba znát základní princip této metody.

Metoda využívá pouze jednu sondu, kterou se posunuje a měří na více místech. Celkový počet naměřených průběhů signálu tedy bude roven počtu posunutí sondy. Z naměřených signálů se vytvoří B-zobrazení, které je vstupem pro algoritmus *synthetic aperture focusing technique*. Díky směrové charakteristice sondy je vada zaznamenána, i když sonda není umístěna přímo nad touto vadou. Vadové echo ze sondy, která není přímo nad vadou, bude zaznamenáno později než v případě sondy přímo nad vadou. Tento fakt se projeví na B-zobrazení, stejně jako to znázorňuje obrázek 3.9.

Algoritmus *SAFT* se na základě znalosti délky posunu sondy snaží kompenzovat posuny vadového echa po časové ose. Kompenzace probíhá postupně na podmnožině signálů – okně. Počet signálů zahrnutých do okna je úměrný směrové charakteristice sondy. Okno se postupně posunuje přes všechny signály s krokem jedna. Předpokládá se, že sonda, jejíž signál je uprostřed okna (zkoumaný signál), je umístěna právě nad vadou. Podle



Obrázek 3.8: Výsledky zpracování metodou *VTFM* – měrka č.2: (a) řez celým materiálem, (b)–(g) detaily jednotlivých reflektorů [16]

trojúhelníku na obrázku 3.10 se pro všechny okolní signály v okně provede časové posunutí signálu:

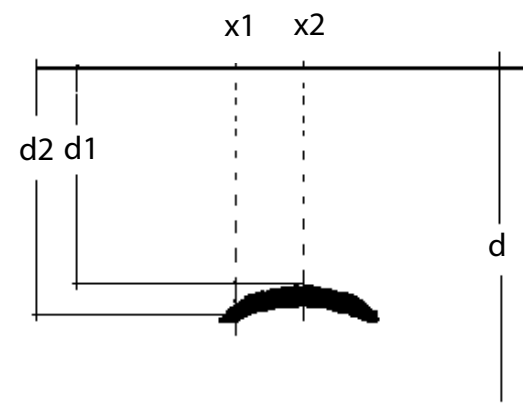
$$d_n = (d_A^2 + (x_a - x_n)^2)^{1/2}, \quad (3.12)$$

kde x_A je x -ová pozice zkoumaného signálu (tj. uprostřed okna), x_n je pozice signálu v okně vedle zkoumaného signálu, d_n je vzdálenost mezi elementem na pozici x_n a echem, d_A je vzdálenost od elementu na pozici x_A k echu.

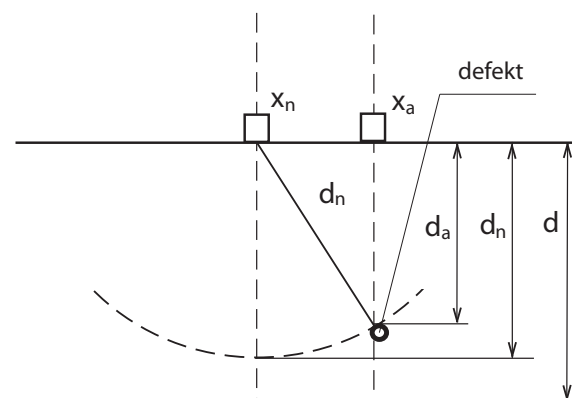
Je-li na pozici x_A skutečně vada, signály v okně upravené podle vzorce (3.12) budou mít vadová echa ve stejný čas (viz. obr. 3.11) a výsledná korelace

$$x_r(k) = \frac{1}{m} \sum_{n=A-m/2}^{A+m/2} x_A(k)x_n(k) \quad \forall k \quad (3.13)$$

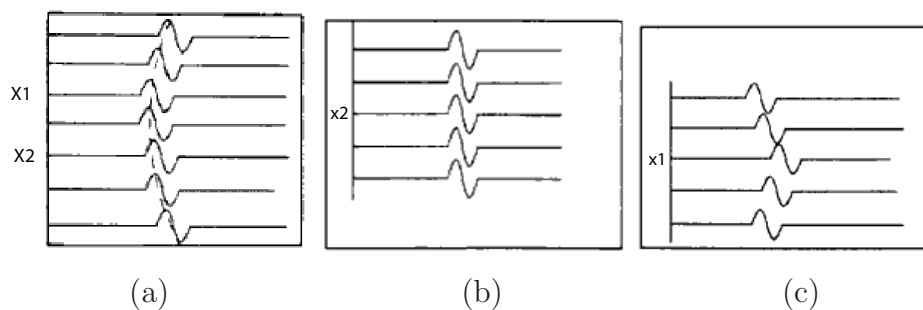
bude velká. V rovnici (3.13) proměnná m značí počet signálů v okně a k je číslo právě zkoumaného signálu. Jestliže vada nebyla pod sondou na pozici x_A , vadová echa v signálech z okna budou různě časově posunuta (viz. obr. 3.11) a korelace definovaná rovnicí (3.13) bude minimální. To se projeví na výsledném obrázku a původní B-zobrazení se stane ostřejším, neboť právě zkoumaný signál bude nahrazen korigovaným výsledkem z rovnice (3.13).



Obrázek 3.9: B-zobrazení [16]



Obrázek 3.10: Princip metody *SAFT* [16]



Obrázek 3.11: Posun signálů v okně:

(a) signály, (b) střed okna je nad vadou (c) střed okna není nad vadou [16]

3.5 GPU akcelerace

Tato kapitola se dotkne metod, jak urychlit výpočty zpracování signálů. Vhodný nástroj pro zpracování těchto metod je MATLAB, který je hojně využíván ke zpracování signálů a obrazů po celém světě. MATLAB je velmi výkonný nástroj a jsou na něj kladeny vysoké požadavky. Aby mohl tyto požadavky splnit, začal MATLAB využívat výhod víceprocesorového a vícejádrového zpracování [11]. Díky rozmachu mikroprocesorových technologiích je zcela běžné, že dnešní počítače mají více procesorových jednotek (*central processing unit* – CPU) na jedné desce (2-4) a každé CPU obsahuje více výpočetních jader (2-8). Další zařízení v počítači pro intenzivní řešení náročných početních operací jsou grafické procesorové jednotky (*graphics processing unit* – GPU). GPU obsahuje velký počet procesorových jader (více než 240 jader v některých GPU firmy NVIDIA), pro které je typické programování za použití vláken. Použití MATLABu s GPU je relativně čerstvou záležitostí, takže produkty se neustále vyvíjí.

Na výběr je několik možností, jak zpracovávat data paralelně:

- vytvořit a zkompileovat MEX funkci pomocí CUDA¹,
- využít některý z nabízených toolboxů, který zrychlí některé funkce v MATLABu.

Pro víceprocesorové výpočty v MATLABu existují následující nástroje:

1. **pMATLAB+bcMPI** – bc MPI je open-source softwarová knihovna. bcMPI představuje alternativu MatlabMPI a je přizpůsoben pro rozsáhlé sdílené superpočítače. bcMPI interface spolu s pMATLAB z dílny MIT Lincoln Laboratories podporují distribuovaná datová pole. Kombinace spojení pMATLAB a bcMPI je označována jako pMATLAB+bcMPI.
2. **PCT** – PCT spolu s MDCS jsou komerční produkty nabízené společností The MathWorks. PCT poskytuje možnost běhu až osmi procesů MATLAB na jediném systému bez použití MDCS.
3. **Star-P** – Star-P je klient-server paralelní počítačová platforma pro MATLAB, neposkytuje však explicitní zprávy probíhající mezi paralelními procesy. Požadovaná meziprocesorová komunikace je provedena samotným softwarem bez jakéhokoliv zásahu uživatele.

¹Compute Unified Device Architecture – nástroj firmy NVIDIA pro paralelní výpočty

Další možností pro zrychlení modelování je využití vícenásobného jádra v CPU a GPU pro multivláknové výpočty. V současnosti existují dva typy multivláknové architektury :

- konvenční vícejádrové CPU (typicky se dvěma až osmi jádry),
- nekonvenční vícejádrové procesory jako GPU (s desítkami až stovkami jader).

CUDA je paralelní programovací model vyvinutý společností NVIDIA, který umožňuje programátorům s výhodou použít standardní programovací jazyk pro vícejádrové GPU. Vlákna jsou dělena do bloků, které mohou být plánovaně spouštěny nezávisle na sobě. Schopnost plánovat a spouštět programy souběžně v multivlákních zároveň umožňuje kódová převoditelnost pro jakýkoliv počet jader.

Pro MATLAB jsou k dispozici 3 toolboxy pro použití CUDA v MATLABU:

- GPGPUmat,
- Gpulib,
- Jacket.

První dva toolboxy jsou k dispozici zdarma, třetí je nabízen komerčně. Každý z těchto nástrojů nabízí možnost snížit výpočetní zátěž změnou typu proměnné. Funkce v MATLABu jsou přetížené, takže pokud je daná funkce volána pro proměnnou typu GPU, použije se funkce, která výpočet provede na GPU. Jednoduchost použití těchto nástrojů však může být ohrožena nevhodným použitím kódů, kdy může vzniknout nadměrný datový přenos mezi pamětí počítače a GPU pamětí.

Kapitola 4

Praktické řešení

V této kapitole bude implementována metoda *sampling phased array*, která byla vysvětlena v kapitole 2.2.2. Pro generaci dat k této metodě byla použita simulace *zachycení plné matice* v kapitole 4.1.1. Dále v podkapitole 4.1.2 byla nasimulována data pro metodu *SAFT*, která slouží k porovnání výsledků obou metod zpracování signálů. V kapitole 4.1.3 je metoda generování dat *FMC* i metoda zpracování *TFM* upravena tak, aby se časově náročné výpočty provedly paralelním zpracováním pomocí grafické karty *GPU*. V podkapitole 4.2 jsou ke zpracování použita data získaná skutečným měřením. Veškeré výpočty jsou prováděny programem MATLAB, který je vhodný pro generování a zpracování těchto dat.

4.1 Simulace

4.1.1 Simulace *SPA*

Simulace generování ultrazvukových dat v této kapitole je popsána pro případ, kdy se naměří celá matice metodou *full matrix capture* nebo jsou vygenerována data pouze pro metodu *single shot* (viz. kap. 2.2.2). Simulace realizovaná v MATLABu vychází z [5], je však použita vektorová forma výpočtů. Tím se výrazně urychlí zpracování, protože MATLAB má oproti jiným výpočetním programům výborně zpracovány funkce pracující s maticemi.

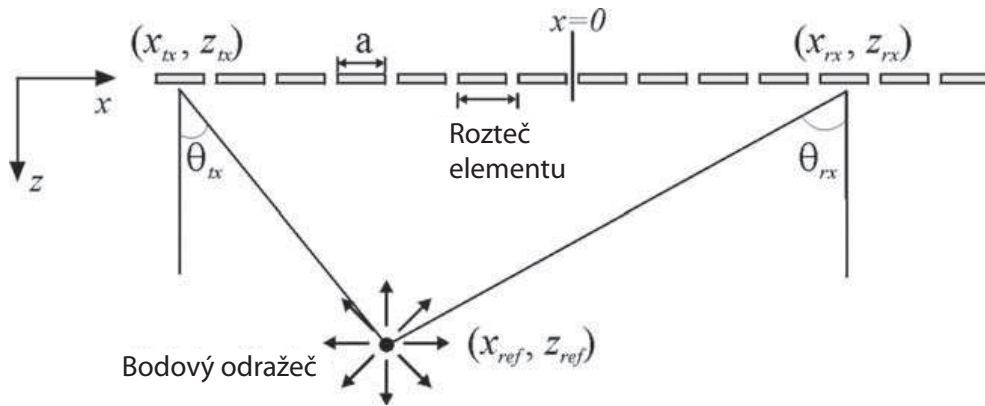
Po simulování metod získávání dat následuje proces zpracování těchto dat pomocí techniky *total focusing method*.

Simulace *FMC*

Pro namodelování sondy se použije dvojdimenzionálního modelu [5], který je tvořen rovinou x - z , viz obrázek 4.1, kde jsou definovány jednotlivé proměnné v poli. Parametry simulované sondy jsou uvedeny v tabulce 4.1. Simulovány budou pouze bodové odražeče.

Tabulka 4.1: Simulované parametry sondy

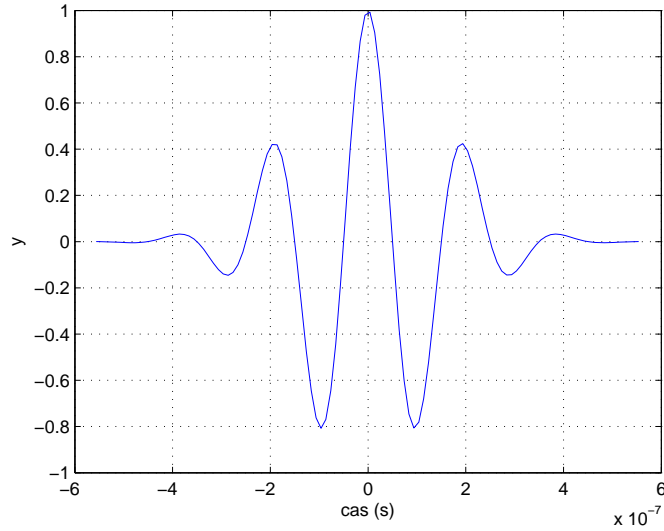
Parametr	Hodnota
Počet elementů	64
Šířka elementu	0,53 mm
Rozteč elementu	0,63 mm
Velikost sondy	40,2 mm
Střední frekvence	5 MHz
Šířka pásma (-6 dB)	50 %
Vzorkovací frekvence	100 MHz



Obrázek 4.1: Geometrie fázového pole [5]

Materiál, v němž je simulováno generování vady, je z hliníku, ve kterém se podélná ultrazvuková vlna pohybuje rychlostí 6 300 m/s. Jestliže je měnič buzen se střední frekvencí 5 MHz, bude vlnová délka 1,26 mm, což je dvojnásobek rozteče elementu. Model testovaného materiálu je diskretizován mřížkou s roztečí bodů stejné velikosti, jako je rozteč mezi elementy, tedy 0,63 mm. Tento diskretizovaný model je dvakrát větší, než je délka sondy a je uložen v matici *discr_model*. Bodový odražeč se v matici simuluje dosazením 1 na příslušnou pozici, jinak je matice nulová.

Výstup každého elementu v podobě Gaussova pulsu se střední frekvencí 5 MHz a šířkou pásma 50 % pro pokles -6 dB se simuluje použitím funkce $f(t) = \text{gauspuls}()$. Tím je simulováno šíření podélné vlny testovaným materiálem. Na obrázku 4.2 je zobrazen takto generovaný puls. Skript v MATLABu je realizován tak, že zadávání vad se provádí pomocí



Obrázek 4.2: Výstupní signál elementu - Gaussův puls

příkazu `qinput()`. Tím lze jednoduše zvolit, ve kterém místě chceme simulovat vadu. Po zadání se provede výpočet popsany níže, po kterém je možné do prostoru umístit další vadu.

Frekvenční spektrum výstupního signálu $f(t)$ se vypočte

$$F(\omega) = \text{fftshift}(\text{fft}(f(t))). \quad (4.1)$$

Nyní je potřeba spočítat vzdálenost od vysílacího elementu přes odrazeč k přijímacímu elementu. Tato vzdálenost bude podle obrázku 4.1

$$d_{tx,rx} = \sqrt{(x_{ref} - x_{tx})^2 + z_{ref}^2} + \sqrt{(x_{ref} - x_{rx})^2 + z_{ref}^2}, \quad (4.2)$$

potom časový posun signálu bude ve spektrální oblasti

$$G_{tx,rx}(\omega) = F(\omega) e^{-i\omega \frac{d_{tx,rx}}{c_L}}. \quad (4.3)$$

Pro modelování směrové charakteristiky elementu lze využít poznatků z kapitoly 2.4.2, konkrétně rovnici (2.2). Směrová charakteristika vysílacího, respektive přijímacího elementu bude

$$p_{tx} = \text{sinc}\left(\frac{\pi a \sin \theta_{tx}}{\lambda}\right), \quad (4.4)$$

respektive

$$p_{rx} = \text{sinc}\left(\frac{\pi a \sin \theta_{rx}}{\lambda}\right). \quad (4.5)$$

Útlum signálu v materiálu se bude simulovat pomocí rovnice

$$A_{tx,rx} = \frac{A_0}{\sqrt{d_{tx}d_{rx}}}. \quad (4.6)$$

Výsledné spektrum signálu je dáno fázově posunutým výstupním signálem z elementu (4.3), útlumem signálu (4.6) a směrovými charakteristikami přijímače (4.5) a vysílače (4.4):

$$H_{tx,rx}(\omega) = p_{rx}p_{tx}A_{tx,rx}G_{tx,rx}(\omega) \quad (4.7)$$

Nakonec zpětnou Fourierovou transformací

$$h_{tx,rx}(t) = \text{ifft}(\text{ifftshift}(H_{tx,rx}(\omega))). \quad (4.8)$$

se získá časový průběh pro příslušnou dvojici elementů rx, tx .

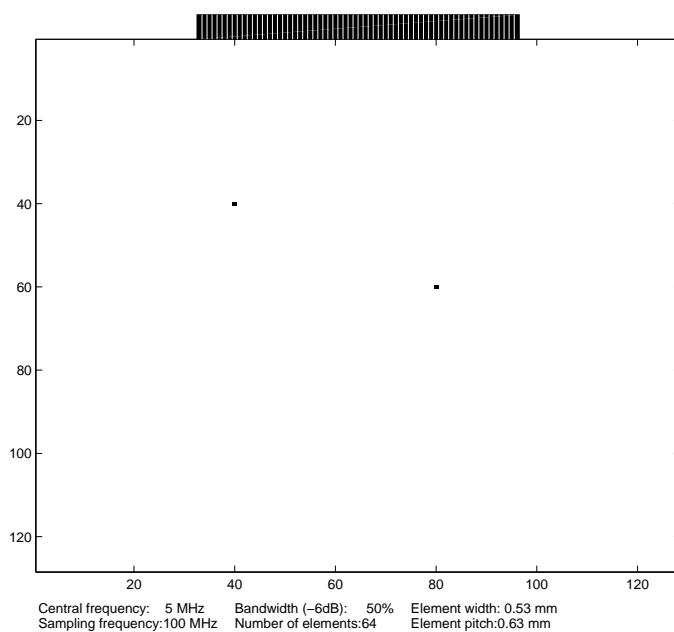
V příloze A.1 je uvedena konstrukce, jak lze pomocí maticového násobení vypočítat veškeré časové průběhy najednou pro všechny elementy. Výpočet je poměrně náročný na paměť, jelikož se počítá s velkými 3D maticemi.

Ke zpracování dat byla použita metoda *TFM*, známá z kapitoly 3.1. Obdobou rovnice (3.1) lze vypočítat výsledný dvojdimenzionální řez. V bodě (x, z) bude intenzita jasu

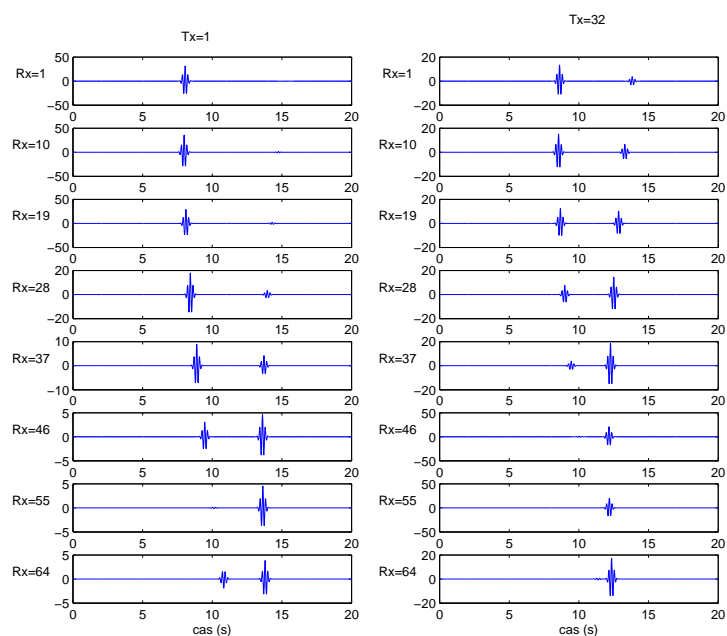
$$I(x, z) = \left| \sum_{\forall tx, rx} h_{tx,rx} \left(\frac{\sqrt{(x_{tx} - x)^2 + z^2} + \sqrt{(x_{tx} - x)^2 + z^2}}{c_L} \right) \right|. \quad (4.9)$$

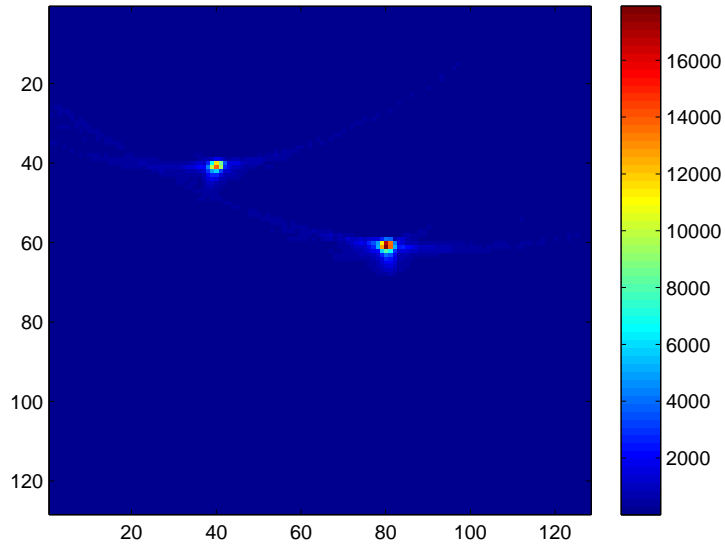
Vektorová forma je opět uvedena v příloze.

Na následujících obrázcích lze spatřit výsledky simulací generování dat a jejich zpracování. Bylo použito 64 elementů (použije-li se víc, počítač už hlásí problémy s pamětí), metoda *total focusing method* a *full matrix capture*. Na obrázku 4.3 je plocha představující diskretizovaný materiál, kde se zadávají bodové odražeče (zde na pozici 40-40 a 60-80), včetně zobrazení umístění ultrazvukového fázového pole. Na obrázku 4.4 jsou vykresleny vygenerované průběhy. Sloupce tvoří průběhy pro vybrané vysílací elementy, v řádku jsou vybrané signály z přijímacích elementů. Na uvedených pulsech lze sledovat, jak se mění velikost díky směrové charakteristice a útlumu. Obrázek 4.5 znázorňuje výsledný dvojdimenzionální řez. Oba odražeče jsou naprosto zřetelné.



Obrázek 4.3: Volba bodových odražečů – 64 elementů

Obrázek 4.4: Vybraná generovaná data metodou *FMC* – 64 elementů

Obrázek 4.5: Zpracování metodou *TFM* – 64 elementů

Simulace metody *single shot*

Princip této jednodměrové metody je popsán v kapitole 2.2.2. Jsou-li data získávána touto metodou, jsou vybudeny všechny elementy v poli najednou a vznikne tak rovinná vlna. Potom se vzdálenost od vysílacího elementu k odražeči a od něj k přijímacímu elementu počítá tak, jako by se odražeč nacházel přesně pod vysílacím elementem. Potom místo (4.2) bude

$$d_{tx,rx} = z_{ref} + \sqrt{(x_{ref} - x_{rx})^2 + z_{ref}^2} \quad (4.10)$$

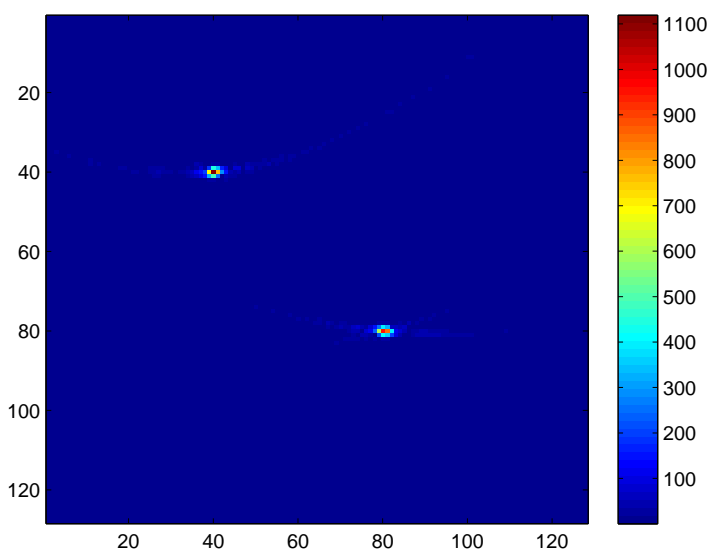
a místo (4.4) bude (pro $\theta_{tx} = 0$)

$$p_{tx} = 1. \quad (4.11)$$

Veškeré ostatní výpočty jsou stejné jako v případě metody *zachycení plné matice*.

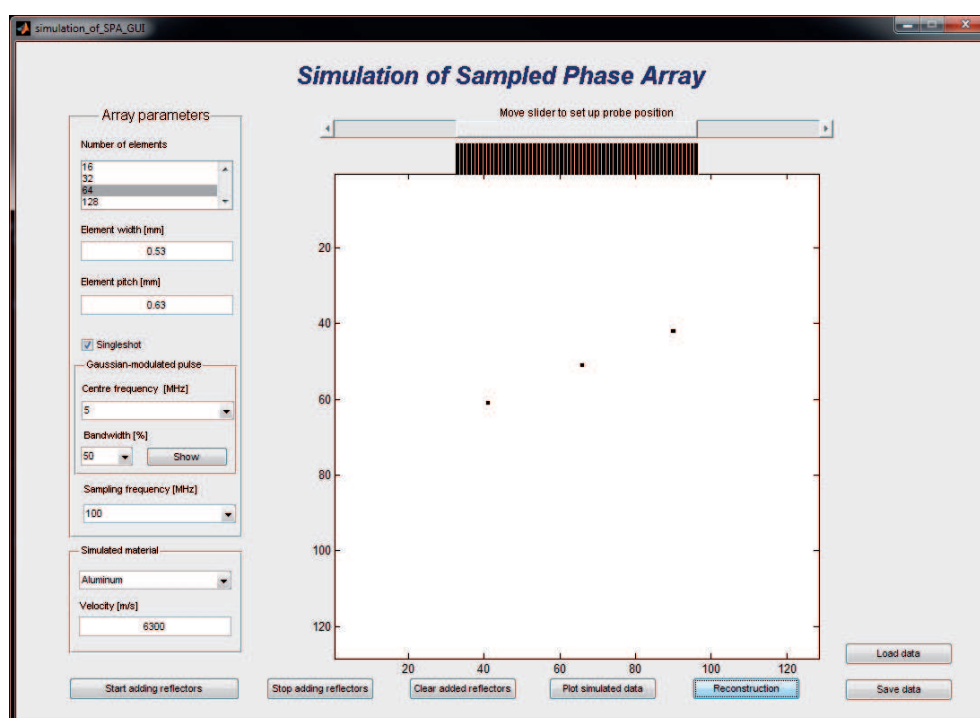
V příloze A.2 je opět uvedeno, jak byl výpočet realizován pomocí matic. V tomto případě jsou výpočty jednodušší, počítá se jen s 2D maticemi.

Na obrázku 4.6 je výsledná rekonstrukce simulované *single shot* metody. Díky menšímu množství informací nejsou vady tolik výrazné, jsou však stále vidět.

Obrázek 4.6: Zpracování metodou *TFM* pro *single shot* – 64 elementů

Grafické rozhraní

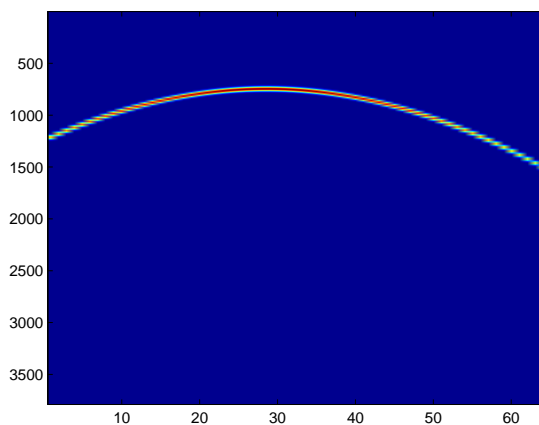
Pomocí nástroje GUIDE bylo v MATLABu navrženo uživatelské rozhraní, ve kterém se dají měnit parametry, jako je počet elementů, rozteč mezi elementy, střední frekvence budícího signálu, šířka pásma, typ metody generování dat, posun sondy a zvolený typ materiálu. Uživatelské rozhraní je na obrázku 4.7.



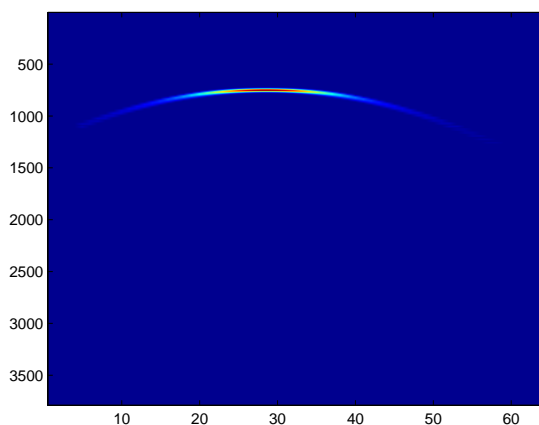
Obrázek 4.7: Grafické uživatelské rozhraní

4.1.2 Simulace SAFT

V této podkapitole je odsimulována metoda *SAFT*, která byla představena v kapitole 3.4. Pro generování dat byla použita upravená metoda *single shot*. Úprava spočívá ve zvětšení roztečí mezi elementy na 15-ti násobnou vzdálenost, takže jako by se sonda posunovala o vzdálenost 1 cm. Zpracování dat proběhlo podle kapitoly 3.4. Velikost okna byla 8 signálů – 4 na každou stranu. Na obrázcích 4.8 a 4.9 je zřejmé, že odražeč nelze přesně lokalizovat. V porovnání s metodou *sampling phased array* je tato metoda méně přesná.



Obrázek 4.8: B-zobrazení před užitím *SAFT*



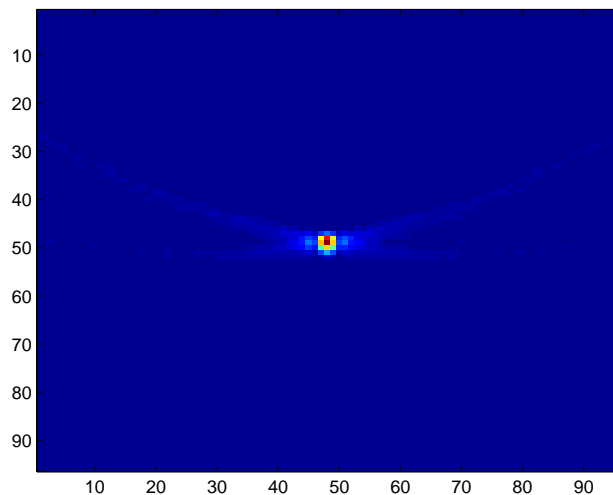
Obrázek 4.9: Výsledek rekonstrukce *SAFT*

4.1.3 GPU simulace

Pro urychlení výpočtů simulace a zpracování signálů byl použit GPUmat toolbox[4], který využívá architektury CUDA. Výhodou GPUmat toolboxu je jeho jednoduchá použitelnost. Toolbox nabízí přetížené funkce, takže stačí pouze definovat proměnnou pro GPU (GPUsingle nebo GPUDouble) a počítat stejně, jako by se výpočet prováděl klasicky na CPU. Je ovšem implementováno pouze omezené množství funkcí. Proto jsou dříve zmíněné metody poupraveny, aby mohly být zpracovávány pomocí GPU.

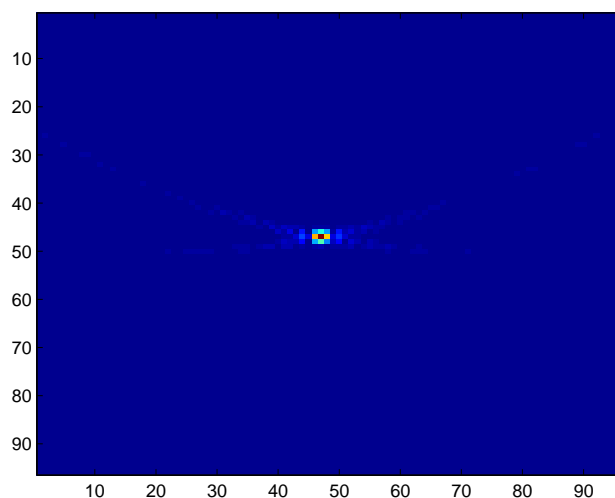
Simulace byly provedeny na počítači s procesorem Intel Core2 Duo P8400 taktovaný na 2.26 GHz, s operační pamětí 3 GB RAM, na 32-bitovém operačním systému. Počítač dále obsahoval grafickou kartu NVIDIA GeForce 9700M GTS s pamětí 512 MB, 6 multi-procesory a 48 výpočetními jádry. Tato grafická karta dokáže počítat pouze s jednoduchou přesností (*single precision*). Proto jsou na zpracovaných obrázcích více patrné přechody mezi jednotlivými pixely.

Pro zachycení *plné matice* je nutno snížit počet elementů na 48, pro více elementů není paměť grafické karty dostačující. Na obrázku 4.10 je výsledný řez pomocí GPU, kde data byla zachycena metodou *FMC* a na obrázku 4.11 je pro porovnání řez, u kterého data byla generována simulací *single shot* metody.



Obrázek 4.10: GPU simulace metodou *zachycení plné matice* – 48 elementů

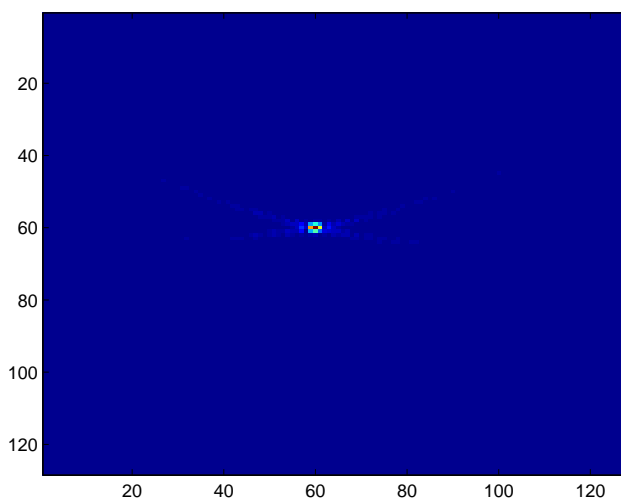
Na obrázku 4.12 je znázorněn řez při použití *single shot* metody s 64 elementy.

Obrázek 4.11: GPU simulace metodou *single shot* – 48 elementů

Přenesením výpočetních operací na jádro grafické karty se docílí významného zrychlení výpočtů. Tabulka 4.2 uvádí průměrné časy operace generování simulovaných dat při použití CPU a GPU včetně příslušného zrychlení v závislosti na počtu elementů. Časy zpracování dat a odpovídající zrychlení při zpracování dat je uvedeno v tabulce 4.3.

Tabulka 4.2: Časy výpočtů a zrychlení při generování dat

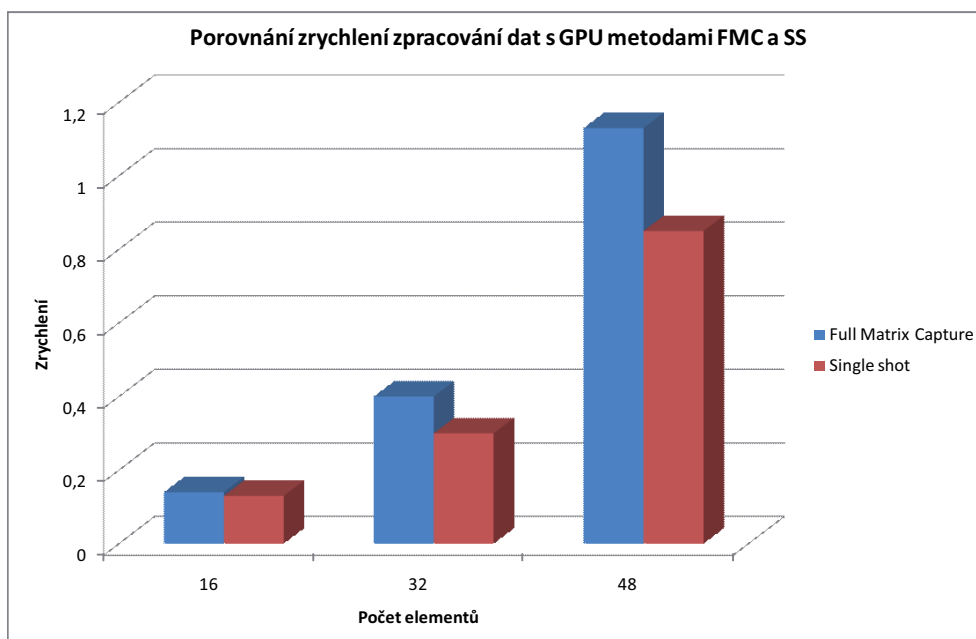
Způsob simulace	Typ údaje	16 el.	32 el.	48 el.
Single shot	CPU	0,034 s	0,151 s	0,495 s
	GPU	0,0372 s	0,0457 s	0,0553 s
	Zrychlení	0,92	3,31	8,96
FMC	CPU	0,107 s	0,62 s	1,941 s
	GPU	0,0696 s	0,2535 s	0,881 s
	Zrychlení	1,53	2,45	2,2

Obrázek 4.12: GPU simulace metodou *single shot* – 64 elementů

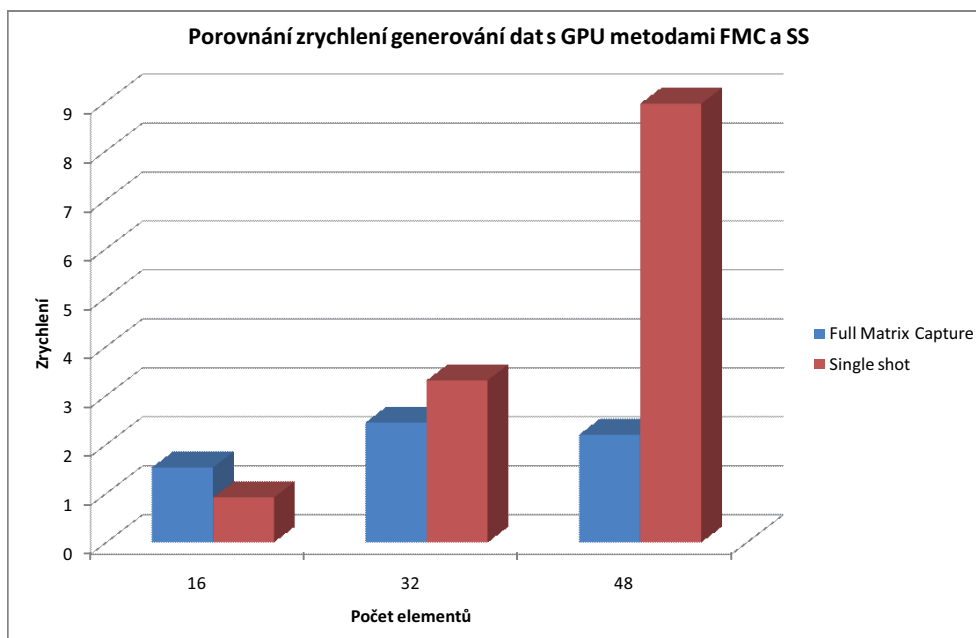
Tabulka 4.3: Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat

Způsob simulace	Typ údaje	16 el.	32 el.	48 el.
Single shot	CPU	0,0029 s	0,014 s	0,044 s
	GPU	0,0231 s	0,0467 s	0,0512 s
	Zrychlení	0,13	0,30	0,85
FMC	CPU	0,034 s	0,441 s	1,944 s
	GPU	0,246 s	1,1023 s	1,722 s
	Zrychlení	0,14	0,4	1,13

Ne vždy je zpracování pomocí GPU rychlejší. Úskalí zapojení GPU do výpočtu spočívá v přenášení dat mezi pamětí počítače a pamětí na grafické kartě. Při menším počtu elementů, kdy se zpracovává méně dat, není výhodné data zpracovávat pomocí GPU. Na obrázcích 4.13, respektive 4.14 je vykresleno zrychlení výpočtu pomocí GPU v závislosti na počtu elementů, pro případ generování dat, respektive zpracování dat.



Obrázek 4.13: Porovnání zrychlení generování dat použitím GPU



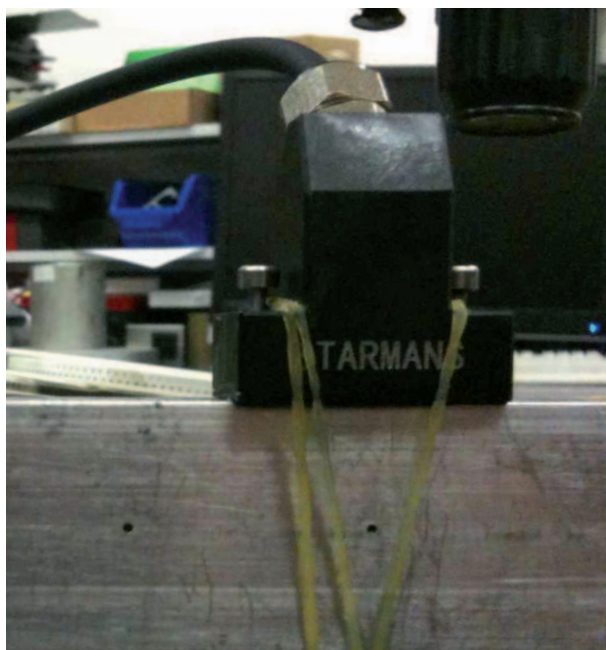
Obrázek 4.14: Porovnání zrychlení zpracování dat použitím GPU

4.2 Zpracování reálných dat

V této podkapitole budou metody zpracování signálu ověřeny na reálných signálech. Signály byly dodány firmou Starmans electronics, s.r.o., která se zabývá výrobou ultrazvukových systémů na detekci vad. Dodané vzorky dat byly ze sondy, která je složena z 16 elementů a snímání bylo provedeno metodou *single shot*. Výsledky použitých metod budou porovnány s rekonstrukcí, která byla provedena na profesionálním přístroji.

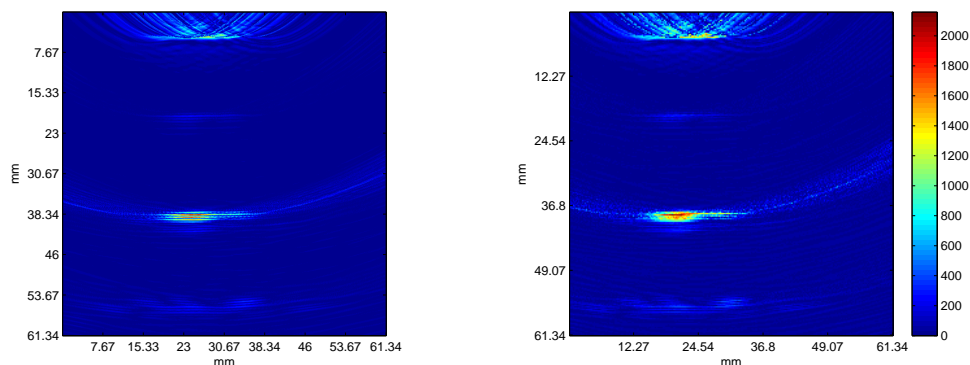
Měrka číslo 1

V první testovací ocelové měrce byla vyvrtána díra o průměru 1 mm. Na obrázku 4.15 je znázorněna vada a její umístění vůči sondě. Zpracováním metodou *TFM* byl získán



Obrázek 4.15: Testovací měrka číslo 1

dvojdimenzionální řez zobrazený na obrázku 4.16. Obrázek vlevo je výsledkem zpracování na CPU, vpravo je uveden řez vytvořený rekonstrukcí pomocí GPU. Obrázek počítaný na GPU s jednoduchou přesností není tolik vyhlazený. Časy výpočtů jsou uvedeny v tabulce 4.4.

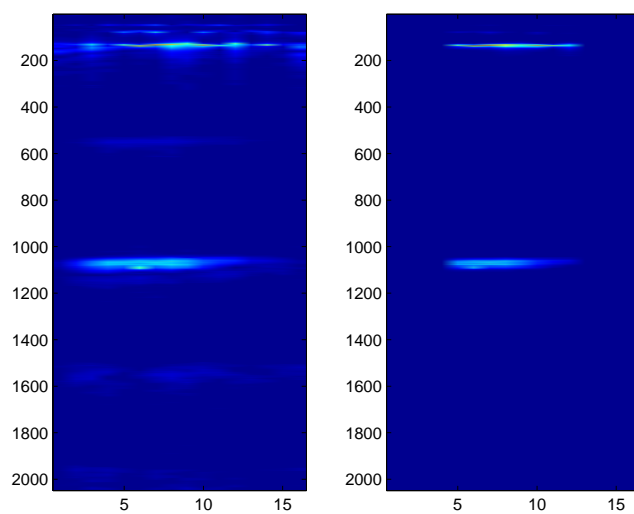


Obrázek 4.16: Měrka č.1 – rekonstrukce metodou *TFM* pomocí:
CPU (vlevo) a GPU (vpravo)

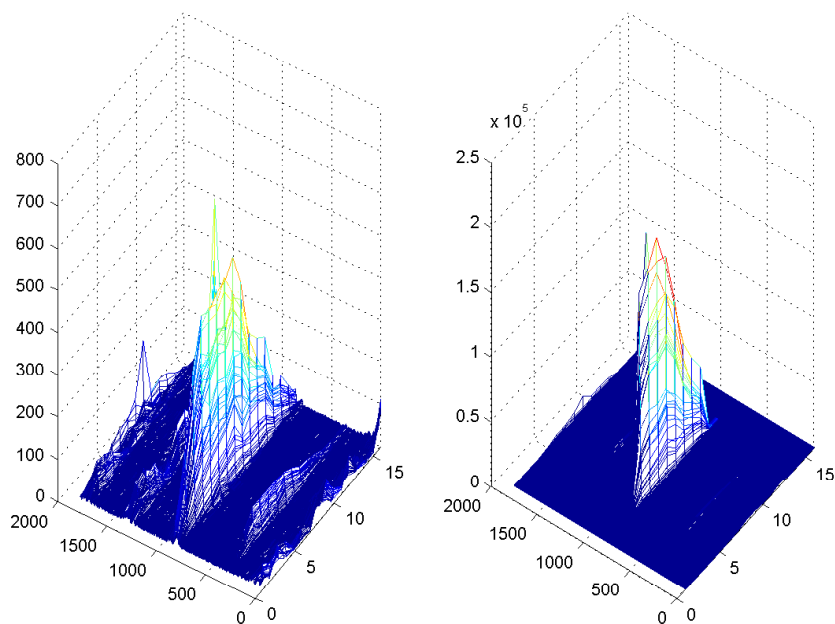
Tabulka 4.4: Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat – měrka č.1

CPU	GPU	Zrychlení
1,0076	0,13	7,72

Jako další metoda zpracování byla vyzkoušena technika *SAFT* popsaná v kapitole 3.4. Výsledky nejsou velmi uspokojivé. Pouze se vyrušily signály, které necharakterizovaly vadu, jak je vidět na 3D grafu 4.18 (na obrázku byly vynechány rušivé signály v blízkosti povrchu materiálu).



Obrázek 4.17: Měrka č.1 – rekonstrukce metodou *SAFT*: B-zobrazení (vlevo), po rekonstrukci (vpravo)

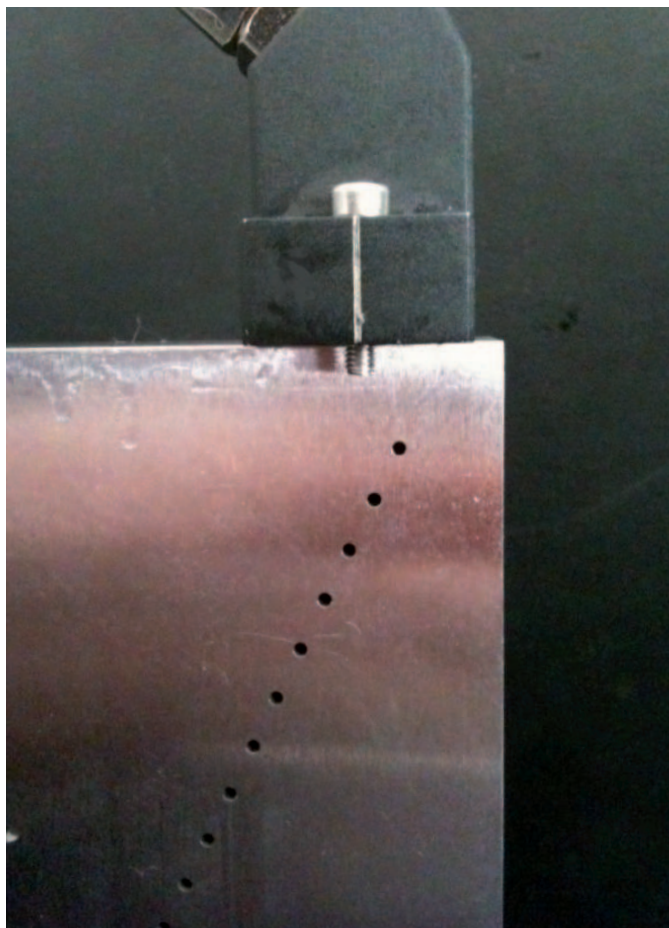


Obrázek 4.18: Měrka č.1 – Rekonstrukce metodou *SAFT* - 3D zobrazení: před (vlevo) a po (vpravo) rekonstrukci

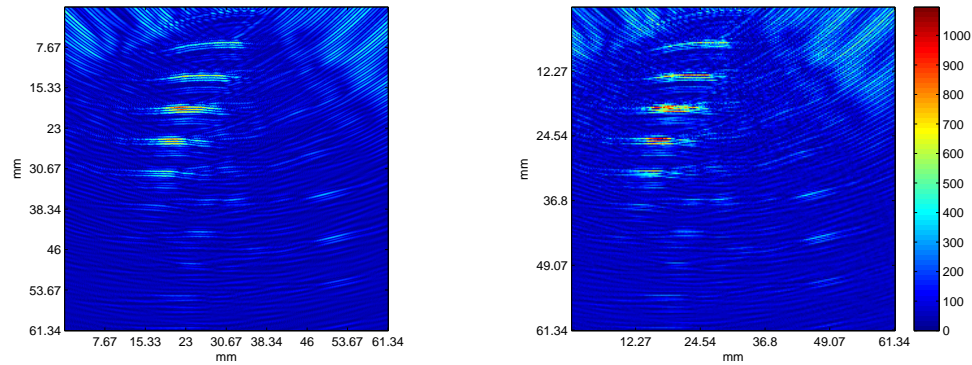
Měrka číslo 2

Na druhé ocelové měrce je vyvrtáno několik děr v jedné řadě. Měrka je vyfotografována na obrázku 4.19. Výsledný řez metodou *TFM* počítanou na CPU a GPU je na obrázku 4.20. Časy výpočtů jsou uvedeny v tabulce 4.5. Na řezech jsou zřetelné obrazy děr a jejich umístění v jedné řadě. To nelze říct o výsledku rekonstrukce technikou *SAFT*, která je na obr. 4.21.

Pro porovnání je na obrázku 4.22 uveden řez realizovaný ultrazvukovým přístrojem Defectobook DIO1000 firmy Starmans electronics [13]. Výsledný řez je srovnatelný s výsledkem rekonstrukce metodou *total focusing method*, jen se zobrazuje na přístroji otočený o 90° .



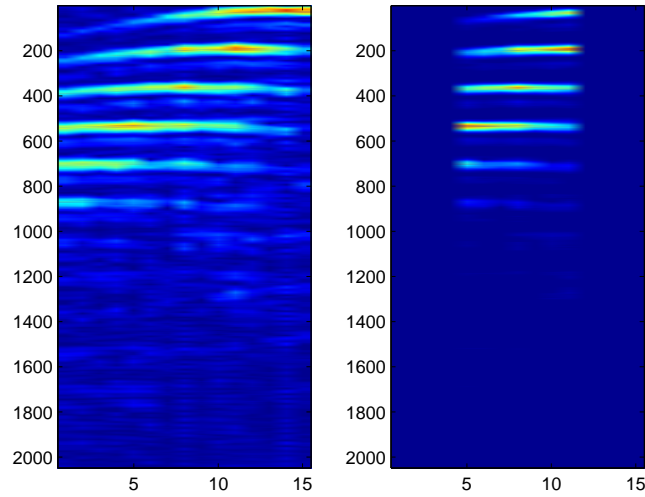
Obrázek 4.19: Testovací měrka číslo 2



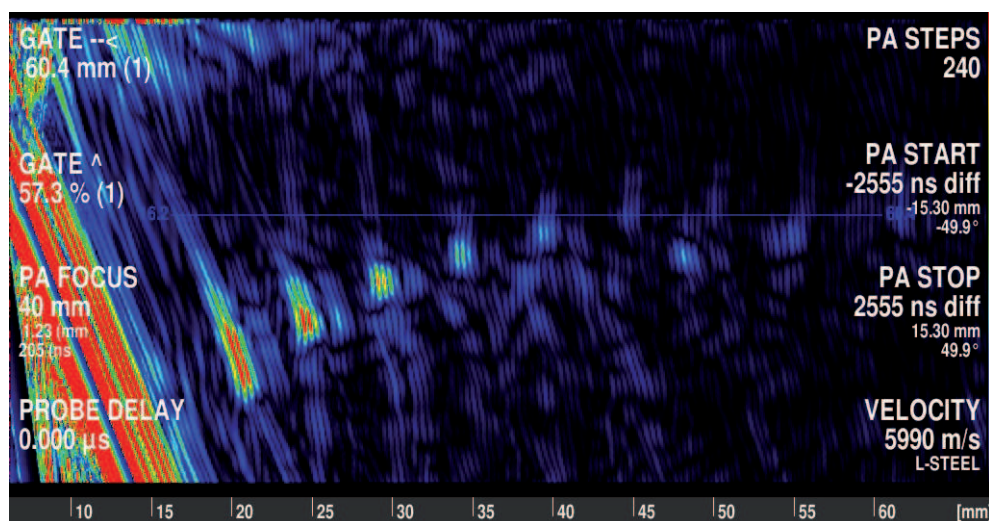
Obrázek 4.20: Měrka č.2 – rekonstrukce metodou *TFM* pomocí: CPU (vlevo), GPU (vpravo)

Tabulka 4.5: Časy výpočtů a zrychlení při zpracování dat – měrka č.2

CPU	GPU	Zrychlení
0,95	0,128	7,42



Obrázek 4.21: Měrka č.2 – rekonstrukce metodou *SAFT*: B-zobrazení (vlevo), po rekonstrukci (vpravo)



Obrázek 4.22: Měrka č.2 – řez provedený přístrojem Defectobook DIO1000

4.3 Zhodnocení

Simulování techniky *full matrix capture* je časově a paměťově náročná operace. Užitím programu MATLAB lze metodu výhodně realizovat v podobě vektorových operací. Tím se generování dat výrazně urychlí. Pokud nejsou kladeny nároky na velkou přesnost výsledného řezu, lze použít metodu simulování ultrazvukových dat *single shot*.

Použitá metoda *total focusing method* pro zpracování dat je podle výsledků simulace bodového odražeče daleko lepší než známá metoda *synthetic aperture focusing technique*. Tato skutečnost se potvrdila i při zpracování reálných signálů. Výsledky tohoto zpracování jsou srovnatelné s výslednými řezy, které byly naměřeny ultrazvukovým přístrojem používaným v praxi.

Urychlení výpočtu pomocí paralelního zpracování na GPU se projevilo až u většího objemu dat (více elementů). V dnešní době se nabízejí grafické karty obsahující až 512 jader s pamětí v řádu jednotek GB[8]. Jestliže s grafickou kartou obsahující 48 jader bylo dosaženo zrychlení výpočtu 8-krát, dá se předpokládat, že použitím karty s 512 jádry se dosáhne urychlení výpočtu více jak 80-ti násobného.

Kapitola 5

Závěr

Cílem této práce bylo provést bibliografickou rešerši v oblasti rekonstrukce řezů objekty ze signálů lineárních fázových polí ultrazvukových senzorů. Na začátku práce byly vysvětleny techniky, jak testovat materiál pomocí ultrazvukových fázových polí. Byl probrán nový způsob, jak najít vady v materiálu technikou *sampling phased array*.

Stěžejní část této práce spočívala v návrhu metody v Matlabu, která ze signálů ultrazvukového fázového pole vytvoří dvojdimenzionální řez objektem. Nejdříve byl vytvořen generátor signálů, který simuloval funkci ultrazvukového fázového pole. Simulací metody *full matrix capture* byla získána velká trojdimenzionální matice. Pro zpracování těchto dat byla implementována metoda *total focusing method*. Protože objem zpracovávaných dat byl příliš velký, bylo zpracování velmi náročné na paměť a procesorový čas.

Akceleraci výpočtu lze realizovat pomocí paralelního zpracování dat. K tomu byl použit GPUMat toolbox, který dovoluje data zpracovávat pomocí grafické karty. Ta umožnila efektivně zpracovat data na více jádrech najednou. Urychlení výpočtu proběhlo pro větší objem dat. Při malém množství dat jsou doby zpracování srovnatelné, ale přesun dat do paměti GPU prodlouží celkový výpočetní čas, takže je toto použití nevhodné.

Navržená metoda byla porovnána s další ultrazvukovou technikou testování materiálů. Výsledný dvojdimenzionální řez materiálem byl v případě metody *total focusing method* nesrovnatelně přesnější.

Nakonec byla funkce použité metody ověřena na reálných signálech z ultrazvukového přístroje. Výsledný rekonstruovaný obraz vypočtený ze skutečných dat byl srovnatelný s výslednými řezy, které byly naměřeny ultrazvukovým přístrojem.

Implementovaná metoda nedokáže odhalit charakter vady. Metodu by bylo možné vylepšit například použitím techniky *vector total focusing method*, která dokáže zjistit, přesnější tvar vady.

Literatura

- [1] The American Society for Nondestructive testing: Introduction to nondestructive testing. [online] [cit. 6.5.2010].
URL <<http://www.asnt.org/ndt/primer1.htm>>
- [2] Bulavinov, A.; von Bernus, L.; Dalichov, M.; aj.: Sampling phased array a new technique for signal processing and ultrasonic imaging. *ECNDT*, 2006.
- [3] Drinkwater, B. W.; Wilcox, P. D.: Ultrasonic arrays for non-destructive evaluation: A review. *NDT & E International*, ročník 39, č. 7, 2006: s. 525 – 541, ISSN 0963-8695, doi:DOI:10.1016/j.ndteint.2006.03.006.
URL <<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V4C-4K128YK-1/2/5dec468aa3235cc68c36b2f5f5772d40>>
- [4] GPImat: GPU toolbox for MATLAB. [online] [cit. 13.5.2010].
URL <<http://gp-you.org/>>
- [5] Holmes, C.; Drinkwater, B. W.; Wilcox, P. D.: Post-processing of the full matrix of ultrasonic transmit-receive array data for non-destructive evaluation. *NDT & E International*, ročník 38, č. 8, 2005: s. 701 – 711, ISSN 0963-8695, doi:DOI:10.1016/j.ndteint.2005.04.002.
URL <<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V4C-4GDBT81-1/2/a0bdf4643018ce41ec312997f2fc0fb2>>
- [6] Holmes, C.; Drinkwater, B. W.; Wilcox, P. D.: Advanced post-processing for scanned ultrasonic arrays: Application to defect detection and classification in non-destructive evaluation. *Ultrasonics*, ročník 48, č. 6-7, 2008: s. 636 – 642, ISSN 0041-624X, doi: DOI:10.1016/j.ultras.2008.07.019, selected Papers from ICU 2007.
URL <<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6TW2-4T84JYC-1/2/18e984fe49f080ed972622bd232eaf45>>

- [7] Kreidl, M.; Šmíd, R.: *Technická diagnostika. Senzory - metody - analýza signálu*. Praha: BEN - technická literatura, první vydání, 2006, ISBN 80-7300-158-6, 406 s.
- [8] NVIDIA: NVIDIA's Next Generation CUDA Architecture, Code Named Fermi. [online] [cit. 13.5.2010].
URL <http://www.nvidia.co.uk/object/fermi_architecture_uk.html>
- [9] Olympus NDT: Advances in Phased Array Ultrasonic Technology Applications.
URL <http://www.olympus-ims.com/data/File/advances_book/Applications_Ch1.en.pdf>
- [10] Olympus NDT: Phased Array Tutorial. [online] [cit. 8.5.2010].
URL <<http://www.olympus-ims.com/en/ndt-tutorials/phased-array/>>
- [11] Samsi, S.; Gadepally, V.; Krishnamurthy, A.: MATLAB for Signal Processing on Multiprocessors and Multicores. *Signal Processing Magazine, IEEE*, ročník 27, č. 2, march 2010: s. 40 –49, ISSN 1053-5888, doi:10.1109/MSP.2009.935421.
- [12] Shull, P.: *Nondestructive Evaluation - Theory, Techniques, and Applications*. Boulder: Westview, 2002, ISBN 0824788729.
- [13] Starmans electronics: Defectobook DIO1000. [online] [cit. 13.5.2010].
URL <<http://www.starmans.net/en/defectobook-dio-1000.html>>
- [14] Verkooijen, J.; Boulavinov, A.: Sampling phased array, a new technique for ultrasonic signal processing and imaging now available to industry. In *Berlin, ECNDT*, 2006.
- [15] Verkooijen, J.; Boulavinov, A.: Sampling phased array – a new technique for ultrasonic signal processing and imaging. *Insight*, ročník 50, č. 3, March 2008: s. 153–157, doi:10.1784/insi.2008.50.3.153.
URL <<http://www.ndt.net/article/insight/papers/insi.50.3.153.pdf>>
- [16] Wilcox, P.; Holmes, C.; Drinkwater, B.: Advanced Reflector Characterization with Ultrasonic Phased Arrays in NDE Applications. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, ročník 54, č. 8, August 2007: s. 1541–1550, ISSN 0885-3010, doi:10.1109/TUFFC.2007.424.

Příloha A

Zdrojové kódy pro MATLAB

Zde jsou umístěny důležité části zdrojových kódů, použitých v praktické části k simulaci a rekonstrukci dvojdimenzionálních řezů.

A.1 Simulace *full matrix capture*

```
rx = (1:num_of_el)';
tx = (1:num_of_el);
x_tx=x_offset+(tx-1)*el_pitch;
d_tx=sqrt((x_ref-x_tx).^2+z_ref^2);
x_rx=x_offset+(rx-1)*el_pitch;
d_rx=sqrt((x_ref-x_rx).^2+z_ref^2);
dist= repmat(d_tx,size(d_rx,1),1)+repmat(d_rx,1,size(d_tx,2));
delay=dist/velocity;
%% phase shift in frequency-domain
p_tx=sinc(pi_width_lambda*sin(atan((x_ref-x_tx)/z_ref)));
p_rx=sinc(pi_width_lambda*sin(atan((x_rx-x_ref)/z_ref)));
clear x_tx x_rx input_extend w1 v1 v2
w1=reshape((delay-tc)*minus_i_2pi,num_of_el^2,1);
v1=((p_rx*A0*p_tx)./sqrt(d_rx*d_tx));
v2=reshape((v1(:)*Fw).*exp(w1*f),[num_of_el,num_of_el,L]);
clear v1 w1
data=data+real(ifft(ifftshift(v2,3,[],3)));
```


A.2 Simulace jednodměrové *single shot* metody

```

d_tx=z_ref;
rx = (1:num_of_el)';
x_rx=x_offset+(rx-1)*el_pitch;
d_rx=sqrt((x_ref-x_rx).^2+z_ref^2);
dist=d_tx+d_rx;
delay=dist/velocity;
%% phase shift in frequency-domain
G=exp((delay-tc)*minus_i_2pi*f)*diag(Fw);
p_tx=1;
p_rx=sinc(pi*width_lambda*sin(atan((x_rx-x_ref)/z_ref)));
H_txx=diag(p_tx*A0*p_rx./sqrt(d_tx*d_rx))*G;
data=data+real(fftshift(fftshift(H_txx,2),[],2)));

```

A.3 Rekonstrukce *TFM* pro data získaná *FMC* metodou

```

row = 1:size(recon_model,2);
x=row * el_pitch - el_pitch/2;
col = (1:size(recon_model,1))';
z=col * el_pitch - el_pitch/2;
tx(1,1,:) = 1:num_of_el;
x_tx=x_offset+(tx-1)*el_pitch;
repz= repmat(z,[1,size(recon_model,2),size(tx,3)]);
repx= repmat(x,[size(recon_model,1),1,size(tx,3)]);
repx_tx= repmat(x_tx,[size(recon_model,1),size(recon_model,2),1]);
time_mat=repz+sqrt((repx_tx-repx).^2+repz.^2);
txshift(1,1,:)=1:num_of_el;
txshift_mat= repmat(txshift,[size(recon_model,1),size(recon_model,2),1]);
for rx=1:num_of_el
    x_rx=x_offset+(rx-1)*el_pitch;
    time=sqrt((repx_tx-repx).^2+repz.^2)+sqrt((x_rx-repx).^2+repz.^2);
    data_single=data(rx,:,:);
    recon_model=recon_model+abs(sum(data_single(txshift_mat+(round(time_mat*sampl_vel)-1)*num_of_el),3));
end

```

A.4 Rekonstrukce *TFM* pro data získaná *single shot* metodou

```

data_single=data(:, :, 1)';
row = 1:size(recon_model,2);
x=row * el_pitch - el_pitch/2;
col = (1:size(recon_model,1))';
z=col * el_pitch - el_pitch/2;
rx(1,1,:) = 1:num_of_el;
x_rx=x_offset+(rx-1)*el_pitch;
repz= repmat(z, [1, size(recon_model,2), size(rx,3)]);
repx=repmat(x, [size(recon_model,1), 1, size(rx,3)]);
repx_rx=repmat(x_rx, [size(recon_model,1), size(recon_model,2) , 1]);
time_mat=repz+sqrt((repx_rx-repx).^2+repz.^2);
Lshift(1,1,:)=0:L:L*(num_of_el-1);
Lshift_mat=repmat(Lshift, [size(recon_model,1), size(recon_model,2) , 1]);
recon_model=abs(sum(data_single(Lshift_mat+round(time_mat*sampl_vel)),3));

```

Příloha B

Obsah přiloženého CD

K této práci je přiloženo CD, na kterém jsou uloženy zdrojové kódy.

- text:

- Dp_2010_libosvar_jan.pdf – elektronická podoba diplomové práce

- code:

- matice.mat – uložené vzorky skutečných signálů
- reconstruction.m – rekonstrukce TFM
- reconstruction_GPU.m – rekonstrukce TFM pomocí GPU
- simulation_of_SPA.m – simulace generování a zpracování metod FMC, TFM
- simulation_of_SPA_GPU.m – simulace pomocí GPU
- simulation_of_SPA_GUI.fig – simulace v grafickém prostředí
- simulation_of_SPA_GUI.m – simulace v grafickém prostředí