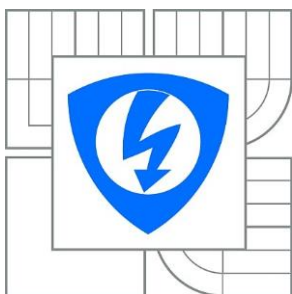


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ OBRAZOVÝCH ULTRAZVUKOVÝCH DAT

ULTRASOUND IMAGE PROCESSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

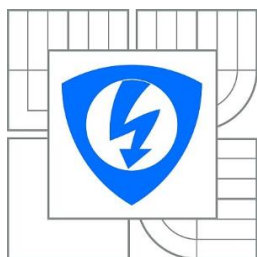
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VOJTĚCH POKORNÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. MARTIN MÉZL

BRNO 2015



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky a
komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Vojtěch Pokorný

ID: 154648

Ročník: 3

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování obrazových ultrazvukových dat

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem lékařského zobrazování pomocí ultrazvuku. 2) Seznamte se s animálním ultrazvukovým systémem Vevo 2100 a popište jeho vlastnosti. 3) Implementujte načítání obrazových dat z tohoto systému v různých režimech - RF mód, RAW data, aj. 4) Vytvořte nástroj pro snadnou konverzi dat mezi jednotlivými režimy. Diskutujte výhody a nevýhody jednotlivých režimů z hlediska datové náročnosti a ztráty informace. 5) Na vhodných testovacích datech kvantitativně vyhodnoťte rozdíl mezi komprimovanými a nekomprimovanými DICOM sekvencemi. 6) Vyberte vhodnou metodu pro potlačení charakteristického šumu typu spekle v různých fázích zpracování obrazu a realizujte ji. 7) Proveďte diskusi výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HILL, C.R.. Physical Principles of Medical Ultrasonics. 2nd ed. Chichester: John Wiley, 2005. ISBN 978-047-0093-962.

[2] Rognin, N.G., et al. In-vivo perfusion quantification by contrast ultrasound: Validation of the use of linearized video data vs. raw RF data. Ultrasonics Symposium, 2008. IUS 2008, pp.1690,1693.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 29.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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

Ultrazvuk je důležitá zobrazovací modalita využívaná v lékařství. Tato bakalářská práce obsahuje zpracování teorie týkající se fyzikálních vlastností ultrazvukového vlnění, stručný přehled historického vývoje ultrazvuku jako zobrazovací modality v medicíně, dále popisuje biofyziku šíření a biologické účinky ultrazvukových vln na tkáně a typy zobrazení výsledných snímků. Další část práce se zabývá popisem diagnostického ultrazvukového přístroje včetně nejčastěji používaných typů ultrazvukových sond. Na tuto část navazuje popis animální ultrazvukového systému Vevo 2100, z něhož získaná data jsou dále zpracovávána. Zpracování zahrnuje jejich načtení, zobrazení a pro DICOM soubory i uložení. U různých formátů souborů standardu DICOM je provedeno jejich vzájemné srovnání. Poslední kapitola se zabývá filtrací pro ultrazvukové obrazy charakteristického šumu typu spekle.

KLÍČOVÁ SLOVA

Ultrazvuk, ultrazvukový diagnostický přístroj, Vevo 2100, obrazová data, DICOM, spekle, RF, MATLAB

ABSTRACT

Ultrasound is an important imaging modality used in medicine. This bachelor's thesis includes theory regarding physical characteristics of ultrasonic waves, a brief overview of the historical development of ultrasound as an imaging modality in medicine, biophysics of spreading and biological effects of ultrasound waves on tissues and types of display final images. Next part of the thesis describes diagnostic ultrasound device, including the most common used types of ultrasound probes. This part is followed by description of animal Vevo 2100 ultrasound system from which the acquired data are processed further. Processing includes the loading, display and for DICOM files saving too. At various file formats DICOM standard comparison is done. The last chapter deals with the filtration of characteristic noise for ultrasound images called speckle.

KEYWORDS

Ultrasound, ultrasound diagnostic device, Vevo 2100, image data. DICOM, speckle, RF, MATLAB

POKORNÝ, V. Zpracování obrazových ultrazvukových dat. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2015. 56 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Zpracování obrazových ultrazvukových dat jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Mězlovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, zapůjčení odborné literatury a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

1.	ÚVOD	1
2.	ULTRAZVUK.....	2
2.1.	Fyzikální princip ultrazvuku	2
2.2.	Historie využití ultrazvuku v medicíně.....	2
2.3.	Zdroje a detektory ultrazvuku	5
2.3.1.	Magnetostrikční měniče	5
2.3.2.	Piezoelektrické měniče	5
2.4.	Biofyzika šíření ultrazvuku.....	5
2.4.1.	Rychlost šíření	6
2.4.2.	Útlum.....	6
2.4.3.	Akustická impedance.....	7
2.4.4.	Odraz, lom a rozptyl.....	7
2.5.	Biologické účinky ultrazvuku	8
2.5.1.	Tepelné účinky	8
2.5.2.	Kavitační účinky	8
2.5.3.	Další biologické účinky	9
2.6.	Typy zobrazení.....	9
2.6.1.	Zobrazení typu A	9
2.6.2.	Zobrazení typu B	9
2.6.3.	Zobrazení typu C	10
2.6.4.	Zobrazení typu M	10
2.6.5.	Dopplerovské zobrazení	10
2.6.6.	3D zobrazení.....	11
3.	ULTRAZVUKOVÝ DIAGNOSTICKÝ PŘÍSTROJ	13
3.1.	Vyšetřovací sondy	13
3.1.1.	Lineární sondy.....	13
3.1.2.	Konvexní sondy	14
3.1.3.	Sektorové sondy	14
3.1.4.	Maticové sondy.....	15
3.1.5.	Speciální sondy	15
4.	ANIMÁLNÍ ULTRAZVUK VEVO 2100	16
4.1.	Konstrukční řešení	16
4.2.	Kompatibilní vyšetřovací sondy	17
4.3.	Softwarové vybavení.....	18

5.	IMPLEMENTACE NAČÍTÁNÍ OBRAZOVÝCH DAT	19
5.1.	Akvizice obrazových dat	19
5.2.	Načítání obrazových dat.....	21
6.	DICOM STANDARD.....	26
6.1.	DICOM a Vevo 2100	26
6.1.1.	Implicit VR Little Endian a Explicit VR Little Endian	27
6.1.2.	JPEG Baseline	27
6.1.3.	RLE Lossless	29
6.2.	Hodnocení komprese DICOM souborů	29
7.	ŠUM TYPU SPEKLE.....	34
7.1.	Filtrace šumu typu spekle	34
7.1.1.	Mediánový filtr.....	35
7.1.2.	Průměrující filtr	35
7.1.3.	Wienerův filtr	35
7.1.4.	Gaussův filtr	35
7.1.5.	Frostův filtr	35
7.1.6.	Leeův filtr	36
7.2.	Hodnocení filtrace šumu typu spekle.....	36
8.	ZÁVĚR.....	39
	Literatura.....	41
	Přílohy	44

Seznam obrázků

Obr. 1: Historická konstrukce Galtonovy píšťaly [10].....	2
Obr. 2: Fetální srdeční pohyby zaznamenané v roce 1964 [3].....	4
Obr. 3: Zobrazení typu A [19].....	9
Obr. 4: Zobrazení srdce v módu B (nahore) a M (dole) [20]	10
Obr. 5: Dopplerovské zobrazení srdce v B módu s barevně znázorněným tokem krve [9].....	11
Obr. 6: 3D zobrazení plodu [12]	12
Obr. 7: Sektorová (a), konvexní (b) a lineární (c) sonda [4].....	14
Obr. 8: Transvaginální ultrazvuková sonda [18].....	15
Obr. 9: VisualSonics Vevo® 2100 [13]	16
Obr. 10: Snímek ze systému Vevo 2100	20
Obr. 11: Proces rekonstrukce RF dat z IQ dat [17].....	20
Obr. 12: Grafické rozhraní skriptu <code>FileView.m</code> pro zobrazení dat	21
Obr. 13: Okno pro zobrazení DICOM sekvence s ovládacími prvky	22
Obr. 14: Grafické rozhraní skriptu <code>FileView.m</code> pro zobrazení dat se zobrazeným tlačítkem pro uložení DICOM souboru	23
Obr. 15: Grafické rozhraní skriptu <code>FileView.m</code> pro zobrazení dat s aktivními prvky pro nastavení parametrů zobrazení RF křivky	24
Obr. 16: Okno se zobrazení RF křivky podle předem nastavených parametrů.....	25
Obr. 17: Blokové schéma JPEG komprese	28
Obr. 18: Původní obrazová matice v B módu zobrazení.....	30
Obr. 19: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu zobrazení s upraveným rozsahem hodnot	31
Obr. 20: Původní obrazová matice v B módu s barevnou složkou	32
Obr. 21: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu s barevnou složkou.....	33
Obr. 22: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu s barevnou složkou (červený kanál; zelený kanál, modrý kanál), s upraveným rozsahem hodnot	33
Obr. 23: Porovnání účinnosti filtrů na výřezu výstupního obrazu	38

1. ÚVOD

Ultrazvuková sonografie je jednou z nejčastěji používaných diagnostických metod v klinické praxi. Ultrasonografické vyšetření je relativně rychlé, levné, bez jakýchkoli kontraindikací, nezatěžuje pacienta, a v neposlední řadě je také neinvazivní, tudíž bezbolestné a pro pacienta relativně komfortní. Samotný ultrazvukový přístroj je oproti jiným zobrazovacím modalitám cenově dostupný. Můžeme se s ním díky tomu setkat i v soukromých lékařských praxích.

V první části bakalářské práce je obsažen stručný výklad toho, jak se rozvíjel výzkum a vývoj v oblasti medicínského využití ultrazvukových vln od konce 18. století až po současnost, teorie týkající se fyzikálního principu ultrazvukového vlnění, mechanismů jeho vzniku, šíření v těle pacienta a také následné detekce. Popisují i to, jakými mechanismy působí ultrazvuk na živý organismus a různé metody zobrazení naměřených dat.

Následující kapitola obsahuje popis obecného ultrazvukového přístroje pro diagnostiku, včetně typů používaných sond. Odlišnosti mezi různými druhy ultrazvukových sond jsou dány například počty měničů v nich obsažených, geometrickým tvarem vyzářovacích linií, možnostmi jejich využití, pracovními frekvencemi a mnoha dalšími parametry.

V další části se věnuji popisu konkrétního přístroje, a to animálního ultrazvukového systémem Vevo 2100, který je určený pro provádění preklinických výzkumů na animálních objektech. Díky vysokým pracovním frekvencím ultrazvukové vlny není tento přístroj vhodný pro zobrazování lidských tkání.

Tento přístroj mi sloužil ke snímání obrazových ultrazvukových dat a k jejich následnému exportu v mnoha různých režimech. Pro načítání a zobrazení nasnímaných dat jsem využil programové prostředí MATLAB, u DICOM souborů je umožněno také jejich uložení. Tyto všechny operace jsou prováděny pomocí grafického uživatelské rozhraní, zobrazujícího také informace o vybraném souboru.

Ultrazvukový systém VEVO 2100 zvládá ukládání čtyř možných formátů odpovídajících DICOM standardu. Rozbor těchto formátů je obsahem další kapitoly. Kromě definování jednotlivých formátů a stanovení teoretických rozdílů mezi nimi jsem také provedl jejich objektivní i subjektivní hodnocení, a to za pomoci identické obrazové matice.

Poslední kapitola je pak věnována artefaktu postihujícího typicky ultrazvukové snímky. Jedná se o šum typu spekle. Ten je důsledkem interferencí koherentního ultrazvukového vlnění při průchodu tkání. Jeho odstranění je prováděno filtrací, jejíž několik typů jsem i prakticky realizoval a porovnával jejich účinnost při odstraňování speklí z reálného ultrazvukového obrazu.

2. ULTRAZVUK

2.1. Fyzikální princip ultrazvuku

Ultrazvuk je mechanické vlnění pro člověka neslyšitelné. Lidské ucho totiž není schopno zachytit vlnění o frekvenci vyšší než 20 kHz. Tyto mechanické kmity se nazývají právě ultrazvukem. Existují však živočichové, kteří jsou schopni zachytit určitou část ultrazvukového spektra, jako například netopýři nebo delfini. V kapalných a plynných látkách se ultrazvuk šíří ve formě podélného, v pevných látkách pak i ve formě příčného vlnění. Při podélném vlnění částice prostředí kmitají ve směru šíření vlny. Při příčném vlnění částice prostředí kmitají ve směru kolmém na směr šíření vlny.

V lékařství se používá ultrazvukové vlnění s frekvencemi v širokém rozmezí 20 kHz – 40 MHz. Spodní část tohoto pásma, do 100 kHz, je využívána zejména pro ultrazvuk uplatňující se při chirurgických zákrocích nebo při čištění členitých předmětů, a to nejen v lékařství, stomatologii či optice, ale také v automobilovém, strojírenském a potravinářském průmyslu. Pásmo od 1 do 3 MHz se používá v ultrazvukové terapii. Horní část spektra, od 2 MHz, se využívá pro diagnostické účely. [2] [6]

2.2. Historie využití ultrazvuku v medicíně

Počátky zkoumání neslyšitelného zvuku, tedy ultrazvuku, sahají již do 18. století. Za objevitele ultrazvuku je považován italský biolog Lazzaro Spallanzani. Ten v roce 1794 při zkoumání netopýru přišel na to, že se ve tmavém prostoru neorientují podle zraku, ale pomocí odrazu vysokofrekvenčního neslyšitelného zvuku. Anglický vědec Francis Galton roku 1876 sestrojil jednoduchý generátor ultrazvukových vln, známý jako Galtonova píšťala (viz Obr. 1). Ta se dodnes používá zejména pro výcvik psů, kteří dokáží ultrazvuk vnímat. Galtonova píšťala dokáže generovat pouze vlnění o kmitočtech maximálně desítky kilohertz.



Obr. 1: Historická konstrukce Galtonovy píšťaly [10]

Milníkem ve zkoumání vysokofrekvenčního zvuku bylo objevení piezoelektrického efektu v roce 1880. Objeviteli tohoto jevu jsou bratři Pierre a Jacques Curie. Pierre Curie je znám především pro výzkum radioaktivního záření, za který získal roku 1903 Nobelovu cenu. Během pokusů s křemennými krystaly (konkrétně s vinanem sodno-draselným) zjistili, že vlivem mechanické deformace krystalu dochází ke vzniku elektrického napětí. V roce 1881 to byl fyzik Gabriel Lippman, kdo matematicky dokázal vzájemnou souvislost mezi mechanickým namáháním krystalu a jeho schopností generovat elektrické napětí. Dnes se tomuto jevu říká piezoelektrický jev.

Díky vývoji součástek potřebných pro zesilování signálu se v roce 1915 podařilo Francouzi Langevinovi a Rusu Chilowskému sestavit první piezoelektrický měnič schopný generovat mechanické vlnění o frekvenci 150 kHz. Stejně jako mnoho jiných vynálezů, i tento byl nejprve použit pro vojenské účely, a to jako ponorkový radar.

V prvopočátcích medicínského využití ultrazvukových vln se ultrazvuk aplikoval zejména v terapii, kde se využívalo jeho tepelných a destruktivních účinků na lidské tkáně. Léčily se jím například žaludeční vředy, astma nebo ekzémy. Uplatnění se dočkal také ultrazvuk o vysoké intenzitě, a to v neurochirurgii. Například u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí se při kraniotomii pomocí ultrazvuku ničila bazální ganglia.

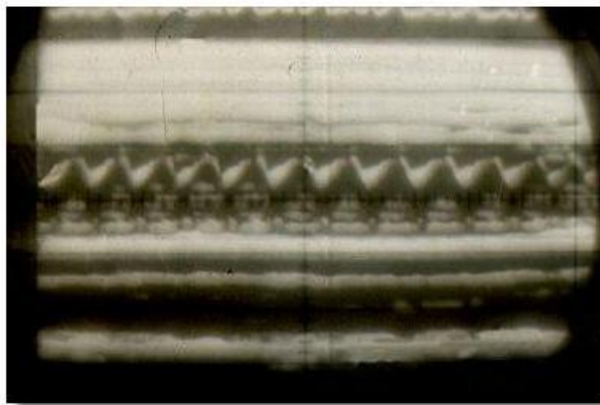
Diagnostický potenciál ultrazvuku byl v medicíně uplatněn v roce 1942 rakouským lékařem Karlem Theodorem Dussikem, který pomocí detekce ultrazvukových vln, které prošly přes tkáně lidského těla, lokalizoval mozkové tumory a mozkové komory. Tuto metodu nazval hyperfonografií.

Dalším průkopníkem diagnostického využití ultrazvuku byl Američan George Ludwig. Ten roku 1948 vynalezl metodu pro detekci žlučových kamenů. Vyvinul pulzní ultrazvuk zobrazující jednorozměrný obraz v módu A (amplitude), kde se ultrazvuková vlna odražená od tkání zobrazovala na obrazovce osciloskopu. Také zkoumal přenos ultrazvuku skrze lidské končetiny, čímž mohl měřit akustickou impedanci svalů. Díky těmto měřením zjistil, že různé typy tkání způsobují různý útlum ultrazvuku, mají odlišnou akustickou impedanci, odlišné koeficienty odrazu. Zabýval se i optimální velikostí frekvence ultrazvukových vln, při které ultrazvuk projde dostatečně hluboko do tkání s dostatečným rozlišením, ale tkáně nepoškodí. Výsledky jeho výzkumu se staly základem pro využití ultrazvuku v diagnostice tak, jak je využíván dodnes.

V 50. letech minulého století došlo Američany Douglassem Howrym a Josephem Homlesem k vynálezu přístroje, který byl schopen zachytit a zobrazit dvojrozměrný obraz vnitřních orgánů v módu B (brightness). Jimi používaná metoda byla značně komplikovaná, protože pacient musel být umístěn v nádrži s vodou (později s fyziologickým roztokem), která sloužila jako imerzní prostředí. V roce 1954 sestavil Ian Donald přístroj pro diagnostiku prsních nádorů a nádorů tlustého střeva, který se obešel bez imerzního prostředí a přikládal se na vyšetřovanou oblast s použitím gelu (tak jako dnes). Využíval sondu s frekvencí 15 MHz. Při takovéto frekvenci pronikal ultrazvuk asi 2 cm hluboko, což bylo pro lokalizaci prsních nádorů

dostatečné tak, že prý měl přesnost diagnózy přes 90 procent.

Možnost snímání v módu M (motion) popsali roku 1954 Inge Edler a Hellmuth Hertz, když použili upravený defektoskop pro snímání pohybu srdečních chlopní. O deset let později se v Číně povedlo poprvé zobrazit pomocí ultrazvuk v M módu srdeční pohyby plodu (viz Obr. 2).



Obr. 2: Fetální srdeční pohyby zaznamenané v roce 1964 [3]

Snímání za využití Dopplerova jevu a ultrazvuku bylo vyvíjeno zejména v Japonsku. Shigeo Satomura a Yasuhara Nimura v roce 1955 zobrazili pomocí Dopplerova jevu pohyb srdečních chlopní a pulsaci periferních cév. V šedesátých letech se v Japonsku i Spojených státech rozšiřovalo měření průtoku krve s využitím spojitě ultrazvukové vlny, které již umožňovalo odlišit směr proudění krve. Princip tohoto zobrazení je založen na odrazu od pohybujících se červených krvinek v krevním řečišti. Další milníkem v Dopplerovské sonografii bylo použití pulsní ultrazvukové vlny roku 1970 Donaldem Bakerem, kdy ultrazvuk nevysílal kontinuálně, ale střídavě vysílal a přijímal odražený signál. V roce 1974 byl vytvořen první duplexní pulsní dopplerovský skener. Další vývoj vedl na přelomu 80. a 90. let k vytvoření barevného duplexního ultrasonografu s barevně odlišeným směrem toku krve.

Nejmladší typem ultrazvukového zobrazení je zobrazení trojrozměrné. Poprvé se trojrozměrný obraz povedlo zaznamenat Japonci Kazunori Babovi, který se výzkumu tohoto typu zobrazení věnoval v 80. letech 20. století, kdy se mu povedlo udělat 3D snímek 19 týdnů starého plodu. Zachytit 3D obraz v čase, tedy 4D, se podařilo v roce 1996. Tato metoda je dnes hojně využívána pro zobrazení plodu v těle matky.

V následujících letech až po současnost docházelo a dochází s miniaturizací elektroniky a s nárůstem výkonu počítačů k zdokonalování výše uvedených metod a jejich obrazových výstupů. Ultrazvuk se stal součástí téměř všech oborů medicíny i průmyslu. [3] [11]

2.3. Zdroje a detektory ultrazvuku

Naprostu nejjednoduššími zdroji ultrazvuku jsou mechanické generátory. Patří sem různé píšťaly, ladičky nebo sirény. Generovaný ultrazvuk má malou energii i výkon, proto se tyto zdroje v lékařství vůbec nepoužívají.

Zdroji i přijímači ultrazvukových vln pro diagnostické i terapeutické využití jsou zařízení, která mění elektrickou energii na energii mechanickou, tedy vlnění, nebo naopak. Říkáme jim proto měniče. Změna energie z elektrické na mechanickou může být pro generování ultrazvuku realizována dvěma způsoby. Prvním je využití jevu magnetostrikce, druhým pak využití piezoelektrického jevu.

2.3.1. Magnetostrikční měniče

Tento typ měničů funguje díky využití magnetostrikčního jevu. Při tomto jevu dochází k mechanické deformaci feromagnetického materiálu (nikl, kobalt, ferity) vloženého do magnetického pole, které je generováno elektromagnetem napájeným střídavým elektrickým proudem. Vzniká tak mechanická energie ve formě ultrazvukových kmitů. Zásadní nevýhodou měničů pracujících na tomto principu je schopnost generovat ultrazvuk o frekvenci do 100 kHz. Používají se proto pouze ve stomatologii pro terapii, kde nejsou požadavky na vysokou frekvenci, ale na velkou intenzitu vlnění ($>10 \text{ W/cm}^2$). [2]

2.3.2. Piezoelektrické měniče

Piezoelektrický jev je v současnosti nepoužívanějším principem pro generování i detekci ultrazvukových vln. Pro generování se využívá nepřímého piezoelektrického jevu, při kterém se krystal umístěný v střídavém elektrickém poli deformuje a vzniká tak mechanické ultrazvukové vlnění, jehož frekvence je přímo úměrná frekvenci střídavého elektrického napětí přivedeného na krystal. Materiál krystalu používaného pro piezoelektrický jev musí být anizotropní, nejčastěji se používají krystaly křemene.

Přímý piezoelektrický jev je využíván pro detekci ultrazvukových vln, kdy dochází působením ultrazvuku k mechanické deformaci krystalu a můžeme tak na jeho povrchu naměřit pomocí elektrod elektrické napětí. [2] [7]

2.4. Biofyzika šíření ultrazvuku

Průchodem ultrazvuku lidským tělem dochází k mnoha interakcím mezi ultrazvukovou vlnou a tkáněmi, které jsou vystaveny jejímu působení.

Při aktivních interakcích dochází v důsledku pohlcení ultrazvukové energie tkáněmi

k jejich změnám. Takovýmto změny vyvolávajícím účinkům říkáme biologické a využívají se zejména v terapii a ultrazvukové chirurgii.

Pasivní interakce jsou typické pro ultrazvuk o nízkých intenzitách. Ultrazvuková vlna tedy nijak nezasahuje do struktury tkání. Změní se pouze parametry odražené vlny a můžeme tak určit akustické vlastnosti tkání. Z toho je patrné, že tyto účinky jsou klíčové pro diagnostické aplikace ultrazvuku.

To, jak bude ultrazvuková vlna procházet tkáněmi, je ovlivněno akustickými parametry jednotlivých typů tkání. Nejdůležitějšími parametry je rychlost šíření, útlum a akustická impedance. Na rozhraní dvou tkání s různými akustickými impedancemi pak dochází k odrazu, lomu, případně rozptylu ultrazvukového vlnění.

2.4.1. Rychlost šíření

Rychlost, jakou se ultrazvuk šíří, je závislá na typu tkání a jejich vlastnostech. Šíření je realizováno pomocí kmitů částic prostředí. Z toho vyplývá, že rychlost šíření ultrazvukové vlny závisí na hustotě tkáně, kterou prochází. Čím větší je hustota tkáně, tím větší rychlostí ji ultrazvuk prostupuje (viz Tab. 1).

Nejrychleji se proto ultrazvuku šíří v pevných látkách. V lidském těle jsou typickou pevnou látkou kosti, kde se šíří rychlostí asi 3600 m/s ve formě příčného i podélného vlnění.

V měkkých tkáních lidského těla se rychlost šíření pohybuje v rozmezí od 1450 do 1650 m/s ve formě podélného vlnění. Tento rozptyl hodnot rychlostí je způsoben rozdílným prokrvením, strukturou a složením jednotlivých tkání.

Nejmenší rychlostí se ultrazvuková vlna šíří v plicní tkáni, která obsahuje převážně vzduch, v němž se ultrazvuk šíří stejnou rychlostí, jako slyšitelný zvuk, tedy 340 m/s. Vlnění plyny postupuje formou podélného vlnění. [6]

2.4.2. Útlum

Ultrazvuk procházející tkáněmi je z části tkáněmi absorbován. Se zvyšující se vzdáleností od zdroje ultrazvuku dochází ke snižování intenzity ultrazvukové vlny, protože akustická energie je přeměňována na teplo. Intenzita ultrazvuku v tkáni je závislá na absorpčním koeficientu α , který je přímo úměrně závislý na frekvenci ultrazvukového vlnění a na typu tkáně.

Pro vyšetřování tkání a orgánů uložených těsně pod povrchem těla tedy používáme ultrazvuk o vyšší frekvenci než pro vyšetřování hlouběji uložených orgánů. [2]

2.4.3. Akustická impedance

Akustická impedance neboli vlnový odpor, je veličina, která vyjadřuje akustické vlastnosti dané tkáně. Zásadně ovlivňuje to, jak se ultrazvuková vlna zachová při dopadu na rozhraní dvou tkání s rozdílnou velikostí akustické impedance. Měrná akustická impedance je rovna součinu hustoty tkáně a rychlosti ultrazvukového vlnění. Největší akustickou impedanci mají v lidském těle kosti a nejmenší vzduch (viz Tab. 1). [2] [7]

Tab. 1: Hodnoty akustické impedance a rychlosti ultrazvuku ve vybraných tkáních [2]

Tkáň	Akustická impedance	Rychlost
	$Z [10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}]$	$c [\text{m/s}]$
Krev	1,62	1580
Kost	3,75–7,38	3360
Mozek	1,55–1,66	1538
Játra	1,64	1570
Sval	1,65–1,74	1568
Voda	1,5	1500
Vzduch	0,0004	340

2.4.4. Odraz, lom a rozptyl

Zobrazování pomocí ultrazvuku je založeno na odrazu a lomu ultrazvukové vlny při jejím dopadu na rozhraní dvou tkání s rozdílnou velikostí akustické impedance.

Dopadá-li na toto rozhraní kolmo, část vlny projde dále a část se odrazí zpět směrem k sondě. Dochází pouze k odrazu. Čím větší je rozdíl akustických impedancí mezi tkáněmi, tím větší je intenzita odrazu (tzv. echogenita). Dle zákona odrazu je úhel odrazu vlny od rozhraní stejný jako úhel dopadu na rozhraní.

Jestliže vlna dopadá pod jiným, než kolmým úhlem, dochází kromě odrazu také k lomu. Úhel lomu závisí na rychlosti, jakou se ultrazvuk šíří oběma prostředími a je dán Snellovým zákonem.

K rozptylu ultrazvukové vlny dochází zejména při interakci s částicemi o rozměrech přibližně stejných, jako je vlnová délka této vlny (například krevní elementy). Rozptyl negativně přispívá ke kvalitě výsledného ultrazvukového obrazu. [1] [2]

2.5. Biologické účinky ultrazvuku

Biologické účinky ultrazvuku jsou, jak již bylo zmíněno výše, důsledkem aktivních interakcí mezi ultrazvukovou vlnou o vysoké intenzitě a tkáněmi a mohou být buď primární, nebo sekundární. Primární účinky jsou vyvolány působením mechanické energie ultrazvuku, např. kavitace. Sekundární účinky jsou způsobené jinými formami energie, které vznikly přeměnou mechanické energie ultrazvuku, např. tepelná, chemická nebo elektrická energie.

Velikost intenzity ultrazvuku ovlivňuje návratnost a nenávratnost změn, které ultrazvuk lidskému organismu způsobí. Udává se, že mezní intenzitou jsou 3 W/cm^2 . Při vyšších hodnotách intenzity dochází k ireverzibilním změnám. [2]

2.5.1. Tepelné účinky

Z důvodu absorpce akustické energie ultrazvukové vlny dochází k lokálnímu zvýšení teploty v tkáni. Velký ohřev nastává zejména na rozmezí dvou tkání s rozdílnými akustickými impedancemi. Absorpce ultrazvuku, a následná přeměna akustické na tepelnou energii, je přímo úměrně závislá na jeho frekvenci.

Při aplikaci ultrazvuku je třeba dbát na to, aby teplota embryonálních tkání nepřekročila $39,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$ a teplota tkání dospělého člověka pak $41 \text{ }^{\circ}\text{C}$, jinak by mohlo dojít k poškození tkání důsledkem jejich ohřevu. [5]

2.5.2. Kavitační účinky

Ke kavitaci dochází působením ultrazvuku v kapalném prostředí. Vznikají a následně zanikají tzv. kavitační bubliny, a to důsledkem zhušťování a zředění prostředí jako následek změn akustického tlaku.

Dojde-li k zániku bubliny dříve, než do daného místa doputuje další perioda ultrazvukové vlny, hovoříme o kolapsové kavitaci. Zánik je provázen silnou tlakovou vlnou a zvýšením teploty. Kolapsová kavitace nastává po překročení kavitačního prahu, který je definován hodnotou intenzity ultrazvukové vlny.

U rezonanční kavitace nedochází ke kolapsu bublin z důvodu nedostatečné intenzity ultrazvuku. Bubliny pouze rezonují a snižují tak energii ultrazvukové vlny.

Kavitace se využívá pro chirurgické aplikace ultrazvuku nebo na odstraňování zubního kamene. Má ale také negativní účinky, a to zejména na krev, kde způsobuje hemolýzu erytrocytů. [8]

2.5.3. Další biologické účinky

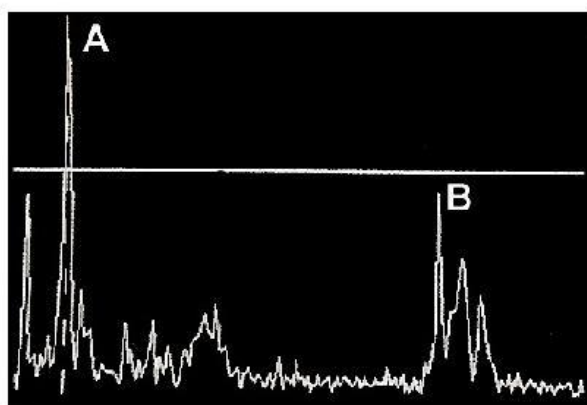
Mechanické účinky způsobují například tzv. mikromasáž, díky které se zvýší permeabilita membrán a to má za následek zrychlení difúze mezi tkáněmi. Dojde ke zvýšení prokrvení a zrychlení látkové výměny. Pomocí ultrazvuku je možno také měnit pH tkání nebo využít jeho analgetických účinků k tišení bolesti.

2.6. Typy zobrazení

Obraz získaný při diagnostickém použití ultrazvuku odrazem ultrazvukové vlny od rozhraní tkání o rozlišné akustické impedanci je možno zobrazit několika způsoby. Některé se již nepoužívají a jiné jsou naopak doménou posledních let, kdy je jejich rozvoj umožněn technickým pokrokem.

2.6.1. Zobrazení typu A

Je to nejstarší a nejjednodušší způsob zobrazení a vychází z něj všechny ostatní druhy zobrazení. A mód je založen na zobrazování amplitud signálu, který je vybuzen po detekci ultrazvukových vln měničem. Amplituda výchylek signálu odpovídá velikosti energie odražené vlny a jejich poloha místu tohoto odrazu (viz Obr. 3). V současnosti se tento typ zobrazení používá například v očním lékařství a biometrii. [5]



Obr. 3: Zobrazení typu A [19]

2.6.2. Zobrazení typu B

V dnešní době se jedná o nepoužívanější způsob zobrazení. Výstupem je dvourozměrný obraz složený ze světelných bodů, jejichž jas odpovídá intenzitě odražené ultrazvukové vlny. Tkáně, které ultrazvuk neodrážejí, jsou tedy zobrazeny černě (viz Obr. 4).

Dříve se využívalo statické zobrazení, kdy se takovýto obraz tvořil pohybem sondy s jedním měničem po vyšetřované oblasti na těle pacienta.

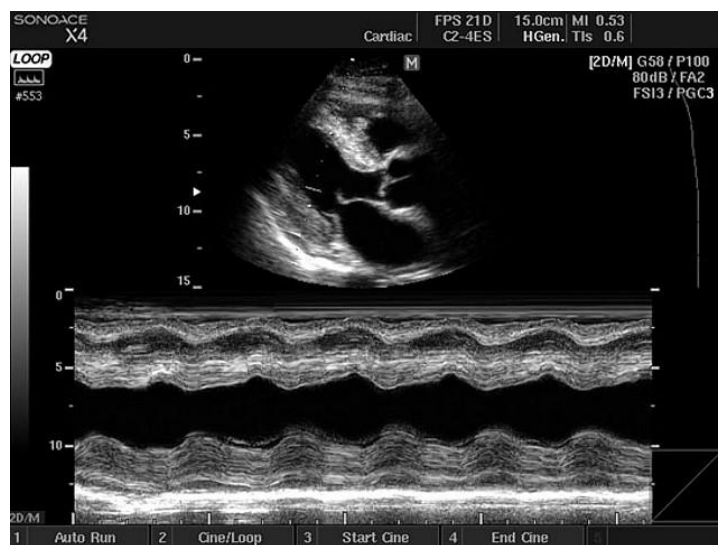
Dnes se namísto statického používá zobrazení dynamické, kdy je v sondě umístěna řada měničů a není tedy nutné se sondou pohybovat. Další výhodou je, že snímanou část těla vidíme na obrazovce v reálném čase. [4] [5]

2.6.3. Zobrazení typu C

Jedná se o dvojrozměrné zobrazení plošného řezu, který je veden vyšetřovanou částí těla v požadované hloubce. Výsledný obraz je tedy sejmut v rovině kolmé na svazek ultrazvukového vlnění. [8]

2.6.4. Zobrazení typu M

Pomocí tohoto typu zobrazení jsou zobrazovány především pohyby srdce při echokardiografických vyšetřeních. Výstupem je jednorozměrný obraz zachycený v čase, což znamená, že výchylky signálu jsou zobrazovány na časové ose (viz Obr. 4). [2]



Obr. 4: Zobrazení srdce v módu B (nahore) a M (dole) [20]

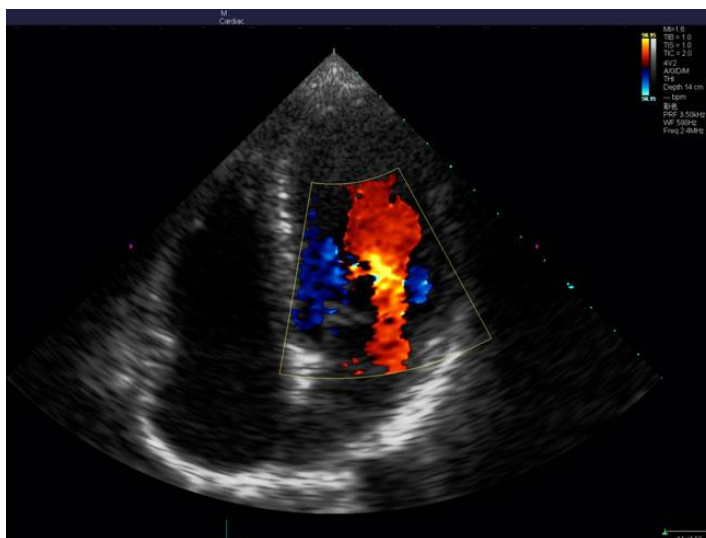
2.6.5. Dopplerovské zobrazení

Velmi hojně využívaná metoda pro stanovení rychlosti a směru toku krve, která využívá Dopplerova jevu. Dopplerův jev popisuje, jak se mění frekvence a vlnová délka akustického vlnění, když se mění vzdálenost mezi zdrojem vlnění a pozorovatelem. Jestliže se vzdálenost mezi zdrojem a pozorovatelem zmenšuje, pozorovatel vnímá frekvenci vyšší. Jestliže se naopak vzdálenost zvětšuje, vnímá pozorovatel frekvenci nižší.

Ultrazvuková vlna se v krevním řečišti odráží od krevních elementů, konkrétně erytrocytů, a díky výše popsanému Dopplerovu jevu můžeme určit rychlost pohybujících se červených krvinek a také směr jejich pohybu. Pohyb od sondy se značí modře, k sondě červeně (viz Obr. 5). V praxi se používají dva druhy systémů, které se liší způsobem vysílání a přijímání signálu.

Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou (Continuous Wave) obsahují v sondě dva měniče. Jeden z nich pracuje neustále jako vysílač a druhý jako přijímač ultrazvukové vlny. Hodnotí se změna frekvence přijímané vlny oproti vlně vyslané. Toto řešení je starší a kvůli své konstrukci neumožňuje při snímání v oblasti s více cévami rozlišit, v které konkrétní cévě je rychlost toku krve právě měřena a změřená rychlost je tak sumací rychlostí v jednotlivých cévách. Nejsme u nich schopni určit hloubku, kde se céva vyskytuje a ani průtok touto cévou. Jejich výhodou je naopak schopnost zaznamenat i velmi vysoké rychlosti toku krve.

Řešením výše popsaných nevýhod je použití systémů s modulovanou nosnou vlnou (Pulse Wave). Tyto systémy mají ve své sondě pouze jeden piezoelektrický měnič, který zajišťuje vysílání i příjem ultrazvuku. Kromě rozdílu frekvence mezi vysílanou a přijímanou vlnou je možno měřit i čas, který uplynul mezi vysláním a detekcí ultrazvuku, díky čemuž můžeme určit hloubku uložení cév. Následně je možno nastavit snímání v požadované hloubce a měření tak není ovlivněno cévami nacházejícími se mezi sondou a cévou, jejíž průtok chceme měřit. [7] [8]



Obr. 5: Dopplerovské zobrazení srdce v B módu s barevně znázorněným tokem krve [9]

2.6.6. 3D zobrazení

V dnešní době se jedná o velmi populární zobrazení, a to zejména v porodnictví. 3D obraz (viz Obr. 6) je možno získat dvěma postupy.

Dříve se 3D zobrazení provádělo tak, že se sondou během snímání pohybovalo a obraz se zpětně matematicky rekonstruoval ze za sebou nasnímaných obrazů. Takovýto způsob ale vyžadoval velkou přesnost lékaře nebo zařízení, které pohyb sondy zajišťovalo.

Nejpoužívanějším způsobem je dnes snímání pomocí sondy přímo určené k tvorbě trojrozměrných obrazů. Tato sonda se od běžené sondy pro 2D snímání liší vnitřním uspořádáním měničů, které nejsou v jedné řadě, ale tvoří matici. Obraz je tak snímán během krátkého časového úseku, což také umožňuje takzvané 4D snímání, kdy je trojrozměrný nasnímaný obraz zobrazen v čase. [5]



Obr. 6: 3D zobrazení plodu [12]

3. ULTRAZVUKOVÝ DIAGNOSTICKÝ PŘÍSTROJ

Nejčastějším typem přístroje využívajícího ultrazvukové vlnění, se kterým se můžeme v lékařských ordinacích setkat, je ultrazvukový diagnostický přístroj. Můžeme se také setkat s označením ultrasonograf. Díky různému odrazu ultrazvuku od různých typů tkání je schopen vytvářet tomografické obrazy vyšetřované oblasti lidského těla. Vyhodnocením zpoždění a amplitudy odražené ultrazvukové vlny získáme informace o hloubce uložení vyšetřované tkáně a jejím typu.

Standartní ultrazvukový přístroj pro diagnostiku se skládá z různých typů vyšetřovacích sond, elektronických obvodů zajišťujících vznik ultrazvukové vlny, vyhodnocení jejího odrazu a převedení do obrazové podoby. Nezbytnou součástí těchto přístrojů je také obrazovka pro zobrazení obrazu a jednotka pro uložení naměřených dat.

Současné diagnostické přístroje jsou plně digitální. To umožňuje zjednodušené ovládání přístrojů do té míry, že se dají nastavit parametry snímání pro jednotlivé orgány a obsluha si pak pouze volí předvolby podle prováděného vyšetření. Digitální je i zpracování sejmutého obrazu, což přináší mnoho možností jeho zpracování a úprav tak, aby jeho diagnostický přínos byl co největší. Export obrazových dat může být buď přímo do nemocničního informačního systému, nebo na různá záznamová média, podle rozhraní, kterými přístroj disponuje.

3.1. Vyšetřovací sondy

Sonda je základní částí každého ultrazvukového diagnostického přístroje, neboť obsahuje elektroakustické měniče pracující na principu piezoelektrického jevu (kapitola 2.3.2.). Měniče jsou z jedné strany mechanicky i elektronicky stíněny a ultrazvuk je tak generován i přijímán pouze v daném směru. Podle jejich konstrukce a tvaru dělíme sondy na lineární, konvexní, sektorové a speciální. Jednotlivé typy sond se od sebe liší také tvarem výsledného obrazu a typem vyšetření, pro které jsou používány.

3.1.1. Lineární sondy

Lineární sondy jsou nejjednodušším a nejstarším typem vyšetřovacích sond. Měniče jsou v nich uspořádány v řadě za sebou. Počet měničů se pohybuje od 60 do 196 v jedné sondě. Jejich buzení je prováděno elektrickými signály a jsou buzeny všechny zároveň (linear array). Ultrazvuk se tedy šíří ze všech měničů paralelně (viz Obr. 7c), což vytváří výsledný pravoúhlý obraz. Frekvence ultrazvukové vlny generované tímto typem sond je v rozmezí 5 až 14 MHz. Lineární sondy se proto používají pro diagnostiku zejména povrchových orgánů. Mohou být také kombinovány s dopplerovským měřením a používány pro vyšetření cév. [8]

3.1.2. Konvexní sondy

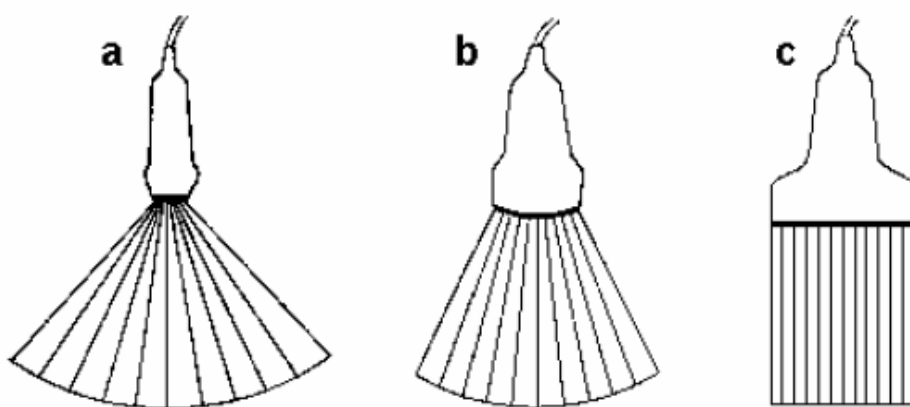
Uvnitř konvexní sondy jsou měniče také v jedné řadě, stejně jako u sondy lineární. Plocha, na které jsou měniče uspořádány, není úsečka, ale má tvar konvexní (viz Obr. 7b). Díky tomu má výsledný obraz tvar mezikruží a přibližuje se tak vějířovému tvaru obrazu ze sektorových sond. Frekvenční rozsah konvexních vyšetřovacích sond je od 2 do 9 MHz a zobrazovací úhel 60 až 90°. Nejčastěji se používají pro vyšetřování orgánů uložených v dutině břišní. [4] [8]

3.1.3. Sektorové sondy

Sektorové sondy mohou obsahovat buď jeden, nebo více měničů. Pro získání vějířového tvaru obrazu (viz Obr. 7a) je třeba ultrazvukový paprsek vychylovat. Dříve se vychylování provádělo mechanicky, dnes je řízeno výhradně elektronicky.

U sond s mechanickým vychylováním obsahujících jeden měnič je vějířovitý tvar obrazu zajištěn kýváním tohoto měniče. Obsahují-li sondy více měničů, je kývání nahrazeno rotačním pohybem a ultrazvuková vlna je vysílána pouze z měniče, který je zrovna v kontaktu s kůží.

Více měničů obsahují také sondy s elektronicky řízeným vychylováním ultrazvukového paprsku. Vějířového zobrazení je u nich dosahováno elektrickým buzením jednotlivých měničů s různým fázovým posunem ultrazvukové vlny (phased array). Největší výhodou sektorových vyšetřovacích sond je velmi malá plocha, ze které je snímání prováděno a naopak velký vrcholový úhel výsledného obrazu. Proto jsou sektorové sondy využívány zejména pro diagnostiku srdce a jater, kde je třeba docílit toho, aby ultrazvukový paprsek prošel prostorem mezi žebry. Pracovní frekvence sektorových sond jsou 2 až 8 MHz. [5]



Obr. 7: Sektorová (a), konvexní (b) a lineární (c) sonda [4]

3.1.4. Maticové sondy

Tento typ sond patří mezi nejmladší. Základním rozdílem mezi maticovými sondami a všemi výše zmíněnými druhy je uspořádání měničů. Jak již jejich název vypovídá, uvnitř maticových sond jsou piezoelektrické měniče uspořádány do matice. Ve středu této matice jsou umístěny vysílací měniče. Přijímací měniče jsou rozprostřeny po celé ploše matice. Maticové sondy se využívají pro 3D zobrazování. Díky jejich konstrukci není rekonstrukce obrazu nutná a obraz je zobrazován v reálném čase. Takovéto zobrazení nazýváme 4D. Uplatnění maticové sondy nacházejí zejména v oblasti porodnictví. Jejich prostřednictvím lze získat informace o vzhledu plodu a také o jeho pohlaví. [5]

3.1.5. Speciální sondy

Všechny výše uvedené typy vyšetřovacích sond jsou uzpůsobeny pro snímání z povrchu lidského těla. Ultrazvuk se používá i pro vyšetřování orgánů, které se nacházejí v blízkosti stěn tělesných dutin. Přímou se tak nabízí spojení endoskopických nástrojů s ultrazvukovými hlavicemi. Takovýmto sondám proto říkáme endosonografické a nalézají využití například při vyšetření trávicího traktu. Používají se také sondy svým tvarem určené pro gynekologická vyšetření, tzv. transvaginální (Obr. 8) nebo pro vyšetření prostaty a rekta, tzv. transrektální sondy. V kardiografii se uplatňuje transesofageální sonda, která se zavádí do jícnu, případně až do žaludku. Díky tomu se sonda dostane blíže srdečnímu svalu než u klasické echokardiografii a docílíme tak vyšší rozlišovací schopnosti. [5]



Obr. 8: Transvaginální ultrazvuková sonda [18]

4. ANIMÁLNÍ ULTRAZVUK VEVO 2100

V této bakalářské práci pracuji s animálním ultrazvukovým systémem Vevo 2100 (viz Obr. 9) vyvinutým kanadskou společností VisualSonics Inc., nyní FujiFilm VisualSonics Inc. Tato společnost se zabývá vývojem a výrobou ultrazvukových přístrojů určených pro in vivo zobrazování nejrozličnějších typů tkání laboratorních zvířat. Využití tyto přístroje nacházejí zejména v preklinických výzkumech.

Model Vevo 2100 byl uveden na trh v roce 2008. Jedná se čtvrtou generaci vysokofrekvenčních ultrazvukových systému této společnosti, která přináší vylepšení kvality snímání v mnoha ohledech. Nabízí například rozlišení až 30 mikrometrů, a počet snímků za sekundu může být až 1000. Výrobce výslovně uvádí, že tento přístroj není uzpůsobený pro provádění vyšetření na člověku.



Obr. 9: VisualSonics Vevo® 2100 [13]

4.1. Konstrukční řešení

Jedná se o klasický mobilní ultrazvukový systém, jaký můžeme znát z lékařských ordinací nebo nemocničních pracovišť. Celý přístroj je vysoký 112 cm (s monitorem 155 cm), široký 71 cm, hluboký 101 cm a váží 170 kg. Je umístěn na čtyřech otočných uzamykatelných kolečkách, což umožňuje jeho snadnou přepravu. Hned nad nimi jsou dva vyměnitelné vzduchové filtry, třetí najdeme na zadní straně přístroje. Výrobce doporučuje tyto filtry čistit každé tři měsíce, aby nedocházelo k jejich ucpání, a tím k přehřívání vnitřních komponent.

Na přední straně se nachází tři konektory k připojení vyšetřovacích sond. Pro obsluhu přístroje je nejdůležitější ovládací panel, na který navazuje madlo k manipulaci s přístrojem. Panel obsahuje alfanumerickou klávesnici, trackball, klávesy určené pro ovládání jednotlivých funkcí a také posuvníky. Všechny klávesy mají podsvícení, jehož jas lze nastavovat v sedmi úrovních. Na ovládací panel navazují dva reproduktory. Ty slouží pro zvukovou interpretaci toku krve při dopplerovském měření s modulovanou nosnou vlnou.

O zobrazení se stará 24 palcový LCD monitor značky Eizo, konkrétně model RadiForce MX241W, který je určen pro použití v lékařství. Obsahuje IPS panel o velikosti 24 palců s rozlišením 2,3 megapixelů, tedy až 1920 x 1200 a jeho jas je regulován pomocí čidla okolního osvětlení. Monitor je umístěn na držáku, kterým lze manipulovat v mnoha směrech a docílit tak vždy optimální pozice pro obsluhující personál. Držák je ukotven do zadního panelu obsahujícího celou řadu konektorů a také hlavní vypínač.

Mezi konektory nalezneme napájecí konektor, 3 USB a jeden FireWire pro připojení externích datových uložišť, 3 BNC konektory, síťový konektor, paralelní port, digitální DVI nebo analogové S-Video pro připojení další obrazovky a také dva konektory sloužící pro připojení příslušenství od výrobce VisualSonics. Na levém boku přístroje je umístěna DVD+-RW mechanika. [13]

4.2. Kompatibilní vyšetřovací sondy

Pro použití s ultrazvukovým systémem jsou určeny pouze vyšetřovací sondy Vevo MicroScan. Výrobce nabízí celkem šest typů sond lišících se frekvencí generované ultrazvukové vlny, a tím i typem výzkumu, pro který jsou určeny. Všechny obsahují 256 piezoelektrických měničů v lineárním uspořádání (kapitola 3.1.1.). Frekvence sond pokrývají rozsah od 9 do 70 MHz.

Sonda MS200/MS201 pracuje na frekvenci 9-18 MHz. Je určena pro provádění výzkumu na menších (myš, krysa, potkan) i větších (králík) zvířatech s hmotností vyšší než 0,5 kg a pro zobrazování abdominálních a kardiovaskulárních oblastí.

Sonda MS250 s frekvencemi 13-24 MHz má využití při zobrazování velkých potkaních tumorů, kardiovaskulárního systému a abdominální oblasti u menších zvířat (asi do 250 g). Tato sonda, stejně jako sonda předchozího typu, je uzpůsobena pro kontrastní zobrazení.

Sonda MS400 má frekvenční rozsah 18-38 MHz. Je využívána zejména pro kardiovaskulární aplikace u myší se snímkovací frekvencí vyšší než 300 snímků za sekundu.

Sonda MS550D generuje ultrazvuk o frekvenci 22-55 MHz. Určení této sondy je zobrazení rakovinotvorných tkání u myší a také embryí nebo vaskulárního systému.

Sonda MS550S poskytuje frekvence 32-56 MHz. Dají se s ní zobrazovat tumory, abdominální oblast, vaskulární systém i epidermis nebo oční tkáň, a to nejen u myší, ale i u malých ryb.

Sonda MS700 nabízí nejvyšší frekvence, a to 30-70 MHz. Díky takto vysokým frekvencím je průnik ultrazvukové vlny velmi malý. Proto je využití této sondy zejména pro zobrazení povrchových tkání, podkožních tumorů, epidermu nebo oční tkáně. [13] [15]

4.3. Softwarové vybavení

Animální ultrazvukový systém Vevo 2100 běží na operačním systému Windows Embedded 7 od společnosti Microsoft. Jedná se o speciálně upravenou verzi komerčně dostupných Windows, která se používá právě do takovýchto specializovaných pracovních stanic.

Nad operačním systémem je implementován Vevo 2100 Workstation Software. Obsahuje mnoho balíčků pro zobrazování v mnoha módech a následnou analýzu dat získaných v těchto módech a jejich export. Data mohou být exportována v celé řadě formátů, ať už se jedná o RAW data nebo data komprimovaná.

Systém Vevo 2100 je schopen získávat data v mnoha módech a režimech (kapitola 2.6.). Mezi základní módy patří zobrazení typu B a M. Dále můžeme snímání provádět v dopplerovském zobrazení s modulovanou nosnou vlnou, barevném dopplerovském zobrazení, výkonovém dopplerovském zobrazení nebo dopplerovské zobrazení tkání myokardu. Můžeme také provádět měření v kontrastním režimu, kdy je do zkoumané tkáně vpravena kontrastní látka (mikrobubliny naplněné vzduchem či plynem) pro zvýšení kontrastu výsledného obrazu. Další možností je z naměřených dat softwarovou rekonstrukcí získat trojrozměrný obraz. V neposlední řadě systém umožňuje ukládání dat v digitálním RF módu. V tomto režimu je detekovaný radiofrekvenční signál uložen v digitalizované podobě a nedojde u něj ke ztrátě informací, protože není komprimován. Díky tomu je možné provádět postprocessing s daty, která jsou naprosto identická jako data, která byla naměřena. [13]

5. IMPLEMENTACE NAČÍTÁNÍ OBRAZOVÝCH DAT

V této bakalářské práci se věnuji zejména zpracování obrazových ultrazvukových dat získaných z animálního ultrazvukového systému Vevo 2100. Snímání dat jsem prováděl pod odborným vedením pana inženýra Mézla, a to v laboratoři na Ústavu biomedicínské techniky a bioinformatiky VUT v Brně, kde mi byl tento přístroj plně k dispozici. Dále jsem implementoval načítání a zobrazení nasnímaných dat v programovém prostředí MATLAB ve verzi 2012b od společnosti MathWorks.

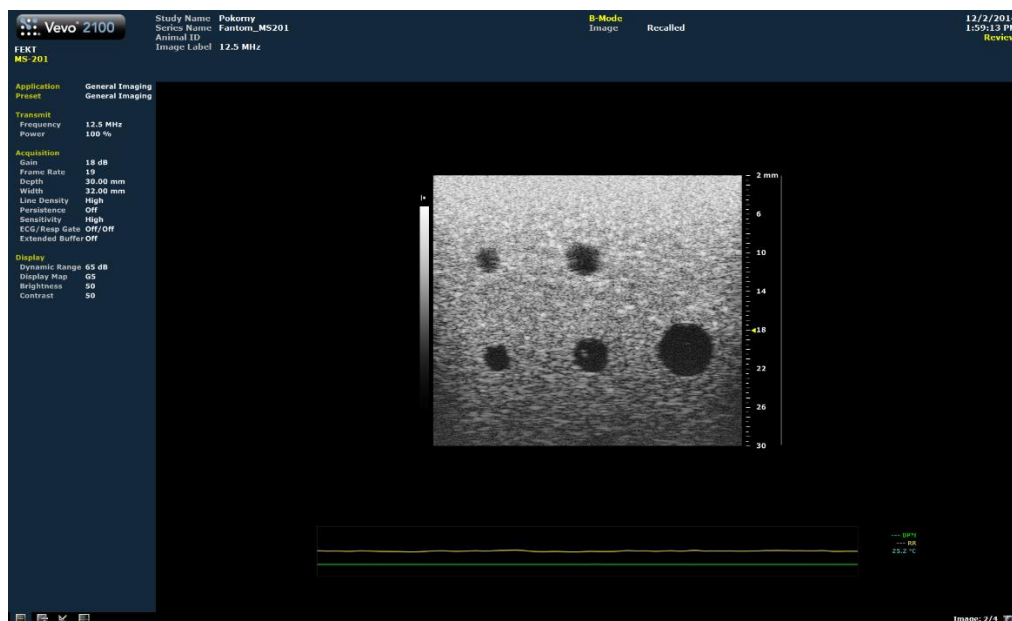
5.1. Akvizice obrazových dat

Obrazová data pro budoucí zpracování jsem snímal na fantomu Model 539 vyrobeném společností ATS Laboratories, Inc. Jedná se o víceúčelový fantom pro posuzování mnoha zobrazovacích parametrů ultrazvukových systémů pracujících s frekvencemi 2,25 až 7,5 MHz. Fantom je vyrobený z gumového materiálu svými vlastnostmi co nejvěrněji simulujícího tkáň. Je v něm umístěno mnoho různých elementů jasně definovaných rozměrů, tvarů a parametrů, podle jejichž zobrazení na obrazovce přístroje lze provést kalibraci zobrazovacího systému. [16]

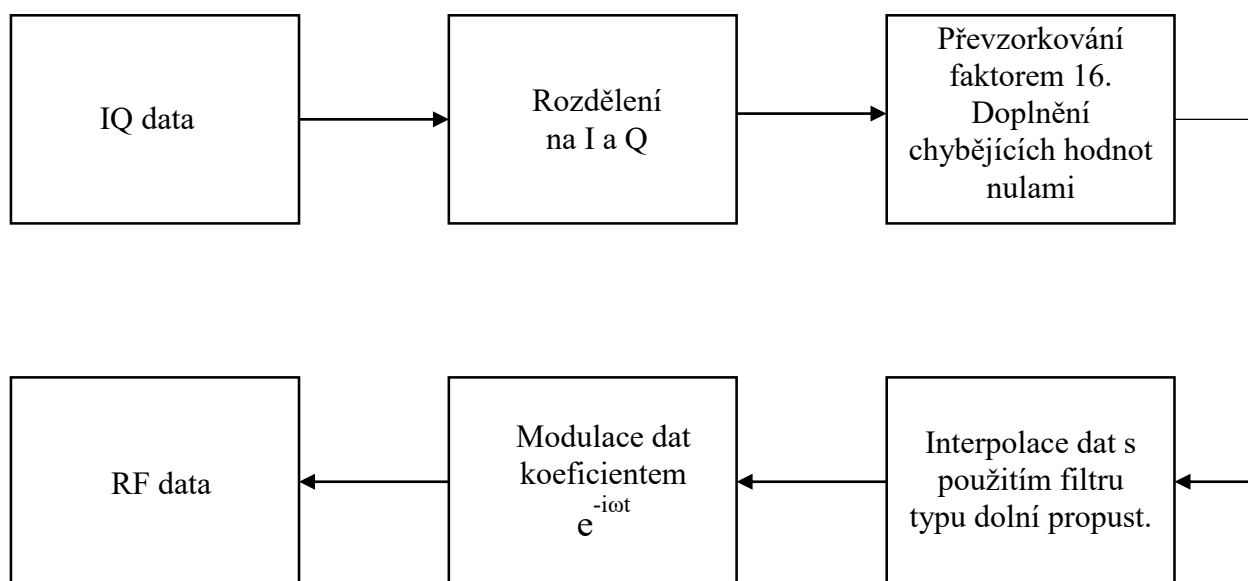
Pro snímání jsem zvolil dvě sondy, a to sondu MS201 a sondu MS250 (kapitola 4.2). Na každé z těchto sond lze nastavit dvě frekvence vysílané ultrazvukové vlny. Akvizici jsem tedy prováděl na celkem čtyřech frekvencích – 12,5, 15, 16 a 21 MHz. I když jsou tyto frekvence mimo frekvenční interval fantomu, pro účely této bakalářské práce to není nijak limitující.

Během akvizice byla sonda umístěna v nastavitelném držáku a fantom postaven na pracovní ploše opatřené kolejnicemi pro snadnou manipulaci se zobrazovaným objektem. Obě tyto komponenty jsou součástí Vevo Imaging Station, což je příslušenství dodávané k systému Vevo 2100 umožňující snadnou manipulaci a zejména zobrazování animálních objektů. Mezi ultrazvukovou sondu a povrch fantomu jsem nanesl vodivý gel pro zlepšení přenosu ultrazvukové vlny mezi sondou a fantomem.

Pro každou z výše uvedených frekvencí jsem provedl snímání statického obrazu a také snímání sekvence několika snímků. Takto získaná obrazová data jsem z ultrazvukového přístroje exportoval v řadě formátů, které tento přístroj nabízí. Export statických obrazů (viz Obr. 10) zahrnoval nekomprimovaný a komprimovaný DICOM formát, jenž se standardně využívá v medicínských zařízeních, dále běžné obrazové formáty jako BMP, TIF a také surová, takzvaná RAW data, dále pak RF a IQ data (viz Obr. 11). Obrazové sekvence byly exportovány v nekomprimovaném a komprimovaném DICOM formátu, jako animace ve formátu GIF, v nekomprimovaném a komprimovaném video formátu AVI a opět RAW data. [13] [17]



Obr. 10: Snímek ze systému Vevo 2100



Obr. 11: Proces rekonstrukce RF dat z IQ dat [17]

5.2. Načítání obrazových dat

Načítání obrazových dat ze systému Vevo 2100 jsem realizoval v programovém prostředí MATLAB, které obsahuje Image Processing Toolbox. Je to sada nástrojů obsahující funkce, algoritmy a aplikace pro zpracování, analýzu a zobrazování obrazů. S jejím využitím jsem vytvořil skript `FileView.m` umožňující zobrazování nasnímaných obrazů ve vyexportovaných formátech. V tomto skriptu jsou obsaženy funkce a části funkcí, které podléhají autorským právům, a to společnosti VisualSonics. Ovládání skriptu je realizováno pomocí grafického uživatelského rozhraní (viz Obr. 12).



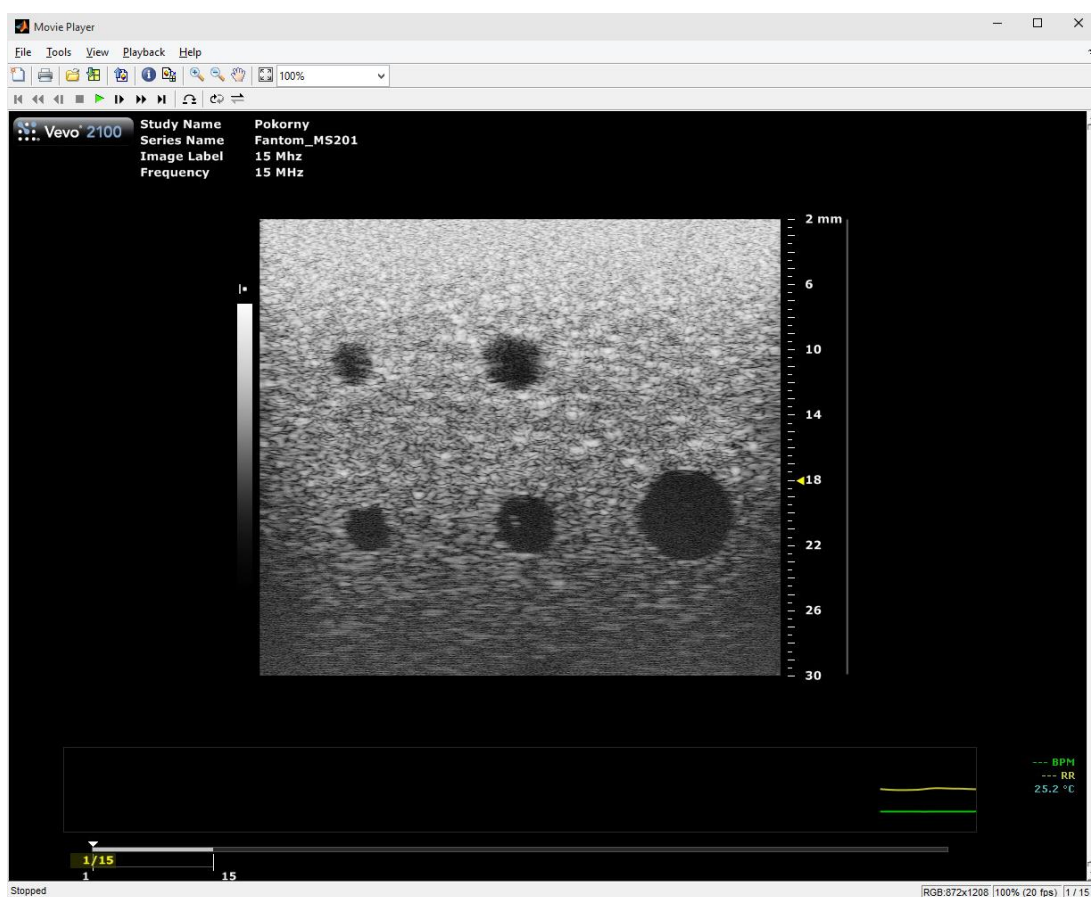
Obr. 12: Grafické rozhraní skriptu `FileView.m` pro zobrazení dat

V levé části okna jsou umístěna tlačítka pro ovládání skriptu, v pravé části pak můžeme nalézt textové pole, v kterém se zobrazuje cesta k vybranému souboru. Pod tímto polem se nachází tabulka, v níž se zobrazují informace o tomto souboru, a to jeho jméno, velikost (v bajtech), datum vytvoření nebo poslední úpravy souboru a také výška a šířka obrazu v souboru (v pixelech).

Při stisknutí tlačítka *Select File* dojde k otevření okna pro výběr souboru. V tomto okně si uživatel vybere soubor, který bude chtít zobrazit. Zobrazeny jsou pouze formáty souborů, s nimiž umí skript pracovat. Tyto formáty jsou: *.bmp*, *.dcm*, *.tif*, *.iq.bmode*, *.raw.bmode*, *.avi*, *.gif*. Po úspěšném vybrání souboru dojde k vyplnění cesty k souboru a k vyplnění tabulky s informacemi o souboru.

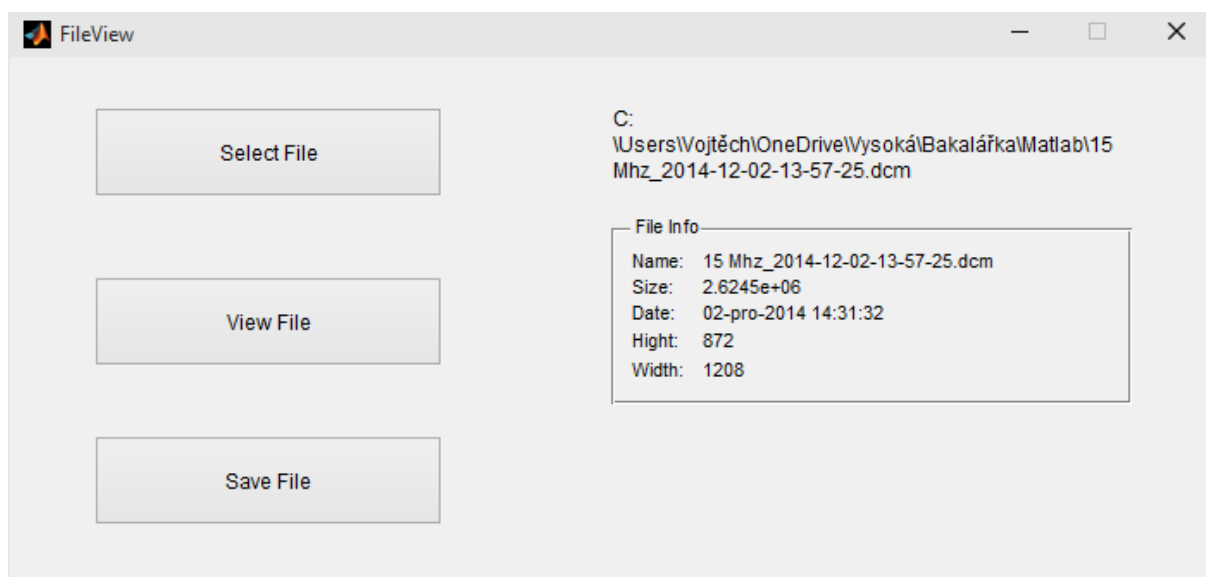
Dojde také k zaktivnění dalšího tlačítka *View File*. Tímto tlačítkem se zobrazí načtený soubor. V případě, že se jedná o soubor typu *.bmp* nebo *.tif*, dojde k zobrazení snímku v novém okně.

Pokud se jedná o DICOM soubor, potom je na základě informací v něm obsažených rozhodnuto, zda se jedná o jeden snímek nebo sérii snímků. Jeden snímek je zobrazen v novém okně stejně jako předchozí formáty souborů. Jestliže se jedná o sérii snímků, je otevřeno opět nové okno. To obsahuje také ovládací prvky (viz Obr. 13) pro snadné procházení mezi jednotlivými snímky. Je možné pustit si snímky za sebou nebo třeba procházet jednotlivé snímky postupně.



Obr. 13: Okno pro zobrazení DICOM sekvence s ovládacími prvky

Při otevření DICOM souboru se také pod tlačítkem *View File* objeví další tlačítko s názvem *Save File* (viz Obr. 14). Díky tomuto tlačítku je možno načtený snímek nebo sekvenci snímků uložit. Ukládání probíhá do souboru typu *mat*, který odpovídá datovému formátu, který je používán perfuzní skupinou na ÚBMI a ÚPT AV ČR. V tomto formátu jsou obsaženy čtyři proměnné. Proměnné *data1* a *data2* obsahují obrazová data, a to z 1. a 2. harmonické složky. Proměnná *sumimg* jsou průměrná obrazová data ze všech snímků obsažených v sekvenci. Poslední, čtvrtou, proměnnou je struktura s názvem *info*. Ta obsahuje celkem deset dalších proměnných. Proměnná *datatype* udává, v jakém datovém typu jsou obrazová data uložena. V proměnné *experiment* je obsažen název měření, v jehož rámci byl soubor vytvořen. Do proměnné *source* je vložen název originálního souboru, ze kterého obrazová data pochází. Obsahem proměnné *author* je jméno autora snímků. Proměnná *codewords* slouží pro uložení zkratk definujících jednotlivé fáze zpracování dat. Pro potřeby této aplikace je hodnota nastavena na *inp*, což odkazuje na vstup dat pro další zpracování. Proměnná *notes* slouží pro uchování uživatelských poznámek během zpracování. Další proměnná *modality* má obsah daný. Protože pracujeme s ultrazvukovými snímky, je její obsah US. Proměnná *acq* obsahuje dalších pět proměnných popisujících akvizici. Poslední je proměnná *date*. Ta udává datum, kdy došlo k vytvoření uloženého souboru. Datum a název ukládaného souboru je generován pomocí funkce `name_file.m`. Pod tabulkou s informacemi o vybraném souboru se zobrazí upozornění, že došlo k vytvoření souboru daného jména.



Obr. 14: Grafické rozhraní skriptu *FileView.m* pro zobrazení dat se zobrazeným tlačítkem pro uložení DICOM souboru

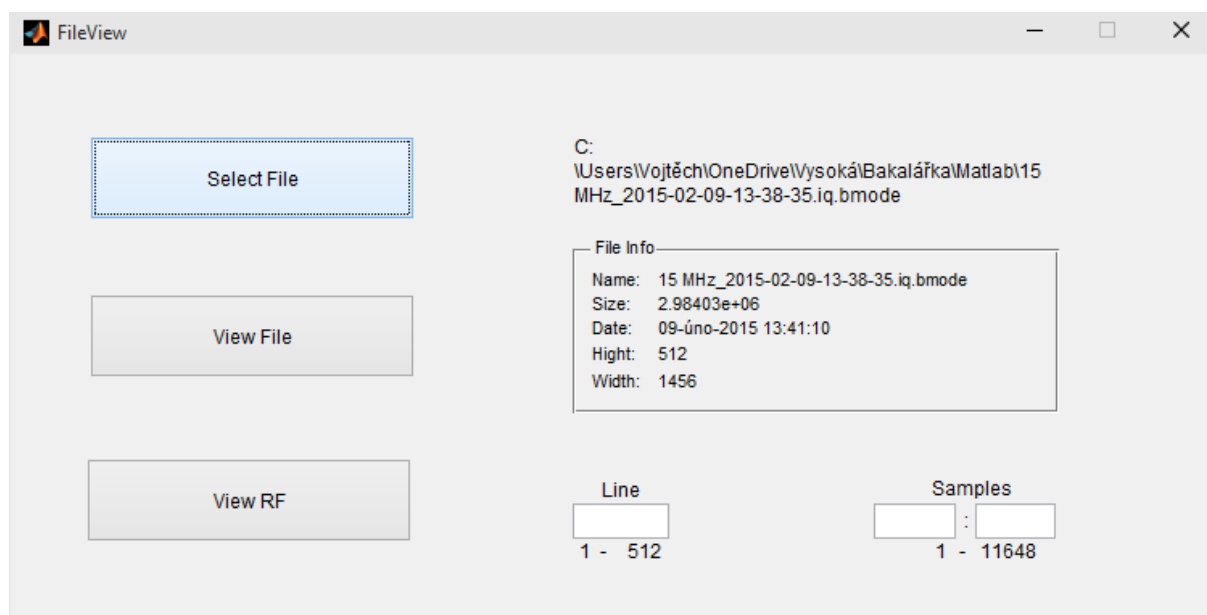
V obou případech dojde také k vytvoření souboru *dicom_info.txt*. Do něj se uloží informace o vybraném DICOM souboru z jeho záhlaví. Pod tabulkou s informacemi o vybraném souboru se zobrazí upozornění, že došlo k vytvoření textového souboru.

Je-li vybraný soubor ve formátu *.raw.bmode*, je pro správnou funkci skriptu a zobrazení korektních informací o tomto souboru nutné, aby ve stejné složce jako požadovaný souboru

byl také jemu odpovídající soubor ve formátu *.xml*, z něhož jsou informace získávány. Tento soubor je automaticky vyexportován z přístroje při exportu souboru obsahujícího obrazovou informaci. Před samotným zobrazením je podle velikosti souboru rozhodnuto, zda se jedná o jeden snímek nebo sérii snímků. Podle toho také dojde ke korektnímu zobrazení. To je zajištěno pomocí funkce *VsiOpenRawBmode8.m*, jejímž autorem je A. Needles a také funkce *VsiParseXml.m*, jejímiž autory jsou A. Needles, J. Mehi a G. Sundar ze společnosti VisualSonics. Výstup této funkce je pak zobrazen. Při zobrazení série snímků jsou jednotlivé snímky zobrazeny za sebou bez možnosti nějakého ovládání.

Dalším typem souborů, který je tento skript schopen zobrazit, jsou data ve formátu *.iq.bmode*, a to pouze statické snímky. Pro správnou funkci skriptu a zobrazení korektních informací o vybraném souboru je nutné, aby ve stejné složce jako požadovaný soubor, byl také jemu odpovídající soubor ve formátu *.xml*, z něhož jsou informace získávány. Tento soubor je automaticky vyexportován z přístroje spolu se souborem obsahujícím obrazovou informaci. Po kliknutí na tlačítko *View File* dojde k přečtení IQ dat ze souboru, výpočtu obrazové matice z těchto dat a jejímu následnému zobrazení v novém okně.

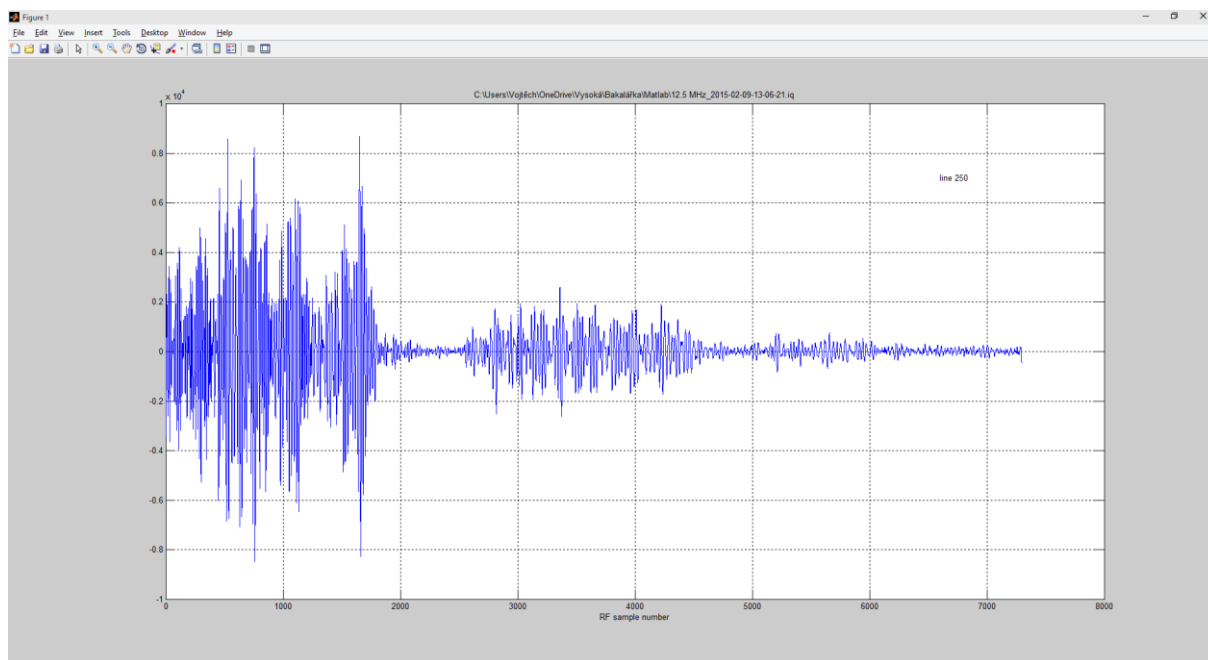
Po vybrání souboru ve formátu *iq.bmode* dojde také ke zviditelnění nových ovládacích prvků v hlavním okně (viz Obr. 15). Pod dvěma dosavadními tlačítky se objeví tlačítko nové s názvem *View RF*. Jak již jeho název vypovídá, slouží k zobrazení RF křivky z vybraného obrazu dle předem nastavených parametrů.



Obr. 15: Grafické rozhraní skriptu *FileView.m* pro zobrazení dat s aktivními prvky pro nastavení parametrů zobrazení RF křivky

Tyto parametry je možno nastavit pomocí tří editačních polí. První z nich se objeví vlevo pod tabulkou s informacemi o souboru. Nadpis nad tímto editačním polem naznačuje, že se jedná o pole pro zadání čísla sloupce (přestože název je *Line*), jehož RF křivku chceme zobrazit. Pod ním se nachází interval, v němž musí být hodnota zadána. Při zadání hodnoty mimo tyto

meze, se zobrazí upozorňující hlášení. Interval je nastaven dle hodnot uložených v *.xml* souboru. Další dvě editační pole se nachází vpravo pod tabulkou s informacemi o souboru a slouží pro zadání od kolikátého a po kolikátý vzorek chceme RF křivku zobrazit. Při nedodržení tohoto intervalu se opět zobrazí upozornění na tuto skutečnost. Interval je také nastaven dle hodnot uložených v *.xml* souboru. Zadá-li uživatel všechny parametry uvedené výše a stiskne tlačítko *View RF*, v novém okně se zobrazí RF křivka zadaného sloupce a intervalu vzorků (viz Obr. 16). Tato křivka je získána z IQ dat, které jsou načteny ze souboru a následně je provedena jejich interpolace a následná rekonstrukce RF dat.



Obr. 16: Okno se zobrazením RF křivky podle předem nastavených parametrů

Předposlední možností je zobrazení sekvence snímků, která je uložena jako video soubor ve formátu *.avi*. Zobrazení je zajištěno pomocí shodného okna jako u DICOM souborů. Ovládání je také zajištěno tlačítky (viz Obr. 13).

Skript `FileView.m` umí zobrazit i sérii snímků vyexportovanou z přístroje jako animaci ve formátu *.gif*. Otevře se opět okno s ovládacími prvky jako v předchozím případě. Zobrazení je však provedeno pouze v odstínech šedi. Pod tabulkou s informacemi o vybraném souboru se se zobrazí upozornění o této limitaci zobrazení. Je to proto, aby si uživatel byl této skutečnosti vědom.

6. DICOM STANDARD

Přístroj Vevo 2100, se kterým jsem v rámci této bakalářské práce pracoval, umožňuje export nasnímaných obrazových dat do mnoha formátů. Jedním z těchto formátů je i DICOM standard.

DICOM (z anglického Digital Imaging and Communications in Medicine) je v současné době zřejmě nejrozšířenější standard pro zobrazení, zpracování, archivaci i sdílení biomedicínských obrazových i neobrazových dat získaných z mnoha různých typů zobrazovacích modalit. Těmito modalitami mohou být například ultrazvuk, rentgen, počítačová tomografie (CT) nebo nukleární magnetická rezonance (MRI). Díky DICOM standardu je možná jednoduchá výměna biomedicínských obrazových dat mezi odděleními v rámci jednoho zdravotnického zařízení nebo i mezi jednotlivými zdravotnickými zařízeními. Toto sdílení je zajištěno systémem PACS (Picture Archiving and Communication System), jehož je DICOM důležitým strukturním prvkem. Dále DICOM také umožňuje unifikované zpracování těchto dat bez ohledu na výrobce přístroje, kterým byla akvizice obrazových dat provedena.

Počátky tohoto standardu sahají již na začátek 80. let dvacátého století. S vývojem počítačové techniky došlo také k stále častějšímu používání počítačové tomografie a počítačů obecně ve zdravotnických zařízeních. To vedlo k digitalizaci obrazových dat a jejich sdílení. Protože samotný obraz neobsahuje informace o pacientovi, použité modalitě nebo parametrech snímání, již v této době vyvstala potřeba vytvořit nějaký standardizovaný formát, který by sdružoval právě tyto informace a obrazová data. V roce 1983 se díky Národní asociaci výrobců elektroniky (NEMA) a Americké vysoké školy radiologické (ACR) vytvořil společný výbor, který položil základy pro budoucí DICOM standard. První verze standardu nesla jméno ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1985. Jak je z názvu patrné, byla publikována roku 1985. O tři roky později došlo k aktualizaci tohoto standardu. Během další aktualizace v roce 1993 došlo k přejmenování standardu na dnes používaný DICOM. V současné době je nejnovější verzí DICOM Standard 2015b. [21]

6.1. DICOM a Vevo 2100

Je naprostou samozřejmostí, že dnešní moderní ultrazvukové přístroje, bez ohledu na to, zda se jedná o přístroje animální nebo pro klinické využití, umožňují export nasnímaných biomedicínských obrazových dat do DICOM standardu. Výjimkou není ani animální ultrazvukový systém Vevo 2100.

Ten nabízí export snímků do čtyř typů DICOM standardu. Dva z nich jsou naprosto nekomprimované a další dva jsou komprimovány. Jeden typ podléhá kompresi ztrátové a druhý naopak bezztrátové kompresi.

6.1.1. Implicit VR Little Endian a Explicit VR Little Endian

Jedná se v obou případech o DICOM soubory, u kterých nejsou obrazová data nijak komprimována. Tyto dva typy DICOM standardu se liší pouze různou přenosovou syntaxí. Ta je uložena v hlavičce souboru a popisuje formát DICOM souboru a metody síťového přenosu. Přenosová syntaxe je také sada kódovacích pravidel schopných jednoznačně reprezentovat jednu nebo více abstraktních syntaxí. Umožňuje aplikačním entitám (DICOM zařízení nebo programy), aby si mezi sebou jednoznačně určily kódovací techniky, které obě podporují a kterými budou vzájemně komunikovat.

Implicit VR Little Endian je výchozí přenosovou syntaxí pro DICOM. Protože hodnota datového prvku je implicitní, všechny aplikace musí mít aktuální slovník. Jinak by data nedávala smysl. To je důvod, proč se tato syntaxe používá jenom v nezbytných případech.

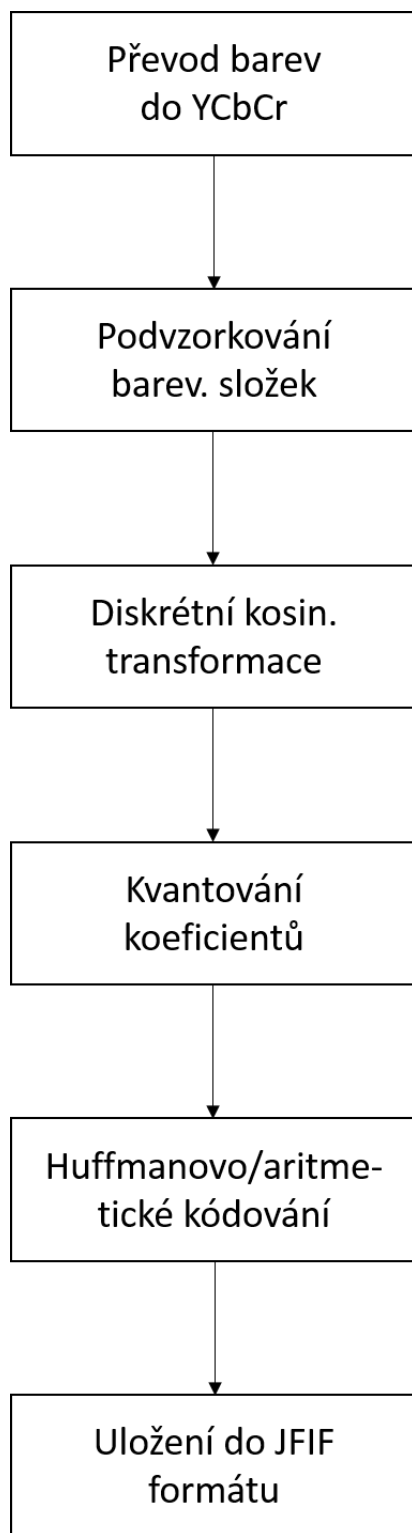
Explicit VR Little Endian je častěji používanou přenosovou syntaxí. Je to proto, že každý datový prvek má svoji určenou explicitní hodnotu. [22]

6.1.2. JPEG Baseline

DICOM může být exportován také do JPEG Baseline. JPEG patří v současnosti mezi jednu z nejvíce používaných kompresí obrazových dat. Jedná se o kompresi ztrátovou. Komprimovaný soubor bude mít menší velikost než soubor původní, nebude v něm ale obsažena identická obrazová informace jako v souboru výchozím.

Proces kódování (viz Obr. 17) začíná převedením barev z RGB (CMYK) barevného prostoru do YCbCr barevného prostoru. Y obsahuje informaci o jasů a Cb a Cr informaci o barvě. Dále dojde k podvzorkování barevných složek Cb a Cr. Jednotlivé složky jsou zpracovávány samostatně. Maska o velikost 8x8 pixelů prochází složky a na tuto velikost je aplikována diskretní kosinová transformace. Blok 8x8 tedy leží ve frekvenční rovině. Dochází ke kvantování těchto bloků, a to pomocí kvantizační matice. Každý blok je celočíselně vydělen hodnotami kvantizační matice. Výsledkem je blok obsahující nulové hodnoty u vysokých frekvencí. Při tomto kroku dochází k největší ztrátě informace a na volbě kvantizační matice závisí kvalita výsledného obrazu. Kvantovaná data jsou z bloku vyčítána a podrobena Huffmanovu nebo aritmetickému kódování. Podstatně častěji je využíváno právě Huffmanovo kódování. Tohle kódování je bezztrátové a je založeno na výstavbě slovníku často se opakujících číselných posloupností. Tyto posloupnosti je možno poté zapsat pomocí kratších kódů. Naopak, méně často se opakující posloupnosti mohou být zapsány pomocí delších kódů. Nakonec zbývá pouze uložení kódovaných dat do souboru typu JFIF, který má však známou koncovku *.jpeg*. Kromě zkomprimovaných rastrových obrazových dat je v souboru uložena také hlavička, koncovka souboru, volitelně náhledový obrázek (tvořený stejnosměrnou hodnotou bloků) a třeba i EXIF. EXIF obsahuje data o parametrech, se kterými byl snímek pořízen nebo třeba model fotoaparátu.

Baseline u JPEG obrazů znamená, že tento typ obrazů je otevírán a načítán po řádcích, a to hned v plném rozlišení. V tom se liší od Progressive JPEG, u něhož je obraz načten celý. Nejprve je ale rozostřený a postupně je zostřován. Tento způsob je využíván třeba pro obrázky na internetových stránkách, kdy i při pomalém připojení je obraz aspoň rozmazaně zobrazen. [23] [24]



Obr. 17: Blokové schéma JPEG komprese

6.1.3. RLE Lossless

Poslední typ souboru, ve kterém může být DICOM exportován, nese název RLE (Run Length Encoding) Lossless. DICOM soubor exportovaný touto volbou je komprimován, avšak tato komprese je bezztrátová. To znamená, že komprimovaná data je možná zpětně rekonstruovat bez ztráty jakékoli informace. K takovéto kompresi je přístupováno tehdy, když je nutno zachovat všechny obrazové informace, a zároveň potřebujeme zmenšit velikost souboru. RLE je jednoduchá komprimační metoda založená na kódování posloupností stejných hodnot vstupních dat do dvojic. První prvek této dvojice udává délku posloupnosti stejných hodnot a druhý prvek pak hodnotu.

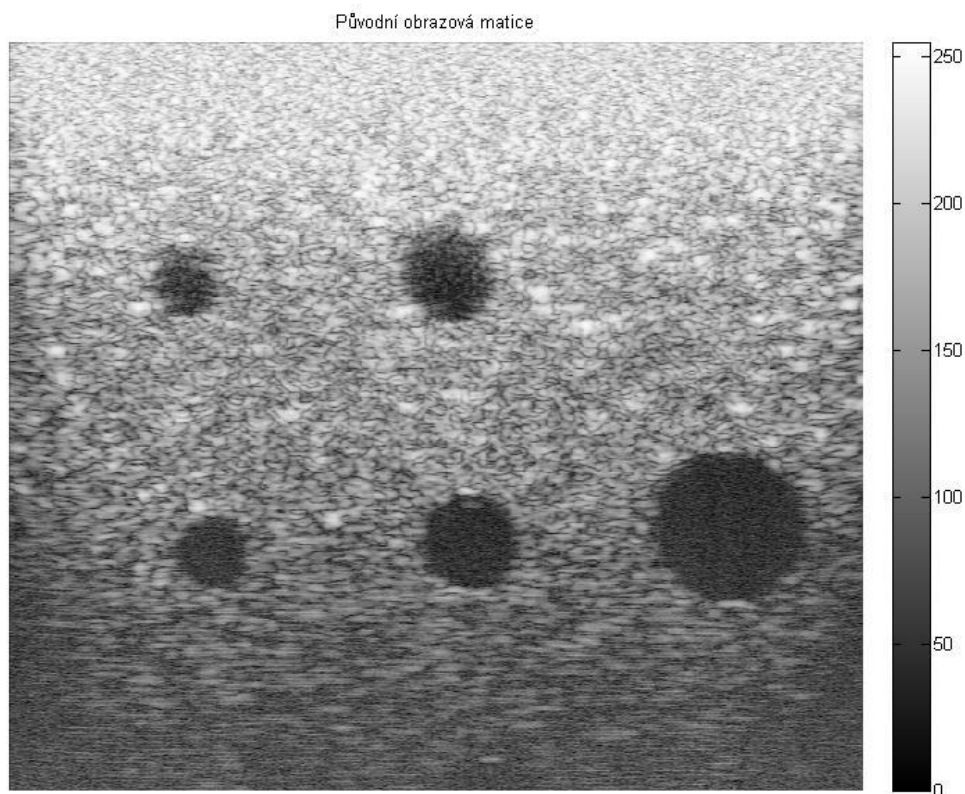
Největší účinnost tato komprese má při snímcích, které obsahují velké plochy jednotlé barvy. Naopak když ve vstupním obraze dochází k častému střídání hodnot, jeden byte je kódován dvojicí bytů a nedochází tedy ke zmenšení datové náročnosti souboru. [23]

6.2. Hodnocení komprese DICOM souborů

Jedním z úkolů této bakalářské práce je vyhodnocení rozdílu mezi komprimovanými a nekomprimovanými DICOM sekvencemi. Jelikož jsem akvizici obrazových dat prováděl na fantomu (kapitola 5.1.), výsledné snímky jsou pouze statické. Tudíž při snímání sekvencí snímku dochází pouze ke změně rozložení šumu v obraze, samotná scéna se nemění. Této skutečnosti se dalo využít při hodnocení komprese, a to tak, že jsem mohl porovnávat pouze jednotlivé snímky a ne sekvence jako celek. Hodnocení jsem prováděl na snímcích (viz Obr. 18) snímaných sondou pracující s frekvencí 15 MHz. Velikost souborů je značně závislá na formátu, ve kterém byl snímek exportován. Například nekomprimovaný DICOM je více než desetinásobně větší než JPEG komprimovaný DICOM. Kromě jednoho snímku jsem exportoval i sekvenci pěti snímků. U ní je rozdíl velikostí mezi jednotlivými DICOM formáty ještě markantnější. Za povšimnutí také stojí to, že oba nekomprimované formáty (Implicit VR Little Endian a Explicit VR Little Endian) mají stejnou velikost. To je také důkazem toho, že jsou u těchto formátů obrazová data naprosto identická (viz Tab. 2).

Tab. 2: Srovnání velikosti DICOM souboru s ohledem na formát souboru

Jeden snímek		Série 5 snímků	
Formát souboru	Velikost	Formát souboru	Velikost
Implicit VR Little Endian	2 871 kB	Implicit VR Little Endian	16 140 kB
Explicit VR Little Endian	2 871 kB	Explicit VR Little Endian	16 140 kB
JPEG Baseline	224 kB	JPEG Baseline	1 119 kB
RLE Lossless	1 354 kB	RLE Lossless	6 788 kB



Obr. 18: Původní obrazová matice v B módu zobrazení

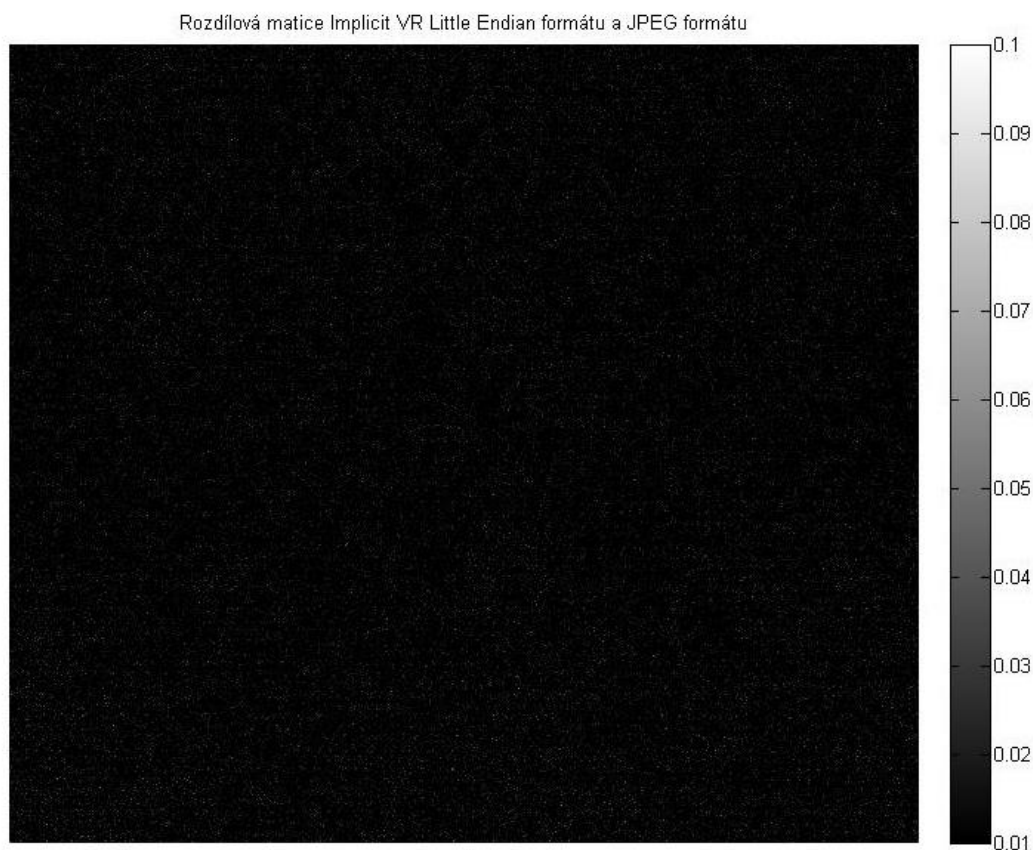
Pro snadnější hodnocení rozdílu mezi snímky vyexportovanými v jednom ze čtyř formátů zmíněných výše jsem vytvořil skript s názvem `DICOM.m`. Na začátku skriptu jsou potřebné soubory načteny pomocí funkce `dicomread` obsažené v Image Processing Toolbox. Poté jsem snímek ořízl tak, aby zůstala pouze oblast obrazu a byly odstraněny všechny okolní informace. Dále bylo nutné obrazovou matici převést z datového typu `uint8` do datového typu `double`. Je to proto, že rozsah datového typu `uint8` zahrnuje pouze kladná čísla, takže pro výpočet rozdílu mezi obrazovými maticemi nelze použít. Takto připravené matice obrazových dat je možné od sebe odečíst. Dostaneme tak rozdílovou matici, kterou když zobrazíme, tak vidíme všechny rozdíly mezi dvěma původními obrazovými maticemi.

Tento rozdílový obraz lze hodnotit prostým pohledem, jedná se však pouze o subjektivní hodnocení. Každé lidské oko je jiné, a proto každý hodnotitel může mít hodnocení odlišné. Proto je nutné zavést nějaké objektivní hodnoticí kritérium, jehož výsledek je naprosto nezávislý na osobě hodnotitele. Mnou použité skóre je vypočítáno následujícím způsobem – součet absolutních hodnot všech pixelů rozdílové matice je vydělen velikostí této matice (tedy počtem pixelů).

Rozdílová matice mezi dvěma nekomprimovanými formáty (Implicit VR Little Endian a Explicit VR Little Endian) obsahuje samé nuly a skóre je tím pádem také nula. To je další důkaz naprosté shody mezi obrazovou maticí, kterou obsahují.

Při porovnávání souboru komprimovaného RLE kompresí a nekomprimovaného souboru vyšla rozdílová matice opět zcela nulová. Výpočet skóre tedy vede znovu na hodnotu nula. Dosažený výsledek není překvapivý, protože RLE komprese je bezztrátová (kapitola 6.1.3) a tudíž nedojde ke ztrátě žádné obrazové informace.

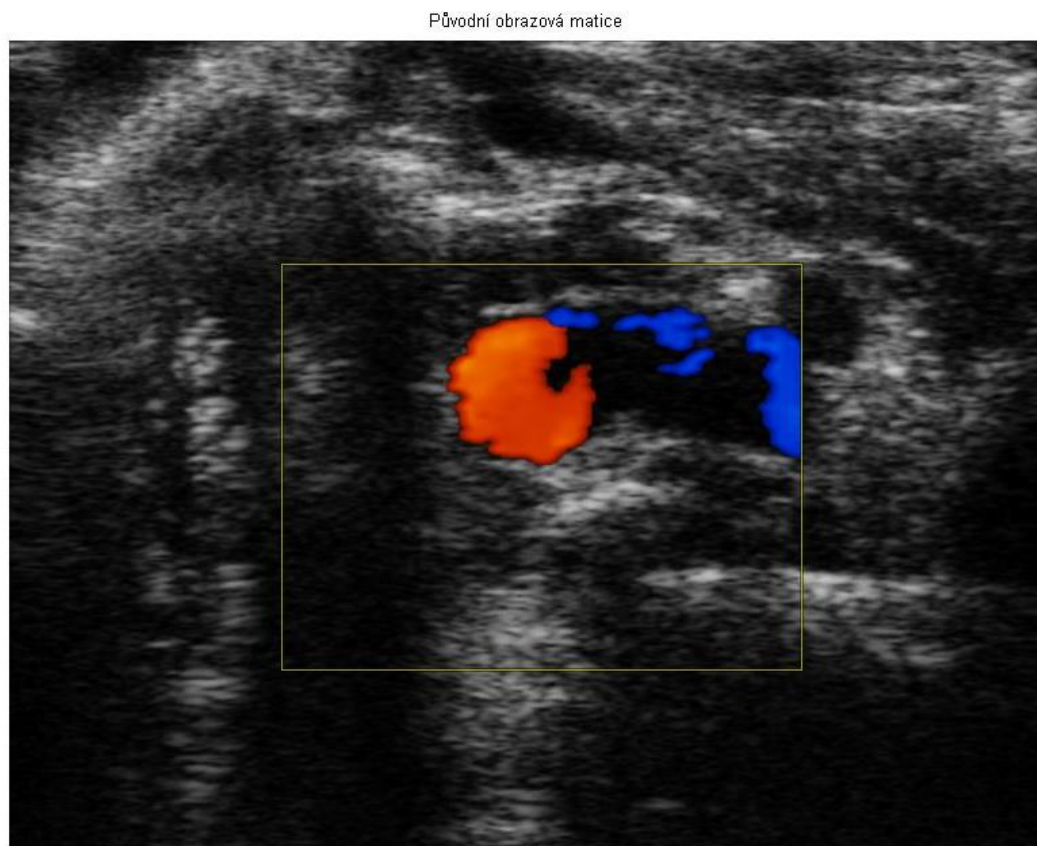
Z dosud naměřených výsledků je jasné, že naprosto nezáleží na tom, se kterým DICOM formátem budu porovnávat soubor komprimovaný JPEG kompresí. Rozdílová matice v tomto případě není nulová a hodnoty jejích prvků se pohybují v rozmezí od -0,0627 do 0,0588. Skóre vypočítané z této matice je 0,0093. Při maximálním rozdílu mezi porovnávanými obrazy by se hodnota skóre blížila 1. Z tohoto je patrné, jak malý rozdíl je mezi nekomprimovaným a JPEG komprimovaným DICOM souborem. To je vidět, i při zobrazení rozdílové matice (viz Obr. 19). Obrázek je jednolitá černá plocha, proto je na Obr. 19 rozsah hodnot upraven. JPEG komprese je sice ztrátová (kapitola 6.1.2), ale dosažené skóre je natolik malé, že je možno označit kompresi za téměř bezztrátovou (dojde ke ztrátě informací, které pro účely pořízeného snímku nejsou nijak podstatné), ale při porovnání velikosti obou souborů zároveň velmi účinnou.



Obr. 19: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu zobrazení s upraveným rozsahem hodnot

Protože mnou snímaná obrazová data byla pouze v odstínech šedi a aby bylo hodnocení komprese DICOM souborů komplexní, poskytl mi Ing. Mézl soubory s barevnou složkou. Jedná se o snímky srdce v B módu s barevně znázorněným tokem krve (viz Obr. 20). Frekvence

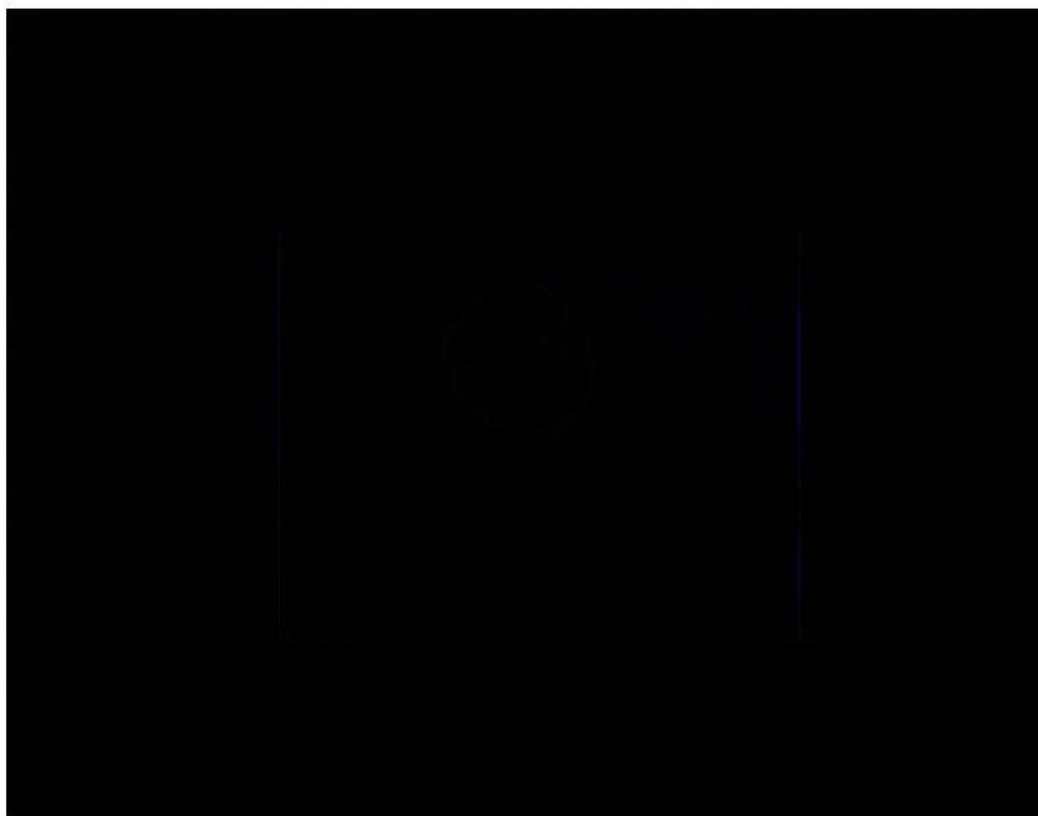
použitého ultrazvukového vlnění byla 16 MHz. K dispozici jsem měl soubor ve formátu Implicit VR Little Endian a také JPEG Baseline.



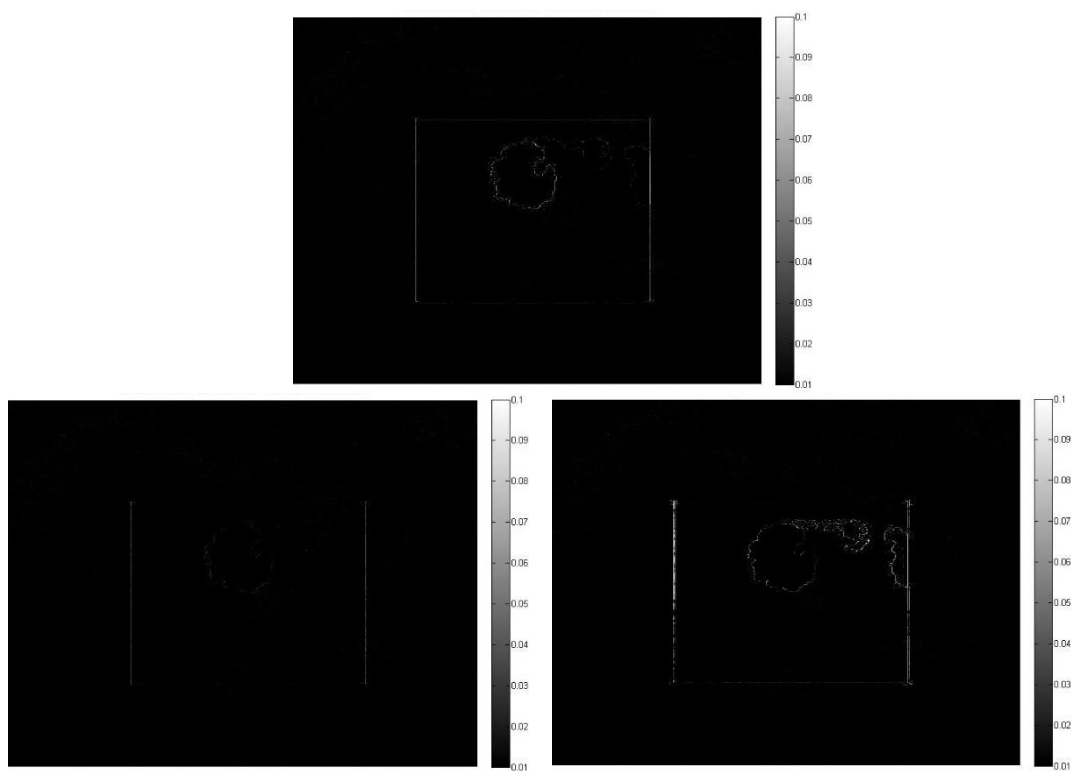
Obr. 20: Původní obrazová matice v B módu s barevnou složkou

V tomto případě nedostáváme pouze jednu rozdílovou matici, ale hned tři rozdílové matice. Každá matice odpovídá jedné barevné složce. Prvky matice pro červenou složku mají hodnoty od -0,1294 do 0,1412. Hodnoty prvků pro zelenou barevnou složku jsou v intervalu od -0,0549 od 0,0863. Poslední rozdílová matice je pro modrou barevnou složku a vyskytují se v ní hodnoty od -0,4941 do 0,2980. Díky tomu, že máme tři rozdílové matice, dostáváme i tři hodnoty skóre. Skóre pro červenou barevnou složku je 0,0040, pro zelenou barevnou složku 0,0037 a pro modrou barevnou složku pak 0,0047. Když zobrazíme všechny tři rozdílové matice do jednoho obrázku (viz Obr. 21), vidíme opět jednolitou černou plochu, ze které ovšem vystupuje v původním obraze žlutý rámeček ohraničující oblast, v níž je aktivní barevné zobrazení toku krve, a také kontury samotného barevného zobrazení toku krve. Vidět je to mnohem lépe při zobrazení jednotlivých barevných kanálů s upraveným rozsahem hodnot (viz Obr. 22). Tyto detaily v JPEG komprimovaném DICOM souboru chybí. Myslím však, že to jsou detaily, které nemají žádný vliv na diagnostiku prováděnou na základě tohoto snímku. Komprimovaný soubor má navíc více než 20x menší datovou náročnost než soubor nekomprimovaný. Tato komprese tedy na jedné straně nemá za následek ztrátu podstatné obrazové informace a na druhé straně naopak značně zmenšuje datovou náročnost souboru.

Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu



Obr. 21: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu s barevnou složkou



Obr. 22: Rozdílová matice Implicit VR Little Endian formátu a JPEG formátu v B módu s barevnou složkou (červený kanál; zelený kanál, modrý kanál), s upraveným rozsahem hodnot

7. ŠUM TYPU SPEKLE

Stejně jako jiné, v medicínské praxi používané diagnostické zobrazovací techniky, i ultrazvuková sonografie je postižena mnoha artefakty. Artefakty znesnadňují interpretaci získaných signálů. Jedním z podstatných artefaktů je šum, což jsou také signály, ale naprosto nepředvídatelné a náhodné, které zasahují do oblasti obsahující užitečnou informaci a degradují tak kvalitu výsledného obrazu, zejména jeho kontrast. To ztěžuje jeho další analýzu, kvantitativní vyhodnocování a interpretaci, zejména nespecializovanými pracovníky. V případě obrazů, které jsou tvořeny koherentní energií, tedy i ultrazvukové snímky, hovoříme o šumu typu spekle. Spekle nepostihují pouze ultrazvukové obrazy, ale můžeme je nalézt například i u radarů se syntetickou aperturou (SAR).

Jedná se o strukturní šum, který je signálově i prostorově závislý a nemá Gaussovské rozložení (není tedy stochastický, závisí na struktuře tkáně). Při nárazu koherentního vlnění na povrch dojde k jeho odrazu zpět. Žádný povrch není v celé své velikosti naprosto stejně hrubý. Hrubost se mění i v rámci jednoho pixelu. Důsledkem tohoto dochází k fázovému posunu jednotlivých odražených vln a skládání těchto vln. Tento jev označujeme jako konstruktivní a destruktivní interferenci ultrazvukového vlnění. Interference vlnění je skládání jednotlivých vln podle principu superpozice. O konstruktivní interferenci hovoříme tehdy, pokud je výsledná složená vlna větší než vlny původní a o destruktivní interferenci pak, když je výsledná složená vlna menší než vlny původní. Při konstruktivní interferenci vznikají ve výsledném obrazu pixely o vysoké intenzitě, při destruktivní interferenci naopak pixely o nízké intenzitě. Tato variace v intenzitě pixelů je právě šum typu spekle. [25] [26]

7.1. Filtrace šumu typu spekle

Protože šum je v obrazech jednoznačně nežádoucí, je třeba jej v rámci postprocessingu nějakým způsobem odstranit nebo alespoň co nejvíce potlačit, čili zvýšit poměr užitečného signálu k šumu (SNR). Zároveň je však důležité dbát na to, aby v obraze zůstalo zachováno co největší množství důležitých informací.

Toto odstranění šumu typu spekle provádíme filtrací. Pro potlačení speklí můžeme použít celou řadu filtrů. V této práci je porovnáváno mezi sebou celkem šest druhů filtrů (mediánový filtr, průměrující filtr, Wienerův filtr, Gaussův filtr, Frostův filtr a Leeův filtr). Samotnou filtraci speklí jsem realizoval v programovém prostředí MATLAB, a to na nasnímaných obrazových datech (kapitola 5.1.) s použitou frekvencí ultrazvukového vlnění 15 MHz. Pro účely filtrace jsem zvolil soubory s obrazovými daty v DICOM formátu komprimovaným RLE kompresí (kapitola 6.1.3).

7.1.1. Mediánový filtr

Jedná se o jeden z naprosto základních typů nelineárních filtrů. Pracuje tak, že maska stanovené velikosti (v této práci je použito okno 3x3) prochází obrazovou maticí. Hodnoty pixelů pod maskou jsou následně seřazeny podle velikosti, vybereme jejich medián a ten nahradí prostřední pixel oblasti pod maskou. Nejvhodnější je na impulsní šum. [27]

7.1.2. Průměrující filtr

Průměrující filtr patří do skupiny lineárních filtrů (platí u něj princip superpozice). Opět je použita maska 3x3, která prochází obrazovou maticí. Z hodnot pixelů pod maskou je udělán aritmetický průměr. Ten nahrazuje prostřední pixel pod maskou. Jak je z principu jeho funkce patrné, tento filtr rozmazává vstupní obraz, i když zároveň vyhlazuje šum. [27]

7.1.3. Wienerův filtr

Tento filtr je adaptivní, to znamená, že své vlastnosti přizpůsobuje šumu obsaženému ve filtrovaném obrazu. Pracuje na principu inverzní konvoluce a statistického rozložení šumu v obraze. Okno (3x3) prochází obrazovou maticí a filtr upravuje své parametry dle nejbližšího okolí prostředního pixelu. Nejvíce je účinný na obrazy zatížené konstantním výkonovým aditivním šumem. [28]

7.1.4. Gaussův filtr

Gaussův filtr pracuje na principu filtru průměrujícího, hodnoty prvků pohyblivé konvoluční masky (3x3) však reprezentují diskrétní aproximaci hodnot Gaussovského rozložení (použitá směrodatná odchylka je 0,5). Patří tedy mezi lineární filtry a také rozmazává obraz. Tento filtr je velmi vhodný k potlačení náhodného šumu. [27]

7.1.5. Frostův filtr

Frostův filtr nahrazuje prostřední pixel okna váženým součtem hodnot pixelů v rámci klouzavého okna (5x5). Pro prostřední pixel počítá lokální statistiky v závislosti na jeho okolí. Faktor vah se snižuje s rostoucí vzdáleností od prostředního pixelu. Naopak se váhový faktor zvětšuje se zvětšujícím se rozptylem v rámci okna. Tento filtr předpokládá multiplikativní šum a stále statistické rozložení šumu. [29]

7.1.6. Leeův filtr

Posledním, v této práci použitým filtrem je Leeův filtr. Je to adaptivní filtr, který svoje parametry mění dle statistického rozložení hodnot pixelů v pohyblivém okně. V rámci okna je odhadován místní průměr a odchylky. Tento filtr je specifický v tom, že v oblastech s nízkou aktivitou signálu (ploché oblasti) se hodnota počítaného pixelu přibližuje místnímu průměru, zatímco v oblastech s vysokou aktivitou signálu (oblast hran) je hodnota počítaného pixelu shodná jako s původním pixelem. Je to proto, aby byly ve výsledném obraze zachovány hrany. Tohle je možné díky tomu, že lidský zrak je mnohem citlivější na šum vyskytující se v plochých oblastech a šum v oblasti hran tolik nevnímá. [29]

7.2. Hodnocení filtrace šumu typu spekle

Úspěšnost a kvalitu jednotlivých metod filtrace můžeme porovnávat několika způsoby. Jako první se hned nabízí hodnocení prostým pohledem na snímek po filtraci a jeho vizuální porovnání s původním zašuměným snímkem. Stejně jako u hodnocení komprese DICOM souborů (kapitola 6.2), i zde je toto kritérium subjektivní. Odvíjí se tedy od hodnotící osoby, protože žádní dva lidé nemají naprosto identický zrak a mohou identické výsledné snímky interpretovat odlišně. Abychom mohli úplně nezávisle porovnávat jednotlivé typy filtrů mezi sebou a hodnotit tak úspěšnost filtrace, musí být i tady aplikováno nějaké objektivní hodnotící kritérium.

Jako kritérium pro objektivní hodnocení jsem zvolil střední kvadratickou odchylku (MSE). Je to jedno z nejjednodušších a také nejčastěji používaných kritérií. Pro šedotónový obraz se MSE vyjadřuje jako průměrný rozdíl odpovídajících pixelů původního obrazu bez šumu a obrazu postiženého šumem po filtraci. Čím je její hodnota menší, tím více se obraz po filtraci shoduje s obrazem bez šumu. Proto, že jsem pro filtraci použil reálné ultrazvukové snímky nasnímané při akvizici (kapitola 5.1), neměl jsem k dispozici identický obraz naprosto prostý šumu. Bylo proto nutné použít nasnímanou sekvenci o patnácti snímcích. Jejím zprůměrováním jsem dostal jeden snímek, který je nejlepší dostupnou aproximací snímku bez šumu.

Pro účely filtrace a výpočtu MSE jsem vytvořil skript `speckle.m`. V něm je nejprve DICOM soubor načten pomocí funkce `dicomread`. Poté jsem snímek ořízl tak, aby zůstala pouze oblast obrazu a byly odstraněny všechny okolní doplňkové informace. Dalším krokem byla transformace matice z třírozměrné na dvojrozměrnou. Provedl jsem ji tak, že jsem vybral pouze jednu hodnotu z třetího rozměru matice. Ten udává jednotlivé barevné kanály (RGB). Vzhledem k tomu, že máme šedotónový obraz, je hodnota všech kanálů stejná, a proto lze tento postup aplikovat. Dále je načtena proměnná `Prumerovany_obraz_Lossless.mat`, která obsahuje matici obrazových dat zprůměrovaného snímku. Nyní následuje filtrace jednotlivými druhy filtrů. Mediánový, průměrující, Wienerův a Gaussův filtr jsou v MATLAB implementovány.

Pro Frostův filtr jsem použil funkci `fcnFrostFilter.m` [30] a pro Leeův filtr funkci `fcnFirstOrderStatisticsFilter.m`. [31]. Obě tyto funkce jsou volně přístupné na internetu, a to sice pod BSD licenci. Jejich autorem je Debdoot Sheet. Jedinou modifikací, kterou jsem v nich provedl je přidání příkazu pro uložení odfiltrovaného obrazu do proměnné pro pozdější práci s ním. Po provedení každé z šesti filtrací je ihned vypočítána MSE této filtrace. Výpočet MSE je realizován mnou vytvořenou funkcí `vypocetMSE.m`. Na konci skriptu jsou naměřené hodnoty MSE zobrazeny a také uloženy do textového souboru *Vysledky.txt*.

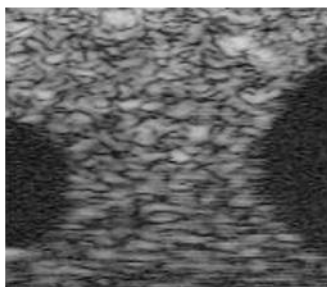
Vypočtené hodnoty MSE (viz Tab. 3) mají jednotlivé typy filtrů celkem odlišné. Zároveň však myslím, že jsou hodnoty MSE u všech filtrů relativně nízké. Z uvedené tabulky je patrné, že nejmenší hodnoty MSE dosáhl Gaussův filtr, naprosto těsně však následovaný Leeovým filtrem. Rozdíl mezi nimi je minimální (0,00005). Největší hodnoty nabývá MSE u Frostova filtru. Nejlepších objektivních výsledků dosáhl tedy Gaussův a Leeův filtr. Jako nejhorší typ filtru pro tento snímek se jeví Frostův filtr. Tyto výsledky však nemůžeme brát za naprosto směrodatné, protože nebyl při výpočtu MSE použit nezašuměný obraz, ale pouze jeho aproximace vytvořená jako průměrný obraz ze sekvence.

Tab. 3: Tabulka vypočtených hodnot střední kvadratické odchylky (MSE)

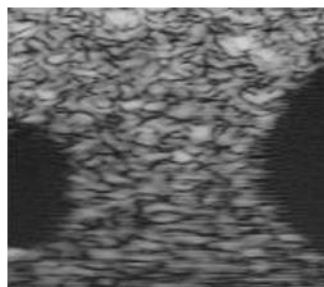
Typ filtru	MSE [-]
Mediánový filtr	0,00340
Průměrující filtr	0,00350
Wienerův filtr	0,00200
Gaussův filtr	0,00095
Frostův filtr	0,00490
Leeův filtr	0,00100

Aby bylo možné provést subjektivní hodnocení, jsou obrazové výstupy ze všech filtrů, spolu s původním zašuměným obrazem a průměrným obrazem, v rámci skriptu `speckle.m` zobrazeny. Pro lepší znázornění účinnosti filtrace jsem z výstupních obrazů udělal výřezy tak, aby zahrnovaly jednolitě i strukturované plochy a také hrany (viz Obr. 23). Je patrné, že naprosto nejlepším způsobem odstranění šumu typu spekle při snímání statických snímků je nasnímání série snímku, ze které je následně vypočítán průměrný snímek. Na výřezu dále vidíme, že výstup mediánového i průměrujícího filtru je téměř totožný, ostatně jak značí i téměř identická hodnota MSE. Výřez obrazu z Frostova filtru se zdá téměř bez šumu, ale je také velmi rozmazaný, což znemožňuje jeho důvěryhodnou interpretaci. Naopak u výstupu z Gaussova nebo Leeova filtru je šum také dostatečně potlačen, snímky jsou nadále ostré. Subjektivně se mi více líbí snímek z Leeova filtru, protože je o něco ostřejší a rozdíl v množství šumu mi připadá zanedbatelný.

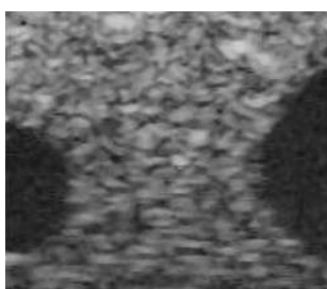
Původní obraz



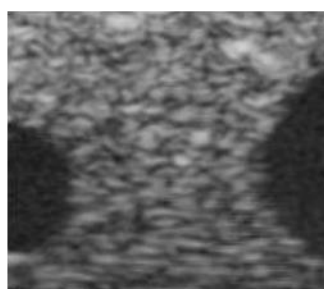
Průměrný obraz



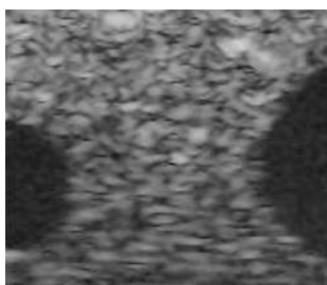
Mediánový filtr



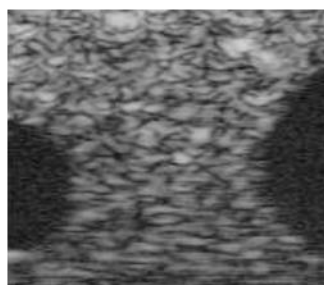
Průměrující filtr



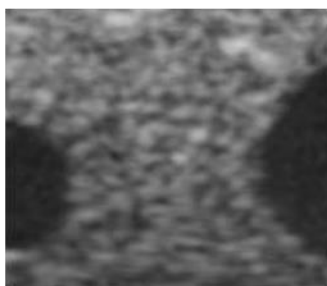
Wienerův filtr



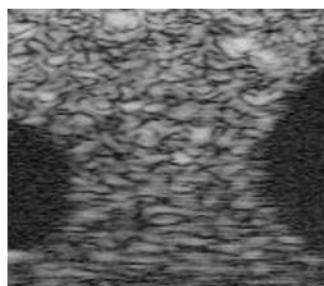
Gaussův filtr



Frostův filtr



Leeův filtr



Obr. 23: Porovnání účinnosti filtrů na výřezu výstupního obrazu

8. ZÁVĚR

V rámci bakalářské práce jsem se zabýval zejména medicínským využitím ultrazvukového vlnění v rámci diagnostických zobrazovacích metod, technickým řešením aplikace ultrazvukových vln, popisem animálního ultrazvukového systému Vevo 2100, také implementací načítání, zobrazení a uložení obrazových dat získaných z tohoto přístroje. Poté jsem hodnotil odlišnosti v různých formátech souborů dle DICOM standardu a také řešil filtraci charakteristického šumu typu spekle.

Snažil jsem se nastínit problematiku teorie ultrazvukového vlnění, historii lékařského využití ultrazvuku, mechanismy vzniku a následné detekce ultrazvukové vlny. Věnoval jsem se také mechanismům průchodu ultrazvuku lidskými tkáněmi, jeho účinkům na lidský organismus a odlišným zobrazovacím módům, které jsou dnešní přístroje schopny poskytnout.

V tomto textu lze nalézt kapitolu obsahující informace o diagnostických ultrazvukových přístrojích, ve které je kladen důraz zejména na rozdělení ultrazvukových vyšetřovacích sond podle jejich tvaru a konstrukce.

Dále jsem se měl možnost seznámit s ultrazvukovým systémem Vevo 2100, jehož popis je obsažen v další kapitole této bakalářské práce. Popisují konstrukční i softwarové řešení daného přístroje, možnosti jeho využití v oblasti výzkumných projektů a kompatibilních typů vyšetřovacích sond.

Navazující kapitolou bylo implementování načítání a zobrazování (ukládání) obrazových dat, které jsem nasnímal pomocí ultrazvukového přístroje Vevo 2100. Díky sofistikovanému Image Processing Toolboxu bylo načítání obrazových dat snadnější, než jsem předpokládal. Zejména při zobrazování sekvencí v některých formátech nabízí propracovaný video přehrávač, který umožňuje například procházení sekvence po jednotlivých snímcích. Načtení a zobrazení obrazových matic je funkční pro všechny exportované formáty kromě *.rf.bmode*. Mnou navržená implementace totiž nedosáhla přesně shodných výsledků ve srovnání s implementací *FileView.m* zahrnutá. Nicméně RF data lze i tak pomocí tohoto skriptu zobrazit. Je to možné při načtení souboru ve formátu *iq.bmode*. Z IQ dat je totiž možno RF data rekonstruovat. Srovnával jsem také RF data načtená pomocí zdrojového kódu v jazyce C, který mi poskytl Ing. Mézl, s IQ daty. Výstupy z obou těchto typů dat jsou srovnatelné a vzhledem k paměťové náročnosti RF dat je vhodnější uchovávat pouze IQ data. Pro soubory v DICOM standardu je k dispozici také ukládání obrazových dat do souboru definovaného datového formátu, který je používán perfuzní skupinou na ÚBMI a ÚPT AV ČR.

Vzhledem k tomu, že ultrazvukový systém Vevo 2100 umožňuje ukládání DICOM souborů do celkem čtyř formátů, bylo zajímavé zjistit, v čem se jednotlivé formáty od sebe liší. Dva z nich jsou naprosto nekomprimované, obsahují identickou obrazovou matici a liší se od sebe pouze přenosovou syntaxí. Další dva jsou komprimované, ale rozdílnou kompresí. Jeden bezztrátovou RLE kompresí a druhý ztrátovou JPEG kompresí. Rozdíly mezi jednotlivými

komprimovanými obrazovými daty jsou tak zanedbatelné a rozdíl ve velikosti výsledných souborů je tak markantní, že se podle mého názoru pro běžné diagnostické účely vyplatí uchovávat pouze JPEG data.

Poslední kapitola je věnována šumu typu spekle, který postihuje právě ultrazvukové obrazy a snižuje jejich výpovědní hodnotu. První část kapitoly se zabývá mechanismem vzniku speklí a jejich charakteristikou. Následuje stručný popis jednotlivých použitých filtrů a hodnocení jejich úspěšnosti při filtraci reálného ultrazvukového snímku. Objektivní hodnocení jsem prováděl pomocí výpočtu střední kvadratické odchylky (MSE). Nejmenší, a tedy nejlepší hodnoty dosáhl Leeův filtr, který je pro filtraci speklí přímo určen. Naopak největší hodnoty MSE dosáhl Frostův filtr. Tohle je podle mě způsobeno zejména tím, že Frostův filtr sice spekle dostatečně odfiltruje, zároveň však dojde ke značnému rozmazání, což je nežádoucí. Subjektivní hodnocení je možno udělat si z výřezu obrazu po filtraci uvedeného na Obr. 23.

Literatura

- [1] HILL, C, J BAMBER a G HAAR. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2nd ed. Hoboken, N.J.: John Wiley, 2004, xv, 511 p. ISBN 04-719-7002-6.
- [2] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [3] WOO, Dr. Joseph. *Obstetric ultrasound: a comprehensive guide to ultrasound scans in pregnancy* [online]. [cit. 2014-10-24]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/>
- [4] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [5] HRAZDÍRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie: Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití. In: [online]. 2008. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
- [6] ROZMAN, Jiří. *Ultrazvuková technika v lékařství: Diagnostické systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 1980, 264 s. ISBN 55-571-80.
- [7] ULLMANN, RNDr. Vojtěch. Radioisotopová scintigrafie. *AstroNuklFyzika: jaderná fyzika, astrofyzika, kosmologie, filosofie* [online]. [cit. 2014-11-05]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#Ultrasono>
- [8] SEDLÁŘ, Martin. Fyzikální parametry a charakteristika ultrazvukového pole v biologickém experimentu [online]. 2010 [cit. 2014-11-20]. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Lenka Forýtková. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/175660/prif_m/.
- [9] Color Doppler Ultrasound System: Portable Imaging Device Manufacturer. WELL.D. [online]. [cit. 2014-11-13]. Dostupné z: <http://ultrasound-scanner.com/5-1-color-doppler-ultrasound-system.html>
- [10] Galton's whistle, c 1900: at Science and Society Picture Library. [online]. [cit. 2014-10-28]. Dostupné z: <http://www.ssplprints.com/image/96116/galtons-whistle-c-1900>
- [11] History of Ultrasound. *Ultrasound Technician Schools* [online]. [cit. 2014-10-24]. Dostupné z: <http://www.ultrasoundschoolsinfo.com/history/>
- [12] Ultrazvuk 3D: ultrazvuk 4D. SANUS. [online]. [cit. 2014-11-13]. Dostupné z: <http://sanus.cz/cs/gynekologie/ultrazvuk-3d-4d/>
- [13] VISUALSONICS. *Vevo® 2100 Imaging System: Operator Manual*. 2008. Dostupné z: <http://www.uib.no/filearchive/vevo2100-manual.pdf>
- [14] VISUALSONICS. Vevo® 2100 System: Real-time, in vivo imaging systems for pre-clinical research. [online]. [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://www.visualsonics.com/products/vevo-2100>

- [15] VISUALSONICS. MicroScan™ Transducers: Real-time, in vivo imaging systems for pre-clinical research. [online]. [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://www.visualsonics.com/products/vevo-2100/ms-transducers>
- [16] Model 539. ATS Laboratories-Phantoms [online]. 2013 [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://atslaboratories-phantoms.com/page5/styled-2/index.htm>
- [17] VISUALSONICS. Vevo® 2100 High-Resolution Imaging System: RF Export Instructions for Vevo® 2100 v1.5.X Rev. 3.0. 2012.
- [18] Pix For: Transvaginal Ultrasound Transducer. [online]. [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://pixgood.com/transvaginal-ultrasound-transducer.html>
- [19] SonoZone: Ultrasound Modes: A, B, & M. [online]. [cit. 2014-11-12]. Dostupné z: <http://sonodriftzone.blogspot.cz/2010/01/ultrasound-modes-b-m.html>
- [20] MEDISON.RU: Sonography in cardiology (echocardiography). [online]. [cit. 2014-11-05]. Dostupné z: <http://www.medison.ru/uzi/eng/all/cardio.htm>
- [21] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA). DICOM [online]. [cit. 2015-04-8]. Dostupné z: <http://medical.nema.org/>
- [22] MEDICAL CONNECTIONS LTD. Transfer Syntax [online]. 2015 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: https://www.medicalconnections.co.uk/kb/Transfer_Syntax#RLE_Lossless
- [23] MURRAY, James D. a William VAN RYPER. Encyclopedia of graphics file formats. 2. ed. Bonn [u.a.]: O'Reilly, 1996. ISBN 15-659-2161-5.
- [24] TIŠNOVSKÝ, Pavel. Ztrátová komprese obrazových dat pomocí JPEG. Root.cz [online]. 2006 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://www.root.cz/clanky/ztratova-komprese-obrazovych-dat-pomoci-jpeg/>
- [25] BOVIK, Alan. Handbook of image and video processing. 2nd ed. Burlington: Elsevier Academic Press, 2005, xv, 1372 s. ISBN 01-211-9792-1.
- [26] LOIZOU, Christos P. a Constantinos S. PATTICHIS. Despeckle filtering algorithms and software for ultrasound imaging. San Rafael, CA: Morgan, 2008. ISBN 978-159-8296-204.
- [27] FISHER, Robert, Simon PERKINS, Ashley WALKER a Erik WOLFART. Digital Filters [online]. 2003 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/filtops.htm>
- [28] WANG, Cherry, Huipin ZHANG a Andrew DORAN. Wiener Filtering. Rice University [online]. 1999 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.owl.net.rice.edu/~elec539/Projects99/BACH/proj2/wiener.html>

- [29] TRIVEDI, Dr. Bhushan a A. STELLA. Implementation of Some Speckle Filters on Digital Image and OCT Image. International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering IJARCSSE ; a monthly journal of computer science. 2013, 3(6). ISSN 2277-128x. Dostupné také z: http://www.ijarcsse.com/docs/papers/Volume_3/6_June2013/V3I5-0440.pdf
- [30] SHEET, Debdoot. Frost's Filter. MATLAB Central [online]. 2012 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35073-frost-s-filter>
- [31] SHEET, Debdoot. First Order Statistics Filter (Sigma Filter / Lee's Filter). MATLAB Central [online]. 2011 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/34212-first-order-statistics-filter--sigma-filter---lee-s-filter->

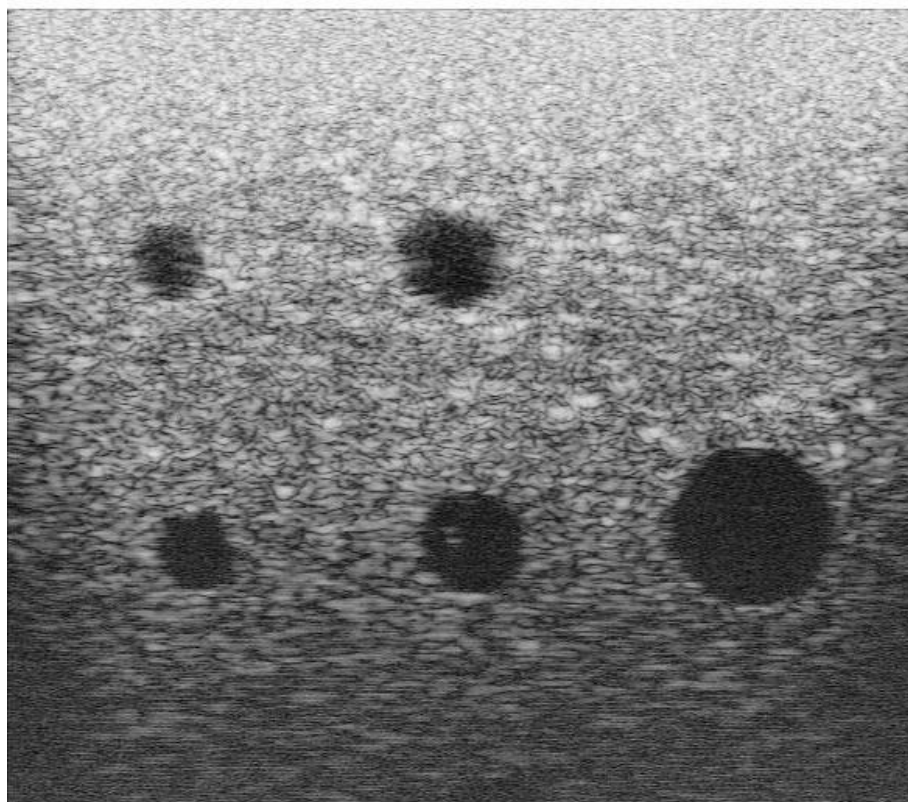
Přílohy

A. Složky a soubory uložené na CD

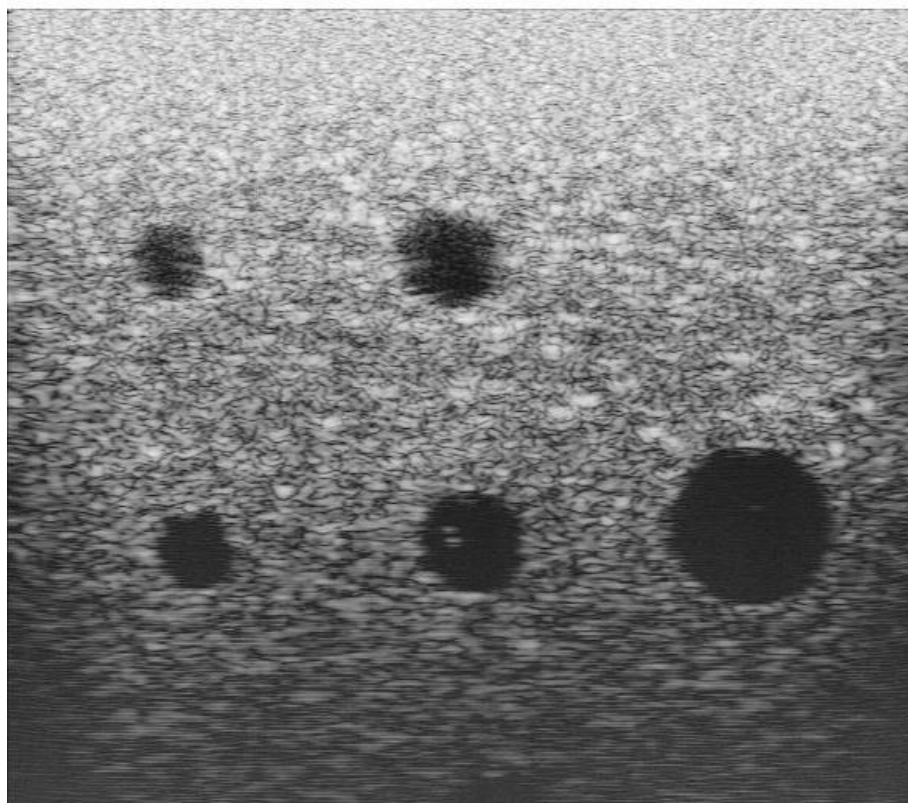
- Vojtech_Pokorny_BP.pdf – text bakalářské práce
- DICOM – složka
 - DICOM.m – skript pro analýzu rozdílů mezi jednotlivými formáty DICOM souborů
 - Obrazová data v jednotlivých formátech DICOM souborů
- FileView – složka
 - FileView.fig – grafické rozhraní pro skript FileView.m
 - FileView.m – obslužný skript pro grafické rozhraní k zobrazování souborů vyexportovaných ze systému Vevo 2100
 - name_file.m – funkce pro generování názvu ukládaného DICOM souboru
 - VsiOpenRawBmode8.m – funkce pro zobrazení vybraného souboru ve formátu *.raw.bmode*
 - VsiParseXml.m - funkce pro načtení informací o vybraném souboru ze souboru ve formátu *.xml
- Obrazová data – složka, obsahuje obrazová data vyexportovaná ze systému Vevo 2100 ve všech formátech zmíněných v této bakalářské práci.
- Spekle – složka
 - 15_MHz_2014-12-02-13-56-26_Lossless.dcm – soubor, na němž je filtrace prováděna
 - fcnFirstOrderStatisticsFilter.m – funkce pro výpočet Leeovy filtrace
 - fcnFrostFilter.m – funkce pro výpočet Frostovy filtrace
 - Frost.mat – výstupní obraz z Frostova filtru
 - Lee.mat – výstupní obraz z Leeova filtru
 - Prumerovany_obraz_Lossless.mat – průměrný snímek získaný ze sekvence
 - speckle.m – skript pro zobrazení výstupů filtrů a vyhodnocení úspěšnosti filtrace
 - vypocetMSE.m – funkce pro výpočet MSE

B. Obrazové matice po filtraci jednotlivými typy filtrů

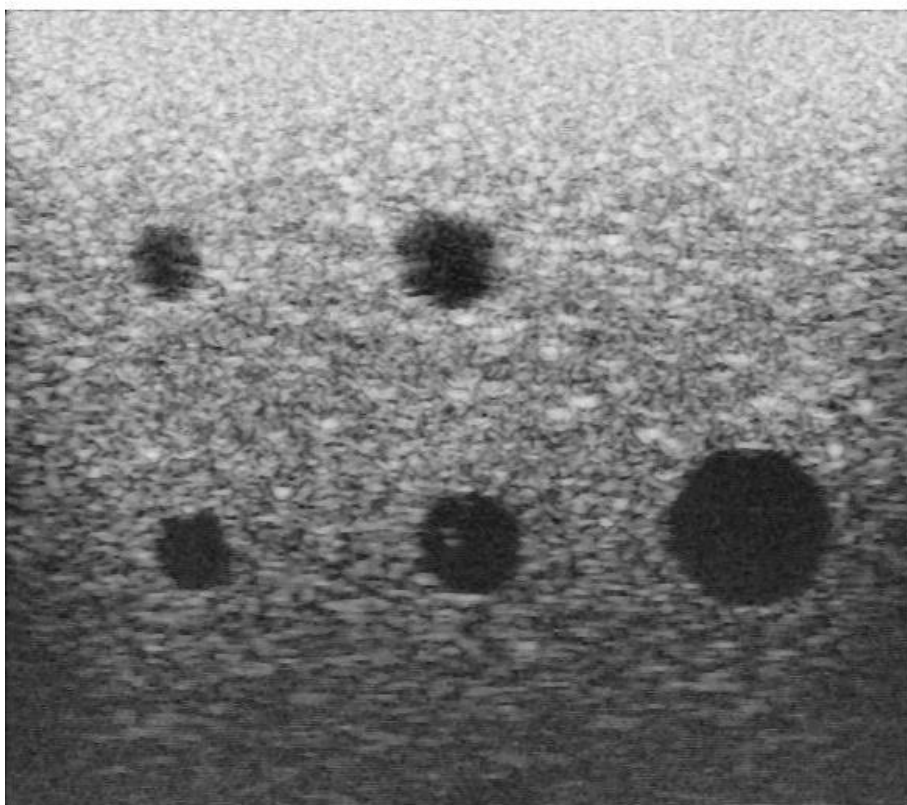
Původní obraz



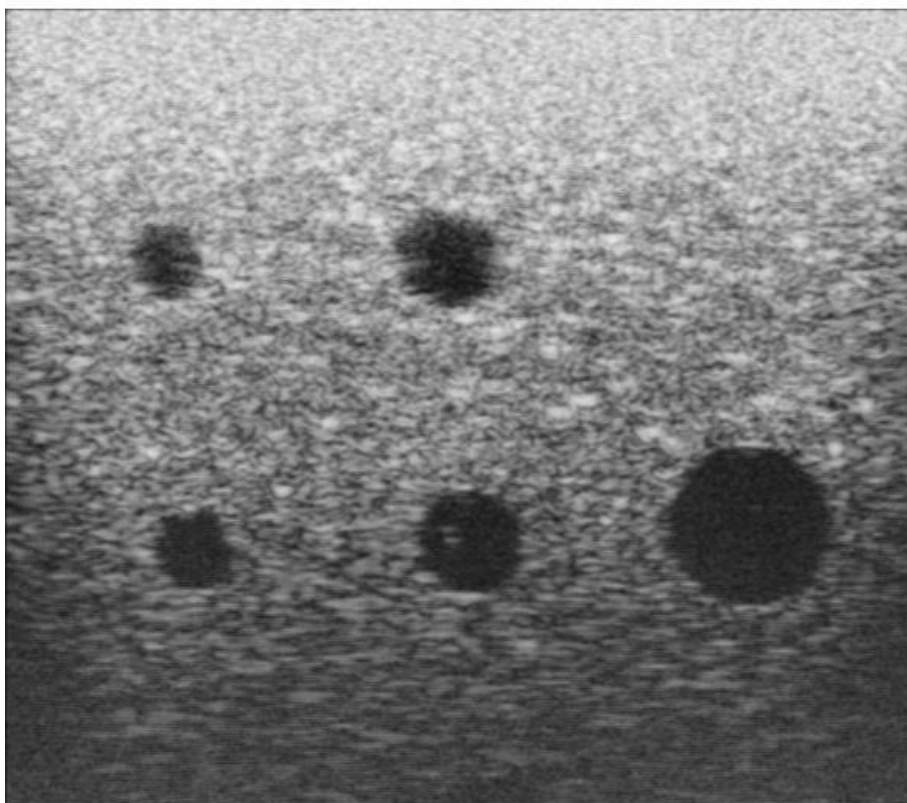
Průměrný obraz



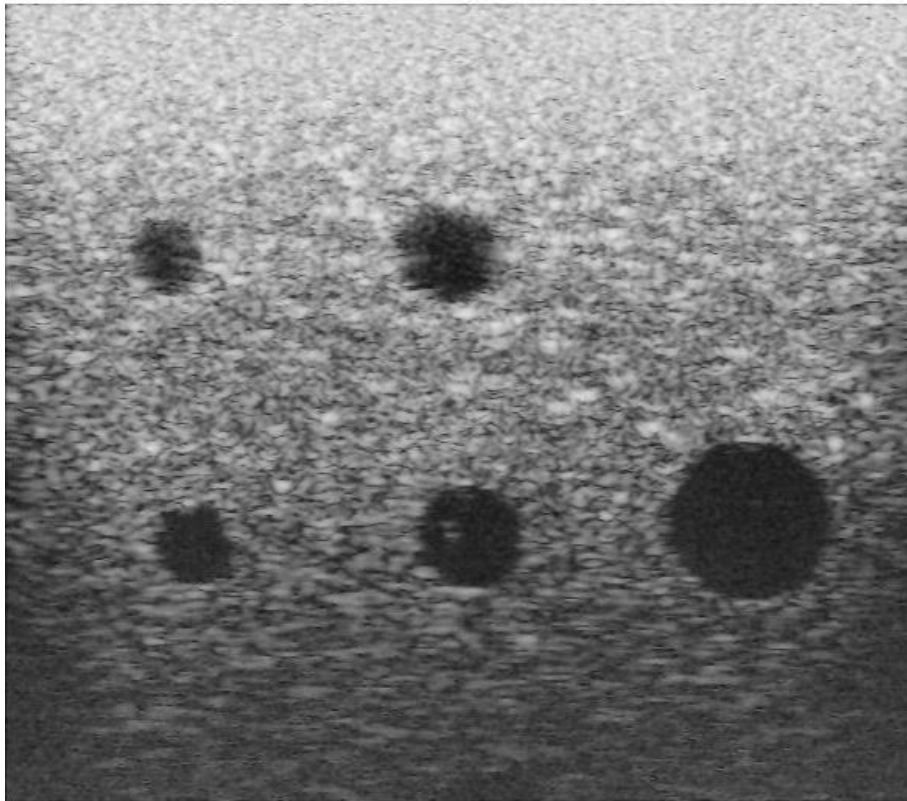
Mediánový filtr



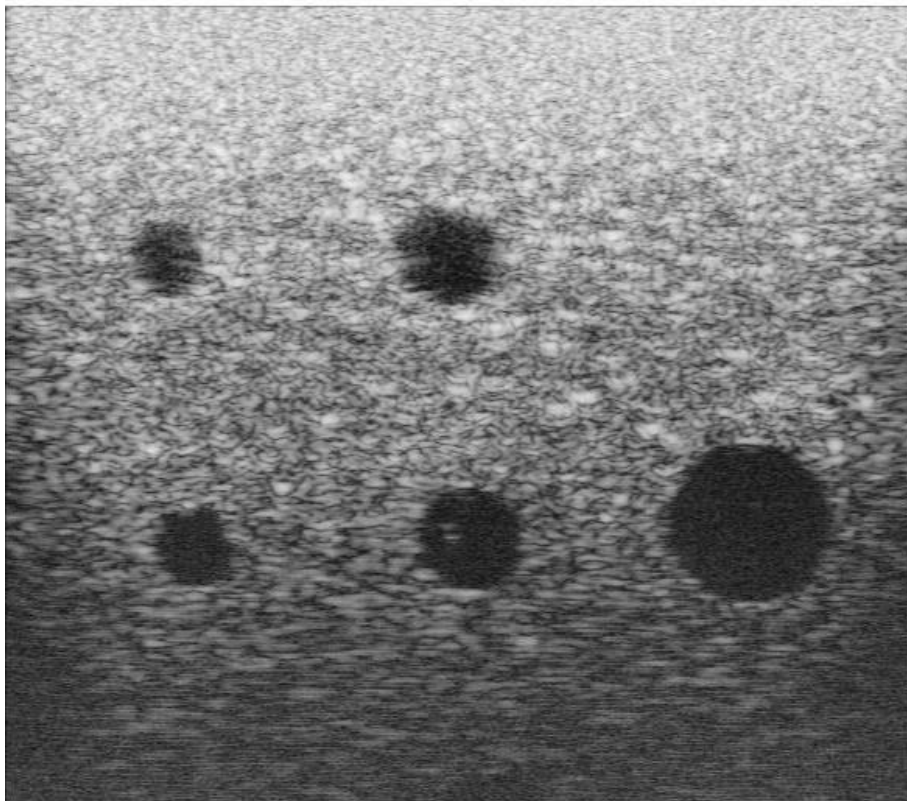
Průměrující filtr



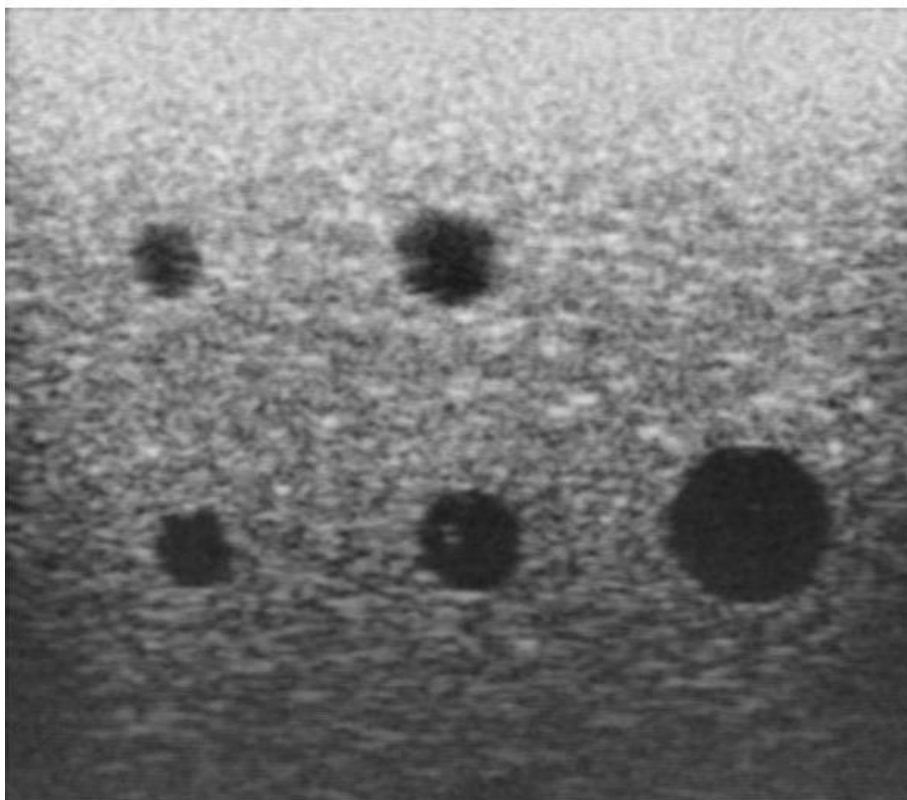
Wienerův filtr



Gaussův filtr



Frostův filtr



Leeův filtr

