

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
Ústav biomedicínského inženýrství

Ing. Radim Kolář

**PŘEDZPRACOVÁNÍ MEDICÍNSKÝCH
ULTRAZVUKOVÝCH TOMOGRAMŮ**

**PREPROCESSING OF MEDICAL
ULTRASOUND IMAGES**

ZKRÁCENÁ VERZE PHD THESIS

Obor: Biomedicínská elektronika a biokybernetika

Školitel: Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Oponenti: Prof. Ing. Václav Hlaváč, CSc.
Ing. Josef Halámek, CSc.

Datum obhajoby: 29. 10. 2002

KLÍČOVÁ SLOVA

ultrazvukové obrazy; spekle; vlnková transformace; radiofrekvenční signál; segmentace; hodnocení ultrazvukových obrazů

KEY WORDS

ultrasound images; speckles; wavelet transform; radiofrequency signal; segmentation; ultrasound image evaluation

Rukopis disertační práce je uložen na Ústavu biomedicínského inženýrství FEKT, VUT v Brně.

© Radim Kolář, 2003

ISBN 80-214-2285-8

ISSN 1213-4198

Obsah

1	SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	5
1.1	Radiofrekvenční signál a principy zobrazování	5
1.2	Vznik speklí	6
1.3	Metody pro eliminaci speklí	6
1.3.1	Metoda frekvenčního rozkladu (IP)	7
1.4	Hodnocení ultrazvukových obrazů	8
1.4.1	Veličiny pro objektivní hodnocení obrazů	8
	Poměr signál/šum (SNR)	8
	Kontrast	8
	Scattergram	8
	Subjektivní hodnocení obrazu	8
1.5	Vlnková transformace	9
1.5.1	Dyadická UDWT a banka filtrů	9
1.5.2	Paketová UDWT a banka filtrů	9
2	CÍLE PRÁCE	10
3	RESTAURACE ULTRAZVUKOVÝCH OBRAZŮ POMOCÍ UDWT	10
3.1	Využití vlnkových filtrů v metodě IP	10
3.2	Filtrace pomocí vlnkové transformace a RF signál	11
3.2.1	Rozklad RF signálu	11
3.2.2	Prahování	12
3.2.3	Použití obecného operátoru pro prahování	13
3.2.4	Modifikovaná zpětná vlnková transformace	13
3.2.5	Detekce a součet obálek	13
3.3	Odhad rozptylu šumu	14
4	ZPRACOVÁNÍ A HODNOCENÍ	14
4.1	Hodnocení obrazů	14
	Hrubost	14
	Entropie	14
4.1.1	Hodnocení změřeného obrazu - fantomu	15
4.1.2	Hodnocení reálného obrazu	18

Mitrální chlopeň	19
Levá komora	19
Srdeční stěna	20
4.1.3 Aplikace aktivních kontur	20
5 Hlavní výsledky	22

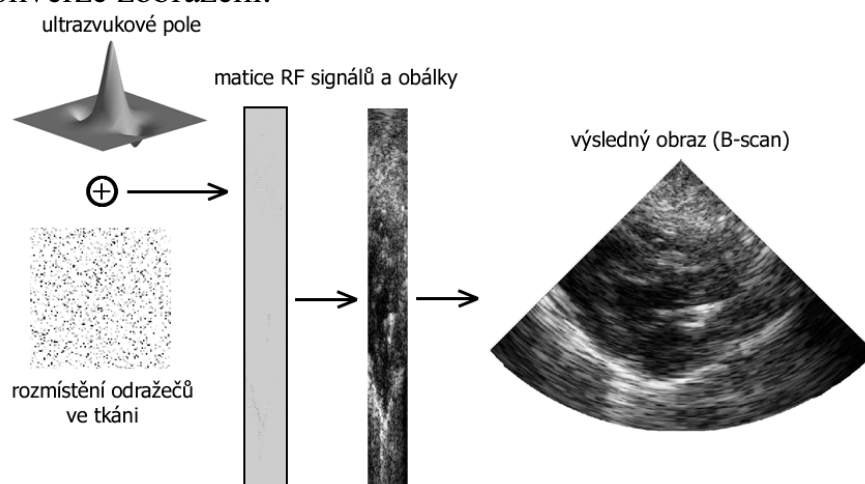
1 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Využívání ultrazvuku v lékařské diagnostice doznalo za několik posledních desetiletí velkého rozšíření, především z důvodů relativní neinvazivnosti, jednoduchosti a nízké ceně jednotlivých vyšetření. Na druhé, interpretace výsledných obrazových dat není vždy zcela jednoznačná a klade vysoké požadavky na vyšetřujícího lékaře. Jeho cílem je extrakce klinicky významných informací s vysokou diagnostickou hodnotou a je proto vhodné před vlastní analýzou naměřených dat provést jejich předzpracování, které usnadňuje proces diagnostiky. V současné době je předzpracování prováděno z velké části v oblasti dvojrozměrných (2D) videodat, která jsou výsledkem zpracování originálních radiofrekvenčních (RF) dat. Vzhledem k tomu, že máme možnost pracovat přímo s originálními daty, zaměřili jsme se na zpracování právě v této oblasti.

1.1 RADIOFREKVENČNÍ SIGNÁL A PRINCIPY ZOBRAZOVÁNÍ

Většina současných ultrazukových systémů je založena na vyslání ultrazukového impulsu do tkáně a příjmu odražených ech (Obr. 1.1). Jednotlivé impulsy jsou postupně vysílány v různých směrech a výsledný obraz je pak složen z příslušných odražených ech, která jsou jednorozměrná (A-scan).

V našem případě byla použita sonda se 78 měničů a se střední frekvencí 2 MHz. Spektrum RF signálu obsahuje frekvence od kmitočtu 0.3 MHz do 6 MHz. Vzorkovací kmitočet je 20 MHz. RF signál se nehodí pro přímé zobrazení a proto je potřeba jej zpracovat a převést na výsledný B-scan [3]. K tomu slouží do jisté míry standardizovaný postup, skládající se z detekce obálky, redukce dat, komprese dynamiky a konverze zobrazení.



Obr. 1.1. Vznik B-scanu začíná vysláním ULZ pulsu a jeho interakcí s tkání. Odražený signál se měří a obdržíme tak matici jednorozměrných RF signálů, které jsou následně převedeny na sektorový obraz

1.2 VZNIK SPEKLÍ

Vznik speklí je spjat s přítomností částic, které jsou menší než je vlnová délka ultrazvukového impulsu, souvisí proto s rozptylem ultrazvukového pole na částicích menších, než je vlnová délka. Na vstupu sondy pak dochází k interferenci různě odražených ech. Spekle se ve výsledném B-scanu projevují jako granulární struktura, která znesnadňuje další automatické zpracování obrazu (detekci hran, segmentaci). Na druhé straně mohou být ovšem spekle uvažovány jako zdroj informací o tkáňových strukturách a mohou přispět k analýze obrazu. V našem případě budeme spekle považovat za negativní vlastnost ULZ obrazů a budeme se zabývat metodami jejich potlačení.

1.3 METODY PRO ELIMINACI SPEKLÍ

Velká většina ze současných metod využívá až výsledný 2D obraz a jen některé přímo RF signál. Můžeme je rozdělit do následujících kategorií:

1. Multi-obrazové metody

Jedná se o metody, které využívají více obrazů pro získání výsledného obrazu s menší úrovní speklí.

2. Metody pracující s jedním obrazem.

Využívají pouze měřený obraz a případně i další apriorní informace.

- **Metody bez apriorní informace**

Metody, využívající prostorové průměrování, např. dvourozměrná filtrace filtrem typu dolní propust, mediánovým či geometrickým filtrem [5].

- **Adaptivní filtrace**

Tyto metody využívají klouzavé okno tak, že v oblastech hran realizují menší vyhlazení a tím i menší rozmazání hran. Naopak, v případě homogenních oblastí, se použije většího vyhlazení. Obecná rovnice může být zapsána ve tvaru [6,7,14,16]

$$\hat{I}(m,n) = \bar{I} + c(m,n)(I(m,n) - \bar{I}) \quad (1.1)$$

kde $I(m,n)$ je úroveň jasu pixelu vstupního obrazu, \bar{I} je lokální průměr vstupního obrazu, $\hat{I}(m,n)$ je bod výstupního obrazu a $c(m,n)$ je parametr, jehož hodnota se určuje z lokálních charakteristik vstupního obrazu. Podle způsobu stanovení parametru $c(m,n)$ se liší jednotlivé metody [2,7].

- **Frekvenční rozklad**

Jedná se o další základní metodu pro redukci speklí [10,14,25]. Bude podrobněji popsána níže.

- **Wienerova filtrace**

Jedná se o zpracování 2D obrazových dat pomocí Wienerovy filtrace ve frekvenční oblasti. Vychází se z modelu konvolučního zkreslení a aditivního šumu [15]. Pro eliminaci šumu lze použít i zjednodušený Wienerův filtr, jak bude popsáno níže.

- **Metody využívající 2D vlnkové transformace**

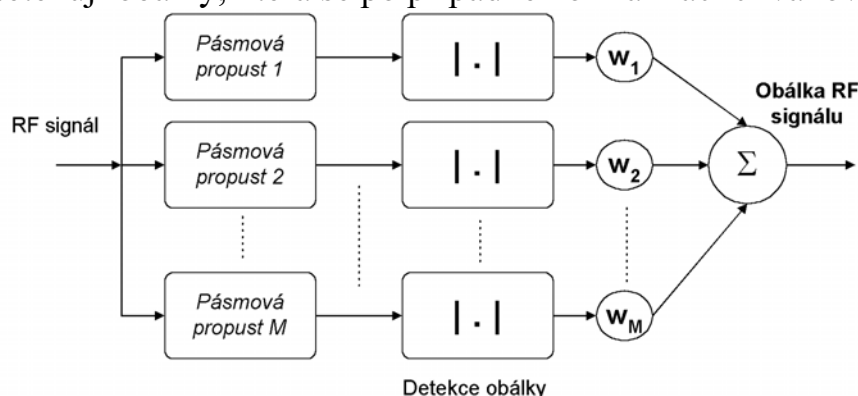
Používají se jak klasické postupy filtrace pomocí vlnkové transformace s tvrdým či měkkým prahováním [4] či metody vedoucí ke zlepšení kontrastu [26]. Svě použití také nachází 2D vlnková transformace typu Quincunx [13].

Z uvedených postupů byly významné metody implementovány, z důvodu porovnání s metodami navrženými v této práci. Jedná se o metody:

- Crimminsův geometrický filtr (CGF) [5]- pracuje se sektorovým obrazem.
- adaptivní filtr, vycházející z K-distribuce (AKF) [7] – implementován v souřadnicích (r, φ) a využívá logaritmus obálky RF signálu.
- zjednodušený Wienerův filtr (SWF) - implementován v souřadnicích (r, φ) a využívá logaritmus obálky RF signálu.
- metoda frekvenčního rozkladu (IP - incoherent processing) - pracuje přímo s RF signálem v souřadnicích (r, φ) a výsledkem zpracování je obálka RF signálu.

1.3.1 Metoda frekvenčního rozkladu (IP)

Základní princip této metody [10,23] je ukázán na Obr. 1.2. RF signál se rozdělí do M frekvenčních pásem pomocí pásmových propustí. Poté se v každém pásmu detekují obálky, která se po případné normalizaci či váhování sečtou.



Obr. 1.2 Princip metody IP pro redukci speklí

Smysl této metody spočívá v tom, že rozkladem RF signálu do různých frekvenčních pásem se vytvoří M různých tzv. úzkopásmových obrazů, v nichž jsou spekle do jisté míry nekorelované [23].

Průměrováním jejich obálek se dosáhne určitého stupně eliminace speklí, který závisí na počtu úzkopásmových obrazů. Míra eliminace bude závislá na tom, nakolik jsou signály v jednotlivých pásmech nekorelovány [23]. Kromě ztráty axiálního rozlišení vede IP metoda také ke zhoršování kontrastu objektů. Metody, které budou navrženy dále, budou využívat filosofie tohoto přístupu, ale snahou bude kromě redukce speklí také zlepšení kontrastu.

V případě [23] byly použity filtry s frekvenční charakteristikou danou jako

$$H(f) = \cos^2\left(\frac{\pi(f - f_c)}{10^6}\right) \quad (1.2)$$

kde f_c je poloha maxima přenosu a platí $-500kHz \leq f - f_c \leq 500kHz$. Filtry mají šířku pásma $500kHz$ v polovině maxima přenosu. V rozsahu od 0 do 6 MHz bylo použito 11 těchto pásmových propustí. Tento přístup založený na rozdělení spektra RF

signálu se také prosazuje v oblasti nedestruktivní ultrazvukové diagnostiky materiálů [9,12].

1.4 HODNOCENÍ ULTRAZVUKOVÝCH OBRAZŮ

Hodnocení kvality ultrazvukových obrazů je velmi problematické a lze říci, že neexistuje nějaké objektivní kritérium, které by bralo v úvahu všechny faktory vstupující do zobrazovacího procesu. Cílem této práce není toto kritérium nalézt. Spíše se zaměříme na hodnocení z hlediska zpracování obrazů s přihlédnutím k vlastnostem ultrazvukových obrazů. V následujících odstavcích budou uvedeny některé veličiny, které se používají pro hodnocení ne-ultrazvukových obrazů a mohou být použity i v našem případě. Nutno ovšem podotknout, že i když objektivní hodnocení slouží jako určité vodítko při návrhu metod, subjektivní hodnocení obrazu lékařem bude hrát vždy rozhodující roli v celém procesu návrhu restaurační metody.

1.4.1 Veličiny pro objektivní hodnocení obrazů

Poměr signál/šum (SNR)

Je definován jako [24]

$$SNR = \frac{|\mu_o - \mu_b|}{\sigma_o^2 + \sigma_b^2} \quad (1.3)$$

kde σ_o^2 a σ_b^2 jsou rozptyly úrovně jasu zkoumaného objektu a okolí, μ_o a μ_b jsou příslušné střední hodnoty.

Kontrast

Je definován takto [29]:

$$C = \frac{|\mu_o - \mu_b|}{\mu_o + \mu_b} \quad (1.4)$$

Scattergram

Jedná se o závislost absolutní hodnoty gradientu zpracovaného obrazu $f(I)$ na absolutní hodnotě gradientu obrazu I před zpracováním ($f(.)$ představuje operátor, použitý pro zpracování obrazu). Jestliže dojde ke zvýšení gradientu pixelu, tak příslušný bod bude ve scattergramu ležet nad přímkou $y=x$. Naopak, jestliže dojde ke zmenšení gradientu, bod bude ležet pod přímkou $y=x$. Tato přímka rozdělí scattergram na dvě množiny bodů, kterými se proloží přímky procházející počátkem. Velikost jejich směrnic dává informaci o míře vyhlazení a zostření.

Subjektivní hodnocení obrazu

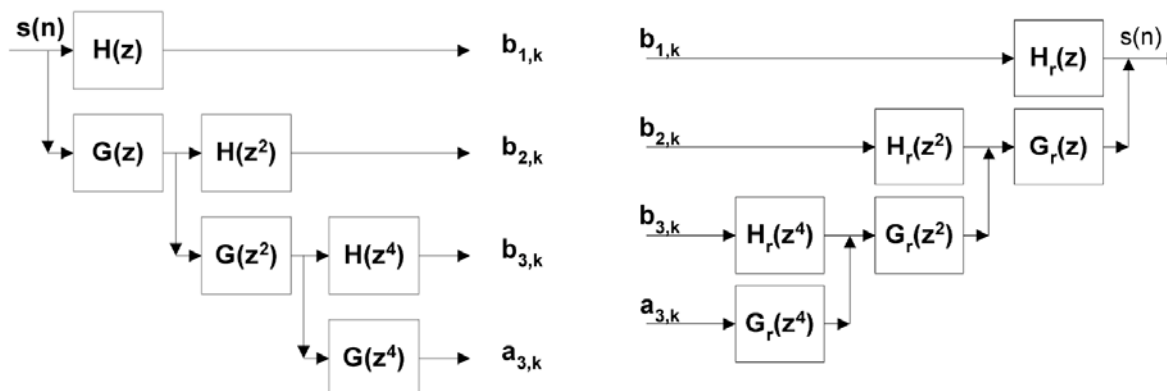
Subjektivní hodnocení ultrazvukových obrazů lékařem je zřejmě nejlepším vodítkem pro návrh restauračních metod ultrazvukových obrazů. Lékař totiž

neprovádí pouze hodnocení kvality obrazu na základě kontrastu, ostrosti, redukce speklí atd., ale i na základě svých vlastních zkušeností, protože s určitou pravděpodobností již ví, co bude v obrazu obsaženo.

Velkou roli hraje i to, k čemu se předzpracované snímky dále použijí. Zda k přímé diagnostice, nebo k dalšímu automatickému zpracování - detekce objektů, segmentace, analýza objektů atd. Metody zde navrhované jsou koncipovány jako předzpracování před následnou automatickou (resp. semi-automatickou) segmentací či analýzou.

1.5 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Vlnková transformace (WT) je matematický nástroj pro analýzu nestacionárních signálů. Své využití nachází však v řadě dalších aplikací, především pak pro filtraci diskretních signálů, kompresi či analýzu obrazů. Zde se zaměříme pouze na vlastní realizaci diskretní verze WT pro diskretní signály (DWT). Uvedeme zde DWT bez podvzorkování (UDWT), která se ukazuje jako výhodnější pro filtraci a to ve dvou modifikacích – dyadickou a paketovou.



Obr. 1.3 Rozkladová a rekonstrukční banka filtrů pro realizaci dyadické UDWT

1.5.1 Dyadická UDWT a banka filtrů

Z teorie multiresoluční analýzy [19,20] vyplývá možnost realizace DWT pomocí banky vhodně navržených filtrů. Struktura rozkladové a rekonstrukční banky filtrů je ukázána na Obr.1.3. $H(z)$ představuje FIR filtr typu horní propust a $G(z)$ dolní propust. Operace z^r znamená vkládání $r-1$ nulových hodnot mezi vzorky impulsní charakteristiky. Jednotlivé filtry pak vedou na pásmové propusti.

1.5.2 Paketová UDWT a banka filtrů

Paketový rozklad signálu se od dyadického liší v tom, že jsou postupně rozkládána všechna filtrovaná pásma. To vede k rovnoměrnému rozdělení frekvenční osy na rozdíl od oktávového rozdělení v případě dyadického rozkladu.

V případě dyadické UDWT je strom rozkladu vždy jednoznačně určen - rozkládá se vždy jen pásmo aproximačních koeficientů. V případě paketové DWT není tento

rozklad jednoznačný. Zatím zde byl zmíněn pouze úplný rozklad. Může však nastat situace, kdy již nemá smysl některé pásmo dále rozkládat.

Pro rozklad RF signálu byl použit empiricky navržený strom rozkladu, který vychází z jeho frekvenčního obsahu. Nejvyšší kmitočtové pásmo není rozkládáno a před vlastní rekonstrukcí je vynulováno. Další pásma jsou již rozkládána *úplně* až do hloubky $J=4$.

2 CÍLE PRÁCE

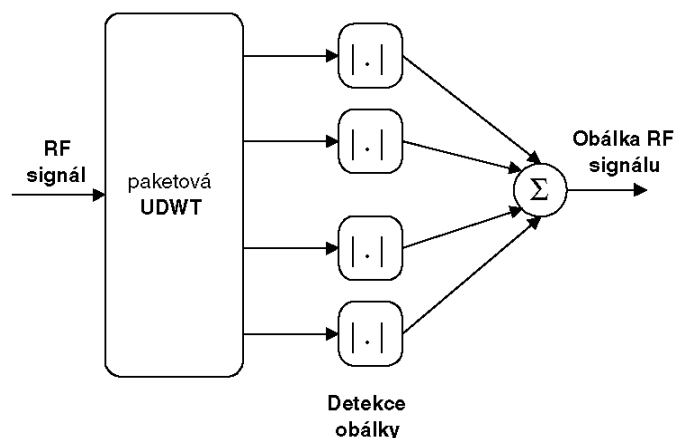
Hlavním cílem předložené disertační práce je návrh metod, vedoucích především ke zlepšení kontrastu, zvýšení poměru signál/šum a také k potlačení speklí v medicínských ultrazvukových tomogramech. Navržené metody mají především sloužit jako předzpracování pro následnou segmentaci. V současné době se projevuje snaha o předzpracování těchto obrazů přímo v radiofrekvenční oblasti, protože zde lze dosáhnout přínosných výsledků. Dříve byla akvizice RF dat problematická a také zpracování v reálném čase z technologických důvodů obtížné. Proto tyto metody nebyly tak využívány. Jednou z nich byla právě i již zmíněná metoda IP. Navržené metody vycházejí právě z myšlenky inkohherentního zpracování ultrazvukového RF signálu a z využití filtrů, které vychází z vlnkové transformace. Bude tedy využit přímo RF signál s cílem zlepšit výsledný sektorový obraz. Snahou zároveň je, aby toto předzpracování výrazně nezhoršovalo axiální rozlišení.

Poměrně velký problém, se kterým se zvláště v lékařských oborech setkáváme, je obtížnost hodnocení získaných výsledků. V našem případě se jedná o hodnocení kvality obrazů. Protože neznáme originální (nezkreslený) obraz, je většina používaných kritérií pro náš případ nevhodná. V předchozí kapitole byly uvedeny některé základní veličiny pro základní hodnocení objektů či obrazů. Další budou uvedeny v kapitole 4.1.

3 RESTAURACE ULTRAZVUKOVÝCH OBRAZŮ POMOCÍ UDWT

3.1 VYUŽITÍ VLNKOVÝCH FILTRŮ V METODĚ IP

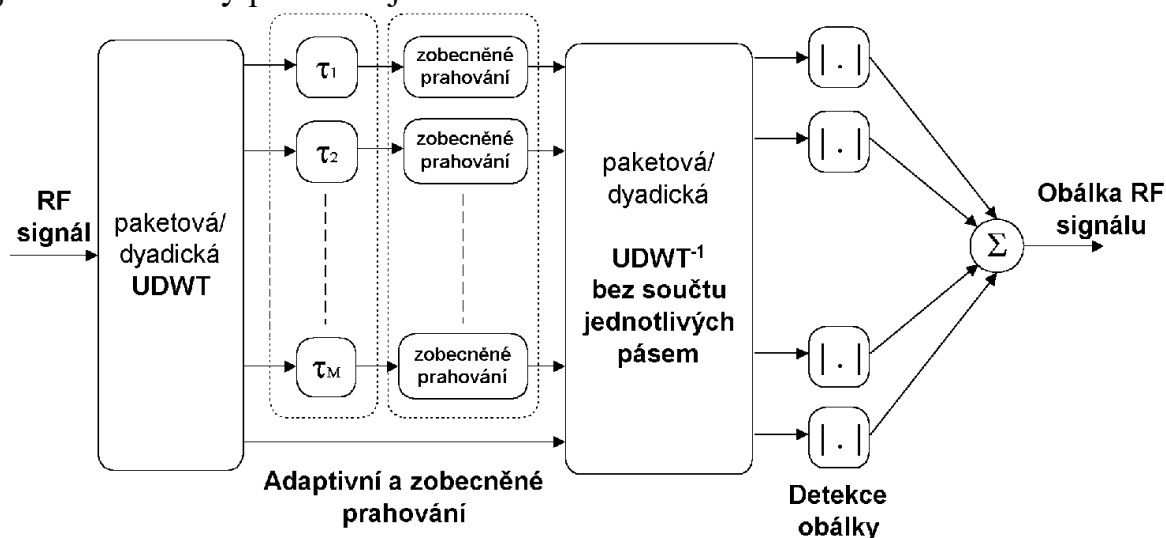
Jak bylo poznamenáno u metody IP, při rozkladu RF signálu bankou filtrů jde o to, abychom obdrželi několik signálů, které spolu budou co nejméně korelované. Z tohoto hlediska se jako vhodnější jeví použít takovou banku filtrů, jejíž impulsní charakteristiky budou ortogonální. Tuto vlastnost mají vlnkové filtry. Nejjednodušší využití těchto filtrů proto spočívá v jejich použití pro rozklad RF signálu (Obr. 3.1). Pro rozklad potom použijeme paketovou transformaci, která nabízí větší volnost v rozdělení frekvenční osy. Kromě ortogonalit impulsních charakteristik filtrů použitých pro rozklad mluví v jejich prospěch i tvary modulových frekvenčních charakteristik. To je v případě, že použijeme filtry typu *Daubechies*, které mají maximálně ploché frekvenční charakteristiky.



Obr. 3.1. Využití vlnkových filtrů v IP metodě

3.2 FILTRACE POMOCÍ VLNKOVÉ TRANSFORMACE A RF SIGNÁL

V minulém odstavci jsme se zabývali aplikací vlnkových filtrů pro eliminaci speklí. Nyní budeme požadovat i zlepšení kontrastu a poměru signál/šum. Za tímto účelem doplníme strukturu z Obr.3.1. tak, jak je ukázáno na Obr. 3.2 a podíváme se na jednotlivé bloky podrobněji.



Obr. 3.2. Základní schéma navržené metody pro redukci speklí a zlepšení kontrastu

3.2.1 Rozklad RF signálu

V tomto bloku se realizuje UDWT. Jsou navrženy dvě možné varianty - jedna používá dyadickou UDWT a druhá paketovou UDWT. Jednotlivé metody označíme jako WIP resp. WPIP (*Wavelet Incoherent Processing* resp. *Wavelet Packet Incoherent Processing*). Při rozkladu musíme zvolit hloubky rozkladu a také typ filtrů.

U metody WIP byla hloubka rozkladu zvolena $J=5$, protože při dalším zvětšování již nedochází k výraznějšímu vlivu na výslednou obálku RF signálu. Byly vyzkoušeny různé vlnkové filtry typu *Daubechies* a nakonec byl zvolen typ *db6*, protože při dalším zvyšování řádu již nevedlo k výraznému zlepšení kvality obrazu.

Použití paketové UDWT má za následek větší závislost výsledného obrazu na úrovni rozkladu J , což má pak zásadní vliv na výsledné axiální rozlišení. Čím více pásem, tím horší je výsledné axiální rozlišení avšak tím větší je redukce speklí. Byla použita hloubka $J=4$. Typ vlnkových filtrů byl zvolen stejně jako u metody WIP.

3.2.2 Prahování

Po rozkladu následuje prahování. Podle konkrétní metody jsou navrženy následující prahovací techniky:

- DonohoWIP, DonohoWPIP

Tato metoda používá pro celé pásmo stejný práh, který se však mění s hloubkou rozkladu, což je vhodnější, než použití globální prahovací hodnoty. Při stanovení vhodného prahu byl použit *universální* práh, ale se závislostí na j

$$\lambda(j) = \frac{\sigma_{est} \sqrt{2 \ln(N)}}{2^{j-2}}, \quad (3.1)$$

N je počet vzorků. Jako prahovací strategie je použito tvrdé prahování.

- RayWIP, RayWPIP

Lze ukázat [8], že obálku RF signálu lze v případě, že počet odražečů je ve vzorkovacím objemu dostatečně velký, popsat pomocí Rayleighova rozložení. Z parametrů tohoto rozložení lze pak určit poměr signál/šum a ten použít pro nastavení prahu v jednotlivých pásmech. Práh $\lambda_j(k)$ pak v místě v čase k a v pásmu j bude mít tvar

$$\lambda_j(k) = \alpha(k) \sigma_j. \quad (3.2)$$

Nyní využijeme Rayleighův model tak, aby v přítomnosti koherentních struktur byl práh malý a v případě přítomnosti malého počtu odražečů se práh zvýšil. Na základě této úvahy navrhneme hodnotu $\alpha(k)$ jako

$$\alpha(k) = \max\left(0, 1.91 / SNR_{ray}\right). \quad (3.3)$$

- RiceWIP, RiceWPIP

Tato metoda využívá pro stanovení prahu stejného přístupu jako předchozí. Pouze se použije komplexnější statistický model obálky, založený na Riceově rozložení.

Parametr $\alpha(k)$ pak navrhneme jako

$$\alpha(k) = 1 / SNR_{rice}. \quad (3.4)$$

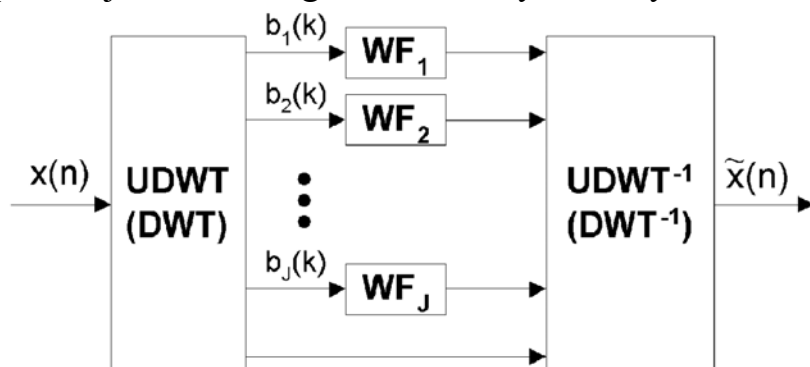
- WienerWIP, WienerWPIP

Tato metoda používá modifikaci vlnkových koeficientů, založenou na aproximaci WF. Jedná se o časově adaptivní aproximaci Wienerova FIR filtru, která degeneruje na pouhé zeslabení daného vzorku. Dostaneme však několik těchto WF – pro různá frekvenční pásma (Obr. 3.3). Poslední pásmo aproximačních koeficientů se ponechá

beze změny. Lze odvodit, že vlnkový koeficient $y_j(i)$ v pásmu j se násobí hodnotou [1,11,21,22]

$$h_j(i) = \frac{f_j^2(i)}{f_j^2(i) + \sigma_j^2}, \quad (3.5)$$

kde σ_j^2 je rozptyl šumu v pásmu j . Je vidět, že pro získání hodnot $h_j(i)$ potřebujeme znát originální hodnoty vlnkových koeficientů v pásmu j .



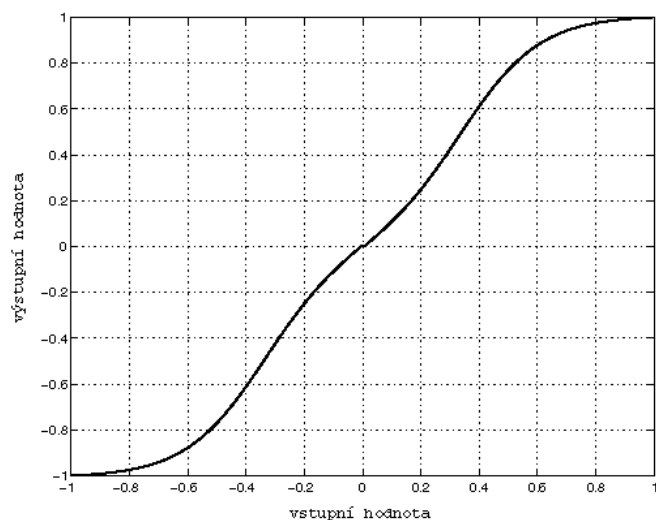
Obr. 3.3. Princip filtrace pomocí DWT a WF

Pro praktický výpočet se proto použije vztah

$$h_j(i) = \frac{b_j^2(i) - \sigma_j^2}{b_j^2(i)} \quad (3.6)$$

kde $b_j(i)$ je zašuměný vlnkový koeficient pásma j .

3.2.3 Použití obecného operátoru pro prahování



Obr. 3.4. Zobecněný operátor prahování

Jedná se o použití operátoru popsaném v [26], viz. Obr. 3.4. Tento krok je zde zařazen především z důvodů zlepšení kontrastu a také pro určitou kompenzaci v případě použití měkkého prahování. I při použití Wienerova filtru může dojít k určitému zeslabení vlnkových koeficientů v oblastech se spektrálními odrazy.

3.2.4 Modifikovaná zpětná vlnková transformace

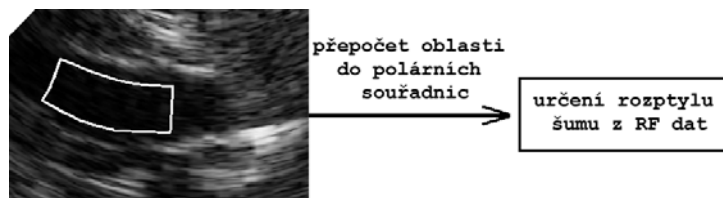
V tomto bloku dochází ke zpětné rekonstrukci, ovšem s tím rozdílem, že se signály z jednotlivých pásem nesčítají.

3.2.5 Detekce a součet obálek

Ve všech $M+1$ pásmech je detekována obálka pomocí Hilbertova transformátoru. Obálky jsou následně se stejnou vahou sečteny. Výsledkem zpracování je proto obálka jednorozměrného RF signálu.

3.3 ODHAD ROZPTYLU ŠUMU

Ve předchozích vztazích, pro stanovení velikosti prahu vystupuje hodnota rozptylu šumu, kterou je potřeba odhadnout. Odhad byl proveden z obrazu tak, že hranice manuálně označená oblast bez spekulárních odrazů byla přepočítána do polárních souřadnic pro zjištění korespondujících hranic v RF datech. Z RF dat spadajících do této oblasti byl pak určen rozptyl šumu podle definičního vztahu pro rozptyl.



Obr. 3.5 Odhad rozptylu šumu

4 ZPRACOVÁNÍ A HODNOCENÍ

4.1 HODNOCENÍ OBRAZŮ

Před vlastním porovnáním jednotlivých metod navrhneme ještě dvě veličiny, které do určité míry kvantifikují míru speklí v obraze.

Hrubost

Tato veličina byla použita pro charakterizaci tkání v ultrazvukových obrazech:

$$H = \frac{1}{N^2} \sum_{j=0}^{N-1} \sqrt{\frac{(I(i,j) - I(l,l))^2}{(i-l)^2 + (j-l)^2}}, \quad (4.1)$$

kde $I(i,j)$ je hodnota úrovně šedi v bodě definovaném souřadnicemi i,j . Hodnota $l=(N-1)/2$ je střed okna, ve kterém se počítá hodnota H a $N \times N$ je jeho rozměr.

Entropie

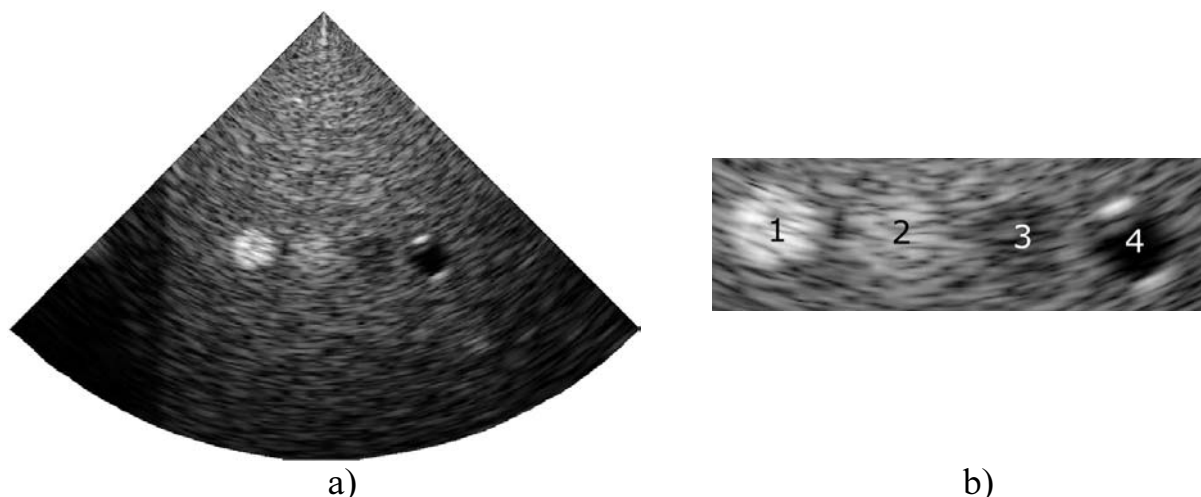
Entropie diskrétního signálu je definovaná jako

$$E = - \sum_{i=0}^{N-1} p_i \log_2(p_i), \quad (4.2)$$

kde p_i je pravděpodobnost i -té hodnoty a N je počet všech možných hodnot. Jestliže obraz, či jeho část, nebude obsahovat spekle (bude *hladší*), pak entropie bude nižší.

Testováním na uměle vytvořených obrazech bylo zjištěno, že pomocí těchto dvou veličin lze hodnotit míru speklí v obraze.

4.1.1 Hodnocení změřeného obrazu - fantomu



Obr. 4.1. a) Originální fantomový obraz. b) jeho část se čtyřmi objekty

Pro hodnocení vlastností výše uvedených algoritmů pro redukci speklí a zlepšení kontrastu byl použit fantom RMI 403GS (Obr.4.1) se čtyřmi kruhovými objekty. Pro každý objekt lze definovat jeho okolí a určit hodnotu kontrastu C a hodnotu SNR (Tab. 1). Z hodnot C je vidět, že metody WIP způsobí zvýšení kontrastu pro všechny čtyři objekty. Z metody WPIP jsou vhodné především modifikace RayWPIP a RiceWPIP, ostatní způsobí jen malé zvýšení hodnot či naopak jejich snížení. Ve srovnání s publikovanými metodami dosahují navrhované metody lepších výsledků. U hodnoty SNR je situace opačná. Metodami WPIP se dosáhne poměrně velkého zvýšení hodnot SNR a metodami WIP naopak velmi malého zvýšení či naopak zhoršení. Některé převzaté algoritmy však dosahují lepších hodnot SNR , což je způsobeno především větším vyhlazením a tím i menšími hodnotami ve jmenovateli definičního vztahu.

Objekt	1		2		3		4	
	C	SNR	C	SNR	C	SNR	C	SNR
Původní	0.284	0.068	0.181	0.040	0.187	0.030	0.687	0.110
DonohoWIP	0.335	0.073	0.240	0.046	0.327	0.030	0.919	0.098
RayWIP	0.348	0.074	0.247	0.046	0.366	0.046	0.920	0.098
RiceWIP	0.346	0.073	0.246	0.046	0.366	0.037	0.915	0.097
WienerWIP	0.324	0.077	0.232	0.049	0.284	0.032	0.924	0.108
DonohoWPIP	0.271	0.121	0.184	0.083	0.198	0.056	0.847	0.169
RayWPIP	0.334	0.098	0.242	0.068	0.340	0.049	0.915	0.132
RiceWPIP	0.324	0.129	0.240	0.057	0.340	0.066	0.920	0.110
WienerWPIP	0.270	0.127	0.182	0.087	0.179	0.064	0.729	0.149
IP	0.249	0.144	0.160	0.115	0.149	0.080	0.371	0.175
SWF	0.287	0.102	0.185	0.066	0.178	0.055	0.654	0.171
AKF	0.282	0.138	0.184	0.095	0.171	0.069	0.624	0.172
CGF	0.294	0.104	0.190	0.065	0.190	0.053	0.697	0.163

Tab. 1. Tabulka hodnot kontrastu a SNR pro objekty ve fantomovém obraze

Objekt	1		2		3		4	
Veličina	<i>H</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>E</i>	<i>H</i>	<i>E</i>
Původní	1.748	5.127	1.820	5.146	1.800	5.279	0.819	4.662
DonohoWIP	1.284	4.860	1.904	5.258	2.786	5.459	0.233	2.008
RayWIP	1.298	4.884	2.166	5.342	2.200	5.352	0.226	2.126
RiceWIP	1.313	4.917	2.053	5.344	1.848	5.258	0.247	2.210
WienerWIP	1.243	4.839	1.878	5.244	2.194	5.393	0.224	1.952
DonohoWPIP	1.131	5.048	1.079	5.279	1.172	5.094	0.674	3.468
RayWPIP	1.242	5.015	1.268	5.322	1.554	5.015	0.256	2.468
RiceWPIP	1.341	4.922	1.260	5.344	1.538	5.026	0.236	2.254
WienerWPIP	1.103	5.046	1.058	5.275	0.984	4.982	0.810	4.839
IP	1.342	5.025	1.111	5.516	1.149	5.140	1.164	4.840
SWF	1.247	5.016	1.234	5.045	1.332	5.219	0.615	4.520
AKF	0.993	4.973	1.081	5.313	1.279	5.351	0.818	4.784
CGF	1.191	5.118	1.424	5.152	1.596	5.265	0.640	4.343

Tab. 2. Tabulka hodnot hrubosti a entropie pro objekty ve fantomovém obraze

Pro vyčíslení hodnot hrubosti H a entropie E byly manuálně označeny oblasti, ve kterých se hodnoty vyčísľují (Tab. 2). Z těchto hodnot lze usuzovat na míru redukce speklí. Čím menší hodnota, tím větší redukci speklí daná metoda provedla. Z hlediska hodnot hrubosti H se jako vhodnější jeví metody založené na WPIP. A to především pro objekty s malým kontrastem - 2 a 3. Hodnoty entropií dávají nejednoznačné výsledky. Zvláště pro objekt 2, kdy se téměř pro všechny případy velikost entropie zvýší, oproti originální hodnotě.

Objekt	a_A	a_B
DonohoWIP	0.682	1.328
RayWIP	0.686	1.289
RiceWIP	0.676	1.307
WienerWIP	0.687	1.285
DonohoWPIP	0.374	1.458
RayWPIP	0.412	1.473
RiceWPIP	0.408	1.483
WienerWPIP	0.363	1.454
IP	0.370	1.456
SWF	0.612	1.159
AKF	0.376	1.378
CGF	0.619	1.118

Nakonec byly stanoveny parametry scattergramu a to tak, že jako vstupní obraz byla použita část měřeného obrazu se čtyřmi objekty (Obr. 4.1.b) a jako obraz výstupní, korespondující část obrazu po zpracování jednotlivými metodami. Hodnoty směrníc jsou uvedeny v Tab. 3. Zde je vidět, že modifikace metod WIP dávají srovnatelné výsledky. Podobně je tomu i u metod WPIP.

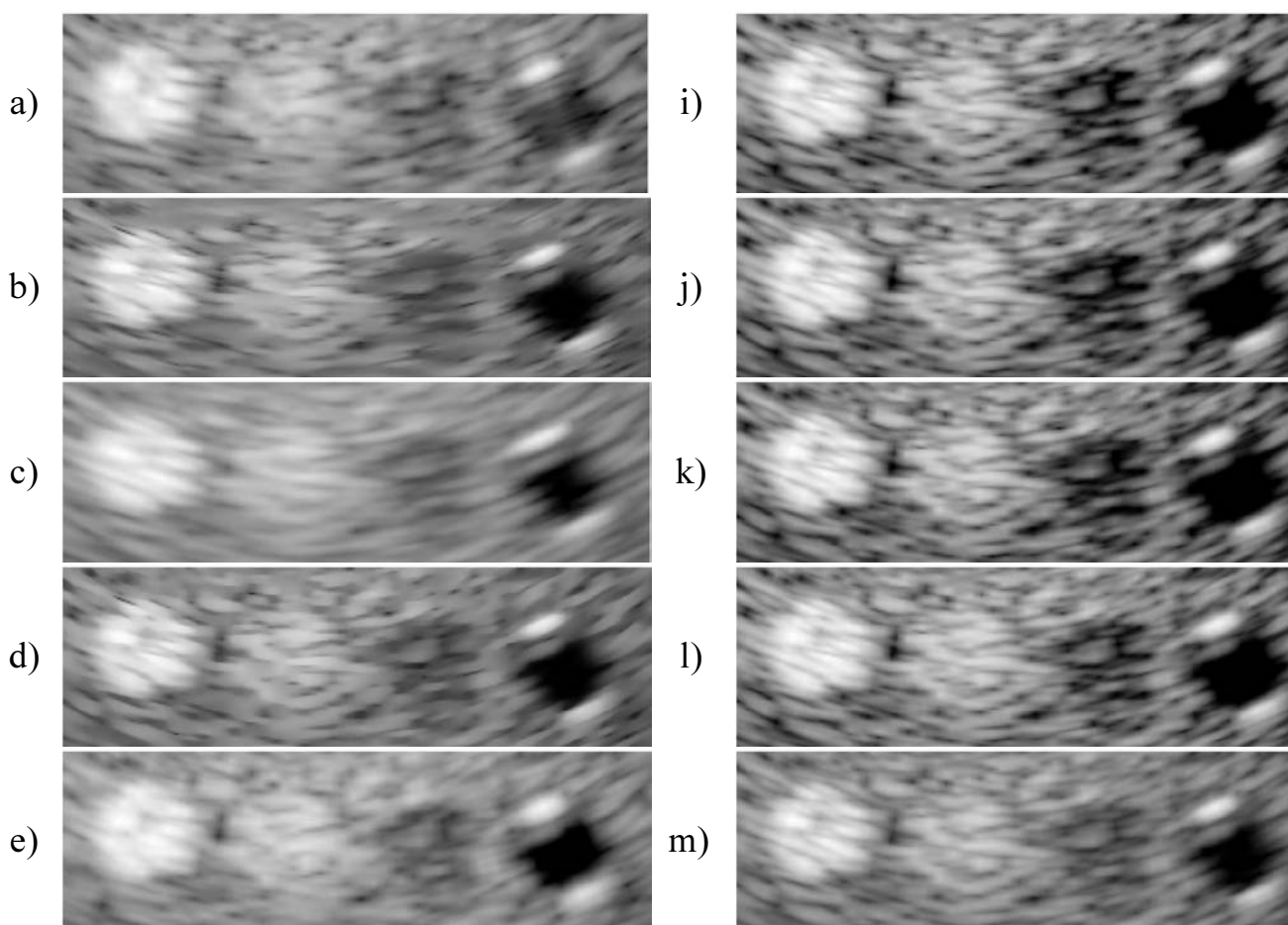
Tab. 3. Parametry scattergramu

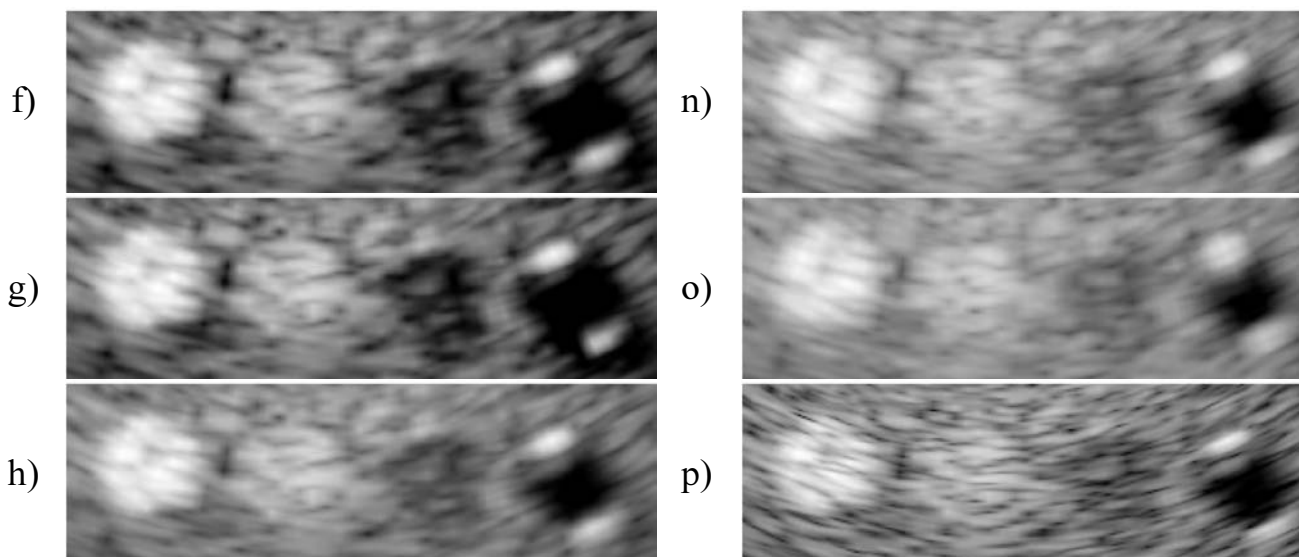
V předchozí kapitole byly pro rozklad RF signálu použity pouze rozkladové filtry vycházející z UDWT. Bylo konstatováno, že díky jejich ortogonalitě můžeme

očekávat i větší redukci speklí. Použijeme tedy veličiny hrubost H a entropii E pro porovnání tohoto rozkladu s rozkladem pomocí filtrů dle 1.3 Porovnáním hodnot entropie v Tab. 4 lze konstatovat, že použitím vlnkových filtrů lze dosáhnout menších hodnot entropie. Jako vhodná volba se z tohoto hlediska jeví filtry typu $db4$. Z hodnot hrubosti již tak jednoznačný závěr nelze učinit. Hodnoty hrubosti se však po zpracování zmenšily. Ukázky výsledných obrazů získaných IP metodou za využití vlnkových filtrů $db4$ jsou na Obr. 4.2. Byla použita hloubka rozkladu 4, což odpovídá počtu 16 pásem.

Objekt	1		2		3		4	
Veličina	H	E	H	E	H	E	H	E
Původní	1.748	5.127	1.820	5.146	1.800	5.279	0.819	4.662
Běžné filtry	1.342	5.025	1.111	5.516	1.149	5.140	1.164	4.840
<i>filtry db1</i>	1.225	5.041	1.667	5.413	1.663	5.255	0.802	4.581
<i>filtry db2</i>	1.272	5.044	1.448	5.124	1.580	5.294	0.815	4.534
<i>filtry db3</i>	1.289	4.997	1.329	5.380	1.473	5.249	1.026	4.580
<i>filtry db4</i>	1.193	4.984	1.398	5.322	1.460	5.086	1.161	4.546
<i>filtry db5</i>	1.131	4.999	1.399	5.099	1.506	5.111	1.383	4.487
<i>filtry db6</i>	1.075	5.016	1.641	5.073	1.507	5.144	1.548	4.476

Tab. 4. Hodnoty hrubosti a entropie pro metodu IP a paketový rozklad $J=4$



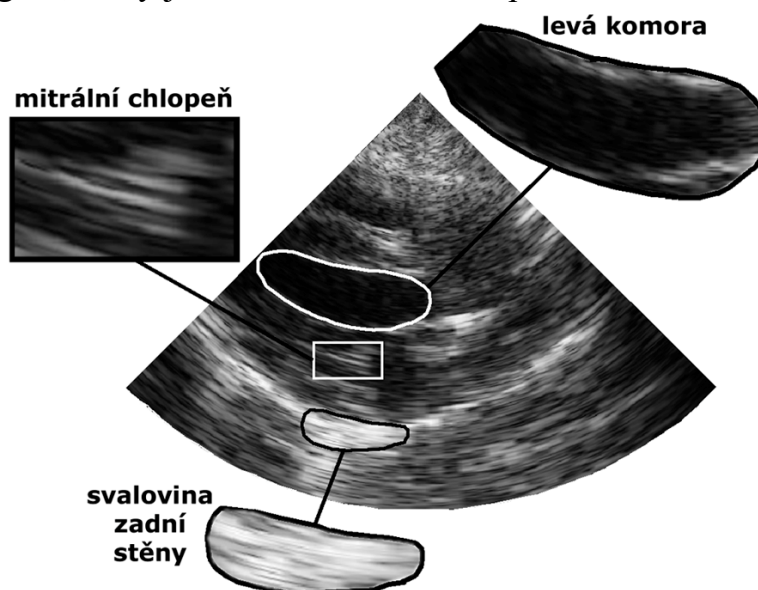


Obr. 4.2. Výsledky aplikací jednotlivých metod: a) IP, b) SWF, c) AKF, d) CGF, e) DonohoWPIP, f) RayWPIP, g) RiceWPIP, h) WienerWPIP, i) DonohoWIP, j) RayWIP, k) RiceWIP, l) WienerWIP. Ukázky výsledků využití vlnkových filtrů v metodě IP: m) db1, n) db4, o) db6, p) originální obraz

4.1.2 Hodnocení reálného obrazu

Nyní se zaměříme na hodnocení reálného obrazu - srdce prasete. V tomto případě bude největší roli hrát subjektivní hodnocení. Na základě konzultace s lékařem, byly v ultrazvukovém snímku určeny tři vhodné objekty pro hodnocení vlastností jednotlivých metod (Obr. 4.3):

- *mitrální chlopeň* - hodnocení ostrosti části obrazu (chlopeň se v ultrazvukovém obrazu projevuje jako *ostré proužky*).
- *levá komora* - hodnocení kontrastu. Komora totiž obsahuje pouze tekutinu, která ideálně neodráží ultrazvukové vlny.
- *část zadní stěny srdeční* - hodnocení potlačení speklí. Tato stěna představuje homogenní region, který je ovšem zobrazen se speklemi.



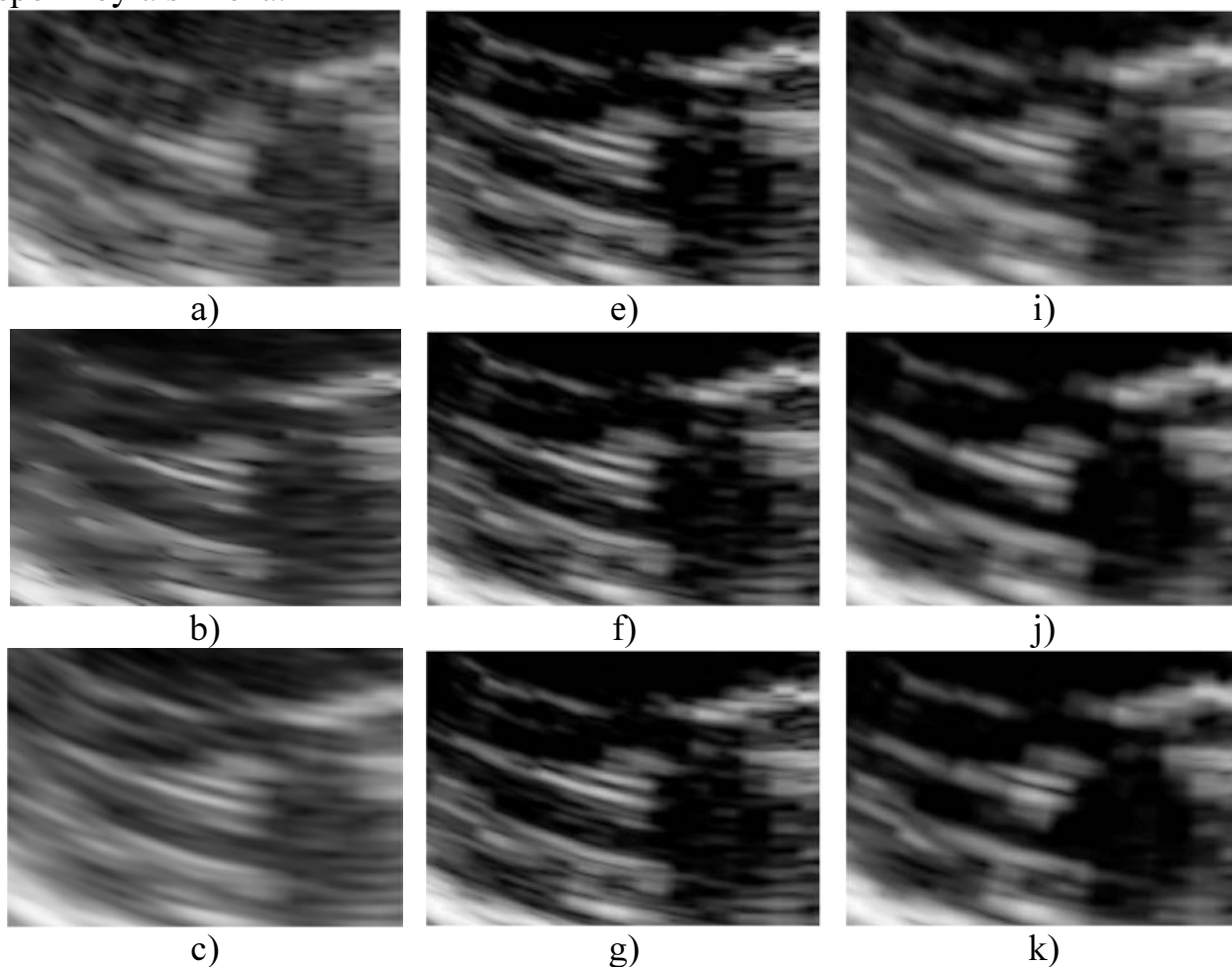
Obr. 4.3. Znázornění oblastí pro hodnocení

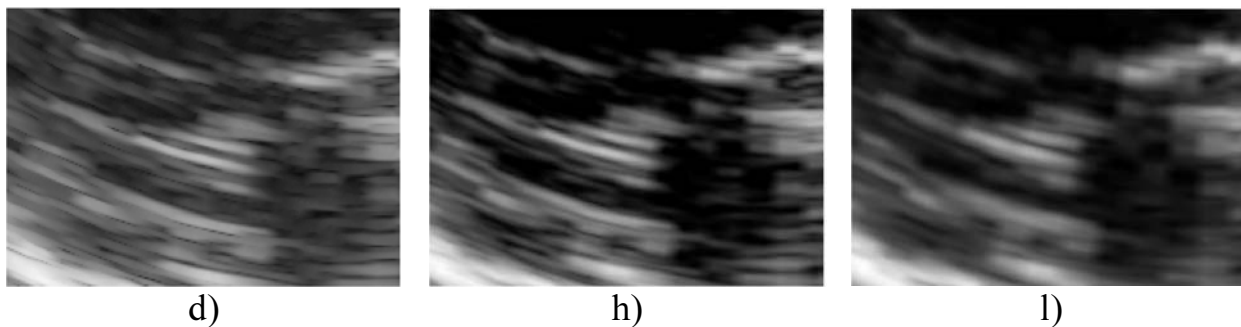
Mitrální chlopeň

Ukázky mitrální chlopně před a po zpracování jednotlivými metodami jsou na Obr. 4.4. Porovnáním zjišťujeme, že WIP metody nezhorší ostrost obrazu - nedochází ke splývání jednotlivých částí mitrální chlopně. U metod WPIP je již toto rozmazání větší, avšak ne v takové míře jako je tomu u metody IP, kde je jasně patrné především spojování jednotlivých částí mitrální chlopně. Naopak, u metody SWF dochází k zeslabování originálních *proužků* chlopně, což je negativní vlastnost metody. Pro další dvě srovnávací metody (AKF a CGF) lze říci, že ostrost zůstala zachována a okolní tkáň vykazuje menší úroveň speklí.

Levá komora

Ukázky levé komory před a po zpracování jednotlivými metodami jsou na Obr.4.5. Je patrný větší kontrast obrázků zpracovaných WIP metodami. To je způsobeno tím, že prahováním se odstranily odrazy uvnitř komory, přičemž spekulární odrazy na její hranici zůstaly zachovány. Problematická je pouze levá část komory, kde již v originálním obrazu je hranice velmi špatně čitelná. U všech metod je patrné, že hranice objektu jsou po zpracování *více spojité*, protože úroveň speklí byla snížena.





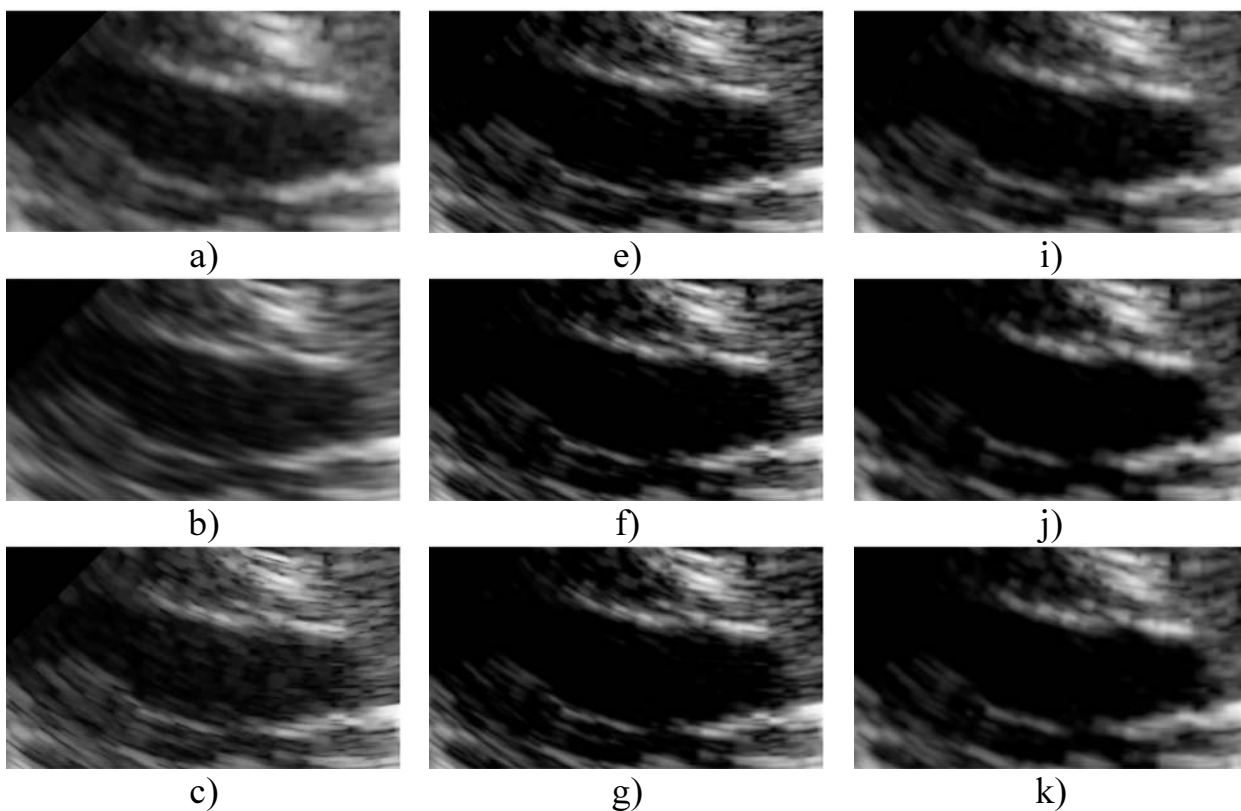
Obr. 4.4. Mitrální chlopeň: a) originální obraz, b) IP, c) AKF, d) SWF, e) CGF, f) DonohoWIP, g) RayWIP, h) WienerWIP, i) DonohoWPIP, j) RayWPIP, k) RiceWPIP, l) WienerWPIP.

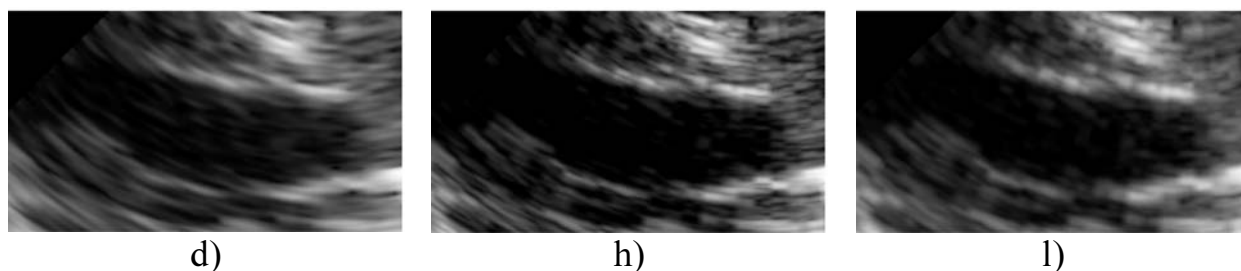
Srdeční stěna

Srdeční stěna pro nás představuje do jisté míry homogenní region. Abychom ohodnotili míru potlačení speklí, označíme region obsahující pouze tuto tkáň můžeme a pro něj určíme hodnoty entropie a hrubosti (Tab. 5). Z uvedených hodnot ze učinit závěr, že u metod WIP či WPIP došlo k redukci speklí. Ve srovnání s hodnotami získanými pomocí známých metod lze konstatovat, že WIP resp. WPIP metody provádějí účinnější eliminaci speklí.

4.1.3 Aplikace aktivních kontur

Jak již bylo zmíněno, předzpracované obrazy by měly sloužit především pro navazující segmentaci. V našem případě byla použita metoda segmentace pomocí aktivních kontur s využitím splajnových funkcí, která byla implementována ing.Kurečkou [17,18].



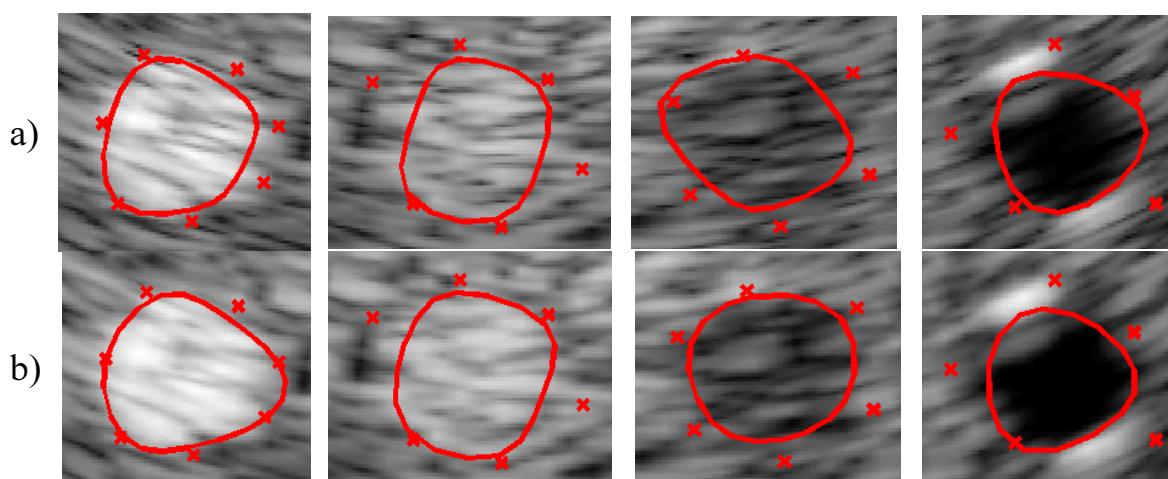


Obr. 4.5. Levá komora: a) originální obraz, b) IP, c) AKF, d) SWF, e) CGF, e) DonohoWIP, f) RayWIP, g) RiceWIP, h) WienerWIP, i) DonohoWPIP, j) RayWPIP, k) RiceWPIP, l) WienerWPIP.

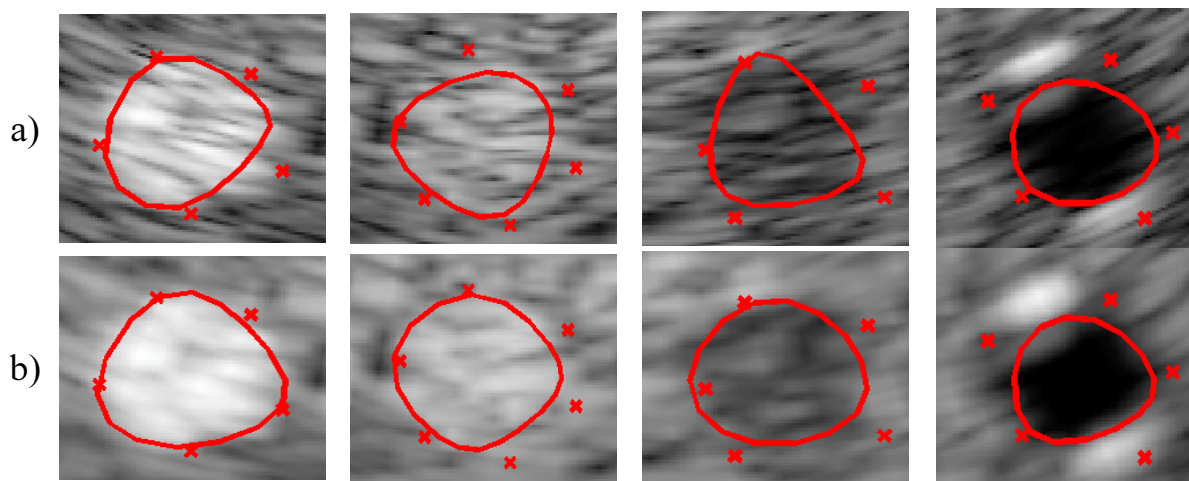
Veličina	H	E
Původní	0.773	5.093
DonohoWIP	0.605	4.866
RayWIP	0.612	4.864
RiceWIP	0.608	4.855
WienerWIP	0.594	4.851
DonohoWPIP	0.532	5.110
RayWPIP	0.549	5.093
RiceWPIP	0.615	5.115
WienerWPIP	0.533	5.104
IP	0.608	5.018
SWF	0.670	4.953
AKF	0.808	5.323
CGF	0.680	4.889

Ukázky aplikací aktivních kontur na kruhové objekty jsou na Obr. 4.6 a Obr. 4.7. V horní části obrázku je vždy výsledek pro případ originálního obrazu a dolní částí b) výsledek za použití předzpracovaného obrazu metodou WienerWIP, resp. WienerWPIP. Na několika příkladech bylo ověřeno, že výsledná poloha kontury v předzpracovaném obrazu je méně závislá na poloze inicializačních bodů. Také bylo zjištěno že detekce je úspěšná i pro objekty s malým kontrastem. Z hlediska porovnání metod WIP a WPIP je zřejmě vhodnější metoda WPIP, která provádí účinnější redukci speklí.

Tab. 5. Hodnoty hrubosti a entropie pro část srdeční stěny



Obr. 4.6. Ukázka aplikace aktivních kontur na kruhových objektech fantomu. a) výsledné kontury aplikované na originální obraz, b) korespondující výsledné kontury aplikované na předzpracovaný obraz metodou WienerWIP



Obr. 4.7. Ukázka aplikace aktivních kontur na kruhových objektech fantomu. a) výsledné kontury aplikované na originální obraz, b) korespondující výsledné kontury aplikované na předzpracovaný obraz metodou WienerWPIP

5 HLAVNÍ VÝSLEDKY

Tato práce byla zaměřena z velké části na předzpracování ultrazvukových RF dat se snahou o celkové zlepšení výsledného sektorového obrazu. Problematika, která zde byla řešena, není v současné době příliš rozvinuta, protože akvizice RF dat s sebou přináší řadu problémů. Lze tedy tuto práci považovat za jeden z možných přístupů, které nám restaurace ULZ tomogramů na základě RF dat nabízí. Nejsou zde samozřejmě diskutovány všechny problémy, se kterými se při restauraci setkáváme, jako je například dekonvoluce v RF oblasti či kompenzace útlumu ve tkáni.

Práce byla koncipována především jako možnost využití vlnkové transformace ve zpracování RF signálů s ohledem na stávající metodu inkohherentního zpracování RF signálu. Bylo ukázáno, že využití vlnkových filtrů v IP metodě s paketovým rozkladem má své opodstatnění z důvodů ortogonality impulsních charakteristik rozkladových filtrů. To vede i na větší redukci speklí při stejném počtu pásem než použití běžných filtrů, navržených jen z předem zvolené modulové frekvenční charakteristiky.

Dále zde byly navrženy metody využívající nového přístupu založeném na spojení metody inkohherentního zpracování a vlnkové transformace, které provádějí nejen redukci speklí, ale též zlepšení kontrastu a poměru signál/šum, při přípustném zhoršení axiálního rozlišení. K tomuto účelu byly použity nové adaptivní prahovací techniky, které využívají statistické vlastnosti obálky RF signálu. Obrazy zpracované navrženými metodami se ukazují jako vhodnější pro další zpracování, jako je například automatická detekce hran či segmentace.

Z hodnot prezentovaných v kapitole 4 lze vyvodit, že navržené metody (WIP a WPIP) dosahují lepších výsledků ve sledovaných parametrech než metoda IP a (obvykle) i další převzaté metody. Z jednotlivých modifikací WPIP a WIP metod nelze učinit jednoznačný závěr, která z nich je nejvhodnější. Přesto se metoda WPIP

jeví pro náš účel jako vhodnější, protože umožňuje větší variabilitu v rozdělení frekvenční osy na příslušná pásma a tak se lépe přizpůsobit frekvenčním vlastnostem RF signálu. Z hlediska axiálního rozlišení jsou zřejmě metody WIP a WPIP vhodnější než IP, protože nedosahují tak velkého zhoršení hodnoty axiálního rozlišení.

Dále zde byla diskutována problematika hodnocení ultrazvukových obrazů, především s ohledem na hodnocení úspěšnosti redukce speklí jednotlivých metod. Návrh těchto parametrů vycházel ze snahy o co největší jednoduchost a využíval především znalosti o vlastnostech a vlivu speklí na kvalitu ultrazvukového tomogramu. I když lze navržené parametry považovat do jisté míry za objektivní veličiny, subjektivní hodnocení obrazu lékařem bude zřejmě vždy hrát rozhodující roli v procesu návrhu restauračních metod.

Literatura

- [1] Alexander,M.E., Baumgartner,R., Summers,A.R., Windischberger,C., Klarhoefer,M., Moser,E., Somorjai,R.L. A wavelet-based method for improving signal-to-noise ratio and contrast in MR images. Elsevier, Magnetic Resonance Imaging 18, 2000, pp. 169:180
- [2] Bamber,J.C., Daft,C. Adaptive filtering for reduction of speckles in ultrasonic pulse-echo images. Ultrasonic 1, 1986, pp. 41-44
- [3] Bijmens,B. Exploiting radiofrequency information in echocardiography. PhD Thesis, Leuven University Press, Leuven, 1997
- [4] Cena,B., Spadaccini,N. Wavelet Shrinkage of ultrasound data. Summer school on wavelets, Zakopane, Poland, 1996, pp. 11-18
- [5] Crimmins,T.R. Geometric filter for speckle reduction. Applied Optics 24(10), 1985, pp. 1438-1443
- [6] Dunn,F., Tanaka,M. eds. Ultrasonic tissue characterization, Springer, 1996
- [7] Dutt,V. Greenleaf,J.F. Adaptive speckle reduction filter for log-compressed B-scan images. IEEE Transaction on medical imaging 15(6), 1996, pp. 802-813
- [8] Dutt,V. Statistical analysis of ultrasound echo envelope, PhD.Thesis, <http://www.mayo.edu/ultrasound/research/publications.html>, 1999
- [9] Ericsson,L.,Stepinski,T., Gustafsson,M. Speckle supression in ultrasound imaging, The Fifth International Symposium on Methods and Models in Automation and Robotics, Miedzyzdroje, Poland, 1998, pp.25-29
- [10] Gehlbach,S.M., Sommer,F.G. Speckle reduction processing. Internat. Sympos. on Pattern Recogn. and Acoustical Imaging, 1987, pp.178-184
- [11] Ghael,S.P., Sayeed,A.M. et al. Improved wavelet denoising via empirical Wiener Filtering. Proceedings of SPIE, Mathematical Imaging, San Diego, 1997
- [12] Gustafsson,M., Stepinski,T., Theory and Adaptive Algorithms Related to the Split Spectrum Technique for Interference Noise Supression. Proc. of Ultrasonics International'93, Vienna, Austria, 1993, pp.355-358
- [13] Hao,X., Gao,S., Gao,X. A Novel Multiscale Nonlinear Thresholding Method for Ultrasonic Speckle Suppressing. IEEE Transactions on Medical Imaging 18(9), 1999, pp. 787-794
- [14] Healey,A.J.,Leeman,S. Speckle Reduction Methods in Ultrasound Pulse-Echo Imaging.68-76
- [15] Jan,J., Kilián,P. Modified Wiener approach to restoration of ultrasonic scans via frequency domain. The 9th Scandinavian Conference on Image Analysis, 1995, pp. 1173-1180
- [16] Karaman,M., Kutay, Bozdagi,G. An adaptive speckle supression filter for medical ultrasonic imaging. IEEE Transaction on medical imaging 14(2), 1995, 283-292
- [17] Kurečka,R., Kozumplík,J. Ultrasound Image Segmentation using Active Contour. Proceedings of 11th International Czech-Slovak Scientific Conference Radioelektronika 2001, pp.408 - 411
- [18] Kurečka,R., Kozumplík,J. Segmentace ultrazvukových obrazů použitím metod aktivních kontur pomocí B-splajnů,Sborník příspěvků 9. ročníku konference Matlab 2001, pp. 204 - 206
- [19] Mallat,S.G. A Theory for Multiscalesolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligencem vol.11, No.7, 1989, pp. 974:693
- [20] Mallat,S. A Wavelet Tour of Signal Processing, Academic Press, 1998
- [21] Nowak,R.D. Wavelet-based Rician noise removal for magnetic resonance imaging. IEEE Transactions on Image Processing 8(10), 1999, pp. 1408-1419
- [22] Sirdey,R. A gentle introduction to the wavelet theory. <http://www.multimania.com/rsirdey>, 1999

- [23] Stetson,P.F., Sommer,F.G., Macovski,A. Lesion contrast enhancement in medical ultrasound imaging. IEEE Transaction on medical imaging 16(4), 1997, pp. 416-425
- [24] Thijssen,J.M., Oosterveld,B.J., Wagner,R.F. Gray level transforms and lesion detectability in echographic images, Ultrasonic Imaging 10, 1988, pp. 171-195
- [25] Trahey,G.E, Allison,J.W., Smith,S.W., von Ramm,O.T. Speckle Reduction Achievable by Spatial Compounding and Frequency Compounding: Experimental Results and Implications for Target Detectability, International Symposium on Pattern Recognition and Acoustical Imaging, Vol.768, 1987, pp.185-192
- [26] Xuli Zong, Laine,A.F., Geiser,E.A. Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing. IEEE Trans. on Medical Imaging 17(4), 1998, pp. 532-540

Curriculum Vitae

Jméno, příjmení: **Radim Kolář**
Datum narození: 7. 7. 1975

Vzdělání

- 1989-1993 Střední průmyslová škola elektrotechnická, Brno
- 1993-1998 inženýrské studium VUT Brno, FEI, obor Kybernetika, automatizace a měření, zaměřením na biomedicínské inženýrství
- 1999-2000 Doplnující pedagogické studium, VUT Brno, FEI
- 1998-2002 interní doktorandské studium oboru Kybernetika a informatika (Biomedicínská elektronika a biokybernetika), VUT Brno, FEKT, Ústav biomedicínského inženýrství

Vědecká činnost

Výzkum v oblasti zpracování a analýzy signálů a obrazů se zaměřením na medicínské aplikace (ultrazvukové obrazy, EKG signály).

Účast na grantových projektech:

Analýza a interpretace obrazových dat ultrazvukové tomografie,
GA ČR 102/99/1228, 1999-2001

Analýza medicínských ultrasonografických dat se zaměřením na 3D zobrazení
v kardiologii, GA ČR 102/02/0890, 2002-2004

Pedagogická činnost:

Výuka laboratorních cvičení z předmětů:

Číslicové zpracování a analýza signálů

Systemy, procesy, signály

Nové algoritmy zpracování signálů

Programování a užití počítačů

SUMMARY

This thesis deals particularly with the preprocessing of the medical ultrasound tomograms. The main aim is to improve the quality of ultrasound B-mode images. In comparison with the majority of methods, the proposed method utilizes the radiofrequency (RF) signal that is measured directly on the output of the ultrasound probe. The present methods usually apply the B-mode image for the (pre) processing. This image is a result of some (nonlinear) operations, including envelope detection, logarithmic amplitude compression and data reduction. From this point of view the direct processing of RF signal offers new possibilities.

The B-mode images suffer from the speckles, which is some sort of noise, that exhibit itself as a kind of granular structure or texture. The low values of contrast and signal-to-noise ratio decrease the image quality too.

The proposed method arises from the incoherent processing of RF signal, but for decomposition the wavelet transform is used. This transform is implemented without decimation and for the dyadic and packet decomposition of input signal. Both of these modifications are compared. The wavelet coefficients are modified by the reason of noise reduction and contrast enhancement. For this modification the thresholding and generalized gain operators are used. The inverse wavelet transform is modified according to reduce the speckles.

The evaluation of the preprocessed images (and thus the preprocessing methods) is quite difficult task especially in ultrasound imaging, because the original image is unknown. This thesis solves the problem from the view of image processing. Several quantities are proposed for the contrast and speckle quantification.