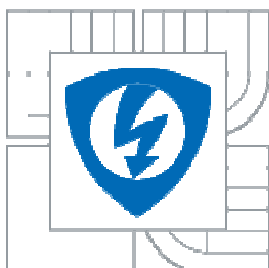


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION DEPARTMENT OF
TELECOMMUNICATIONS

ZVÝRAZŇOVÁNÍ STATICKÝCH OBRAZŮ POMOCÍ VLNKOVÉ TRANSFORMACE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

CANDRÁK MATÚŠ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. ZDENĚK SMÉKAL, CSc.

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav telekomunikací

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Teleinformatika

Student: Matúš Candrák
Ročník: 3

ID: 106388
Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Zvýrazňování statických obrazů pomocí vlnkové transformace

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Tomografická a sonografická měření spolu s následným číslicovým zpracováním signálů jsou důležitými neinvazivními diagnostickými metodami. Cílem diplomové práce je navrhnout vhodnou metodu pro zvýraznění statických obrazů a na základě identifikace hran stanovit hrubé dělení sledovaných oblastí. K tomu účelu je vhodné použít diskretní vlnkovou analýzu s aplikací ortogonálních a bi-ortogonálních mateřských vlnek.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] GONZALES, R.C., WOODS, R.E., EDDINS, S.L.: Digital Image Processing using Matlab. Prentice Hall, New Jersey, 2004. ISBN 0-13-008519-7
- [2] LIM, J.S.: Two-Dimensional Signal and Image Processing. Prentice Hall, New Jersey, 1990. ISBN 0-13-935322-4
- [3] GESCHEIDTOVÁ, E.: Speciální metody měření indukce magnetického pole s využitím nukleární magnetické rezonance. Habilitační práce. VUT Brno, 2004

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 2.6.2011

Vedoucí práce: prof. Ing. Zdeněk Smékal, CSc.

prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.
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

Pri tomografickom a ultrazvukovom spracovaní signálov je vnášaný do spracovania šum. Bakalárska práca sa zaoberá zvýrazňovaním statických obrazov, pomocou odšumovania za použitia waveletovej transformácie a detekcie hrán pomocou základných operátorov. V tejto práci sú popísané niektoré typy waveltov na odšumovanie obrazu a základné operátory k detekcii hrán v obraze. Posledná časť sa zaoberá vlastnou aplikáciou na spracovanie obrazov, ktorá bola vytvorená v MATLABE.

Kľúčové slová

rozklad, prahovanie, vlnková transformácia, šum, odšumovanie, hrana, hranové detektory, Sobelov operátor

Abstract

In tomography and ultrasound signal processing, there is the noise build-up into the processing. Bachelor's thesis deals with static images highlighting, with denoising using wavelet transformation and edge detection with basic operators. This work describes some types of wavelts used for denoising of image and basic operators for edge detection in the image. The last part deals with a particular application for image processing, which was created in MATLAB.

Keywords

decomposition, tresholding, wavelet transformation, noise, denoising, edge, edge detection, Sobel's operator

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som svoju bakalársku prácu na tému „ZVÝRAZŇOVÁNÍ STATICKÝCH OBRAZŮ POMOCÍ VLNKOVÉ TRANSFORMACE“ vypracoval samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích osobnostných autorských práv a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona č. 121/2000 Zb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia § 152 trestného zákona č. 140/1961 Zb.

V Brne dňa.....

.....

podpis autora

POĎAKOVANIE

Ďakujem svojmu vedúcemu bakalárskej práce prof. Ing. Zdeňku. Smékalovi, CSc. za všestrannú pomoc a morálnu podporu pri vytváraní práce. Taktiež sa chcem poďakovať Ing. O. Šmirgovi za poskytnuté obrazové dáta a informácie počas písania bakalárskej práce.

V Brne dňa

.....

(podpis autora)

Obsah

Zoznam použitých obrázkov	7
Úvod.....	8
1 Digitálne obrazové dáta	9
1.1 Šum v obraze	10
1.1.1 Štruktúrovaný šum.....	10
1.1.2 Impulzný šum	11
1.1.3 Fotoelektronický šum	11
1.2 Magnetická rezonancia	12
1.2.1 Neinvazívna metóda zobrazovania: Magnetická rezonancia.....	12
1.2.2 Princíp zobrazovania pri magnetickej rezonancii.....	12
1.2.3 Konštrukcia tomografu	13
1.2.4 Výhody a nevýhody magnetickej rezonancie	14
1.3 Ultrazvukové zobrazovanie	14
1.3.1 Princíp zobrazovania pri ultrazvuku.....	15
1.3.2 Základné metódy zobrazovania	16
1.3.3 Modulácia uzv obrazu	17
1.3.4 Spracovanie uzv signálu	17
2 Waveletová transformácia	18
2.1 Spojitá waveletová transformácia	19
2.2 Diskrétna waveletová transformácia.....	21
2.3 Dekompozícia obrazu pomocou DWT	23
2.4 Materské vlnky	25
2.4.1 Haarova vlnka.....	26
2.4.2 Daubechies vlnky	26
2.4.3 Biortogonálne vlnky	27
2.5 Prahovanie	28
2.5.1 Výpočet hodnoty prahu	30

3	Detekcia hrán.....	31
3.1	Definícia hrany	31
3.2	Hranové detektory.....	33
3.2.1	Sobelov operátor.....	33
3.2.2	Prewittov operátor	33
3.2.3	Kirschov operátor	33
3.2.4	Laplaceov operátor	33
4	Praktická časť – realizácia programu	34
4.1	Tvorba programu	34
4.2	Popis aplikácie	35
4.3	Odšumovanie	36
4.4	Detekcia hrán	39
5	Vyhodnotenie výsledkov	42
5.1	Porovnanie výsledkov	44
5.1.1	Odstup signálu od šumu	44
5.1.2	Subjektívne hodnotenie	46
6	Záver.....	47
	Použitá literatúra	48
	Zoznam použitých skratiek.....	49
	A. Prvá príloha.....	51

Zoznam použitých obrázkov

Obr. 1.1: 2D-B mód zobrazenia v troch rovinách súčasne [7]	16
Obr. 2.1: Materská vlnka a) $\psi(t)$, b) $\psi(t/p) : (0 < p < 1)$, c) $\psi(t/p) : p > 1$	20
Obr. 2.2: Schéma dekompozície obrazového signálu. [9]	23
Obr. 2.3: Riadkovo-stĺpcový výpočet dvojrozmernej vlnkovej transformácie	24
Obr. 2.4: Dekompozícia obrazu do úrovne $L=2$. [12]	25
Obr. 2.5: Haarova vlnka	26
Obr. 2.6: Vlnka Daubechies radu 2	27
Obr. 2.7: Biorthogonálna vlnka 1.3	27
Obr. 2.8: Prahovanie	29
Obr. 3.1: Jasové profily najbežnejších hrán	32
Obr. 4.1: Grafické okno aplikácie po spustení	35
Obr. 4.2: Originál testovaného obrázku celustny_klb.bmp	37
Obr. 4.3: Odšumovanie pomocou Haarovej vlnky, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie	38
Obr. 4.4: Odšumovanie pomocou Daubechies vlnky radu 3, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie ..	38
Obr. 4.5: Odšumovanie pomocou Biortogonálnej vlnky 1.3, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie ..	38
Obr. 4.6: Detekcia hrán - Sobelov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný	40
Obr. 4.7: Detekcia hrán - Prewittov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný	40
Obr. 4.8: Detekcia hrán - Kirschov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný	41
Obr. 4.9: Detekcia hrán - Laplaceov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný	41
Obr. 5.1: Aktívne okno aplikácie pri demonštračnom obrázku z MR	42
Obr. 5.2: Obrázok celustny_klb.bmp, a) originál, b) odšumený	43
Obr. 5.3: Obrázok celustny_klb.bmp po detekcii hrán, a) pôvodný len hrany, b) odšumený len hrany c) originál - hrany s pôvodným d) odšumený - hrany s pôvodným	43

Úvod

V súčasnosti sú v lekárstve najpoužívanejšie dve metódy na neinvazívne a diagnostické vyšetrenie za pomoci tomografického a ultrazvukového spracovania signálov. Neinvazívne metódy sú metódy, ktoré nenarúšajú pokožku ani telesné dutiny mechanickým zásahom. U týchto metód však vzniká problém, ktorým je vnášaný šum do obrazu. Ten zapríčiňuje vstupný zosilňovač tomografu a obvody sonografu. Vytvorené obrazové dáta tak obsahujú šum, čo je pre správnu diagnostiku orgánu pacienta nežiadané.

Táto práca sa zaoberá zvýraznením obrázkov z magnetickej rezonancie potlačením šumu za pomoci waveletovej transformácie (WT, slovenský výraz je vlnková transformácia), ktorá je moderným prostriedkom číslicového spracovania signálov. Riešením problému v tejto práci bude hlavne voľba správnej vlnky, prahu a úrovne rozkladu pre tento druh aplikácie.

Práca sa skladá z teoretickej časti a praktickej časti. V teoretickej časti je stručne vysvetlený princíp a zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie a ultrazvukovej sonografie. Nasleduje prehľad základov teórie waveletovej transformácie a niektorých vlniek ktoré budú v práci použité. Ďalej je jednoducho vysvetlený princíp detekcie hrán a k tomu používané operátory. Praktická časť je realizovaná v programe MATLAB. V tejto časti práce je vysvetlená postupná realizácia aplikácie a zoznámenie s jej funkciami. Následne je demonštrované na obrázku z magnetickej rezonancie potlačenie šumu a detekcia hrán.

V závere sú subjektívnym a objektívnym spôsobom zhodnotené použité metódy.

1 Digitálne obrazové dáta

Digitálne obrazové dáta sa začali objavovať s nástupom prvých číslicových počítačov, pričom ich prezentácia sa menila od ASCII textov (optický klam – skladanie obrázkov zo znakov, kde ich tvar z väčšej vzdialenosti dával v jednom celku určitý obraz), cez jednoduché monochromatické obrázky (1pixel= 1bit, čierna - biela), až k dnešným digitálnym obrazovým dátam s vysokým rozlíšením s farebnou hĺbkou reprezentovanou napríklad 24 bitmi na jeden pixel.

Dnešné dáta sa dajú deliť podľa mnohých kritérií. Základné rozdelenie podľa farby (farebné alebo čiernobiele), podľa ich vzniku (dáta generované počítačom ako prevod neobrazových veličín- v lekárstve, alebo zachytenie obrazovej skutočnosti- fotoaparáty) a podobne.

Digitálne obrazové dáta je možné ukladať v rôznych formátoch, každý grafický formát má svoje výhody i nevýhody a pochopiteľne je určený pre iné účely. Pri webových stránkach požadujeme čo najmenšiu veľkosť obrázku i cez určitú stratu kvality obrazu. V digitálnych fotografiách stretávame najčastejšie preferované formáty, ktoré používajú stratovú (kódovanie kompresným algoritmom, ktorý zo súboru odstráni nadbytočné informácie) alebo bezstratovú kompresiu :

JPEG, funguje na princípe stratovej kompresie, predstavuje spoľahlivú a rýchlu kompresiu pre obrázky so spojitými farebnými tónmi vo farebnom rozlíšení 24 bitov. JPEG bol navrhnutý tak, aby sa strácali len dáta, ktoré sú ľudským okom prehliadnuteľné. Obrázok môže byť skomprimovaný až 25:1 bez výraznejšej zmeny kvality. Nevhodným je pre vektorovú grafiku a obrázky s veľkými plochami rovnakých farieb.

TIFF, funguje na princípe bezstratovej kompresie. Každý bod v obraze je v tomto formáte ukladaný tromi hodnotami základných farieb RGB. Nevýhodou je veľký objem dát.

RAW, vznikol z anglického slova surový, pretože zaznamenáva neupravené dáta zo snímača digitálneho fotoaparátu, ktoré je pred použitím treba upraviť. [1]

Táto práca sa bude zameriavať na čiernobiele obrazové dáta ktoré sú vytvorené na základe použitia magnetickej rezonancie alebo ultrazvuku (sonografie). Obrázky s ktorými bude pracované sú konvertované do formátu BMP. BMP je počítačový formát na ukladanie rastrovej grafiky, ktorý má výhodu v jednoduchosti, dobrej dokumentovateľnosti a je voľne použiteľný bez patentovanej ochrany.

Súbory BMP väčšinou nepoužívajú žiadnu kompresiu a sú ukladané po jednotlivých pixeloch, podľa toho koľko bitov je použitých na reprezentáciu jedného pixelu je možné rozlíšiť množstvo farieb (farebnú hĺbku) : 2 farby (1 bit na pixel), 16 (4 bity), 256 (8 bitov), 65 536 (16 bitov), alebo 16,7 milióna farieb (24 bitov). Ja budem používať osembitové obrázky, ktoré používajú namiesto farieb šedú škálu (256 odtieňov šedej). [2]

1.1 Šum v obraze

Obrazové dáta získané z magnetickej rezonancie alebo ultrazvuku, samozrejme i iné, obsahujú často chyby v obraze, ktoré nie sú žiadané a nazývame ich šum. Šum je definovaný ako nová informácia pridaná počas vytvorenia alebo transportu obrázka. Je dobré vedieť akým spôsobom boli obrazové dáta vytvorené, môžeme tak odhadnúť aké chyby a poruchy sa budú v obraze vyskytovať. Metódy ktoré slúžia na odstránenie šumu, s ním nakladajú rovnako ako s akoukoľvek inou vysokofrekvenčnou informáciou v obraze. Týmito informáciami môže byť hrana, alebo textúra s veľkým rozdielom intenzít okolitých bodov. Poznáme niekoľko typov šumu v obraze.

1.1.1 Štruktúrovaný šum

Periodický nestacionárny šum vzniká napríklad pri komprimácii obrazu za použitia štandardu JPEG ako artefakty v obraze, ktorý využíva metódu rastrovej kompresie. Jeho odstránenie je zložitejšie, pretože mení do určitej miery vnímanie obrazu a jeho nešetrné odstránenie môže viac uškodiť ako pomôcť (zlé rozpoznanie).

Periodický stacionárny šum sa dá v obraze dobre vysledovať, má opakujúcu sa štruktúru, ktorá je väčšinou zapríčinená väzbami medzi jednotlivými analógovými časťami obvodu, ktoré obraz spracovávajú. Môže byť tiež spôsobený parazitným signálom, ktorý do požadovaného signálu preniká a svojimi vlastnosťami (napr. frekvenciou) ho dokáže rozrušiť. V tomto prípade často spôsobuje šum nosná frekvencia, ktorá nebola úplne odstránená a v obraze sa objavuje ako pružky so zmeneným jasom. [3]

1.1.2 Impulzný šum

Jedná sa o šum nazývaný salt & pepper (pepř a sůl). Názov je odvodený od jeho vizuálneho vzhľadu. Výpadky signálu sú väčšinou reprezentované tmavými pixelmi, ktoré vyzerajú ako zrnká korenia, alebo bielymi sa javia pixely s maximálnou saturáciou. V obraze sa často stretávame s obidvoma typmi šumu naraz. V prípade, že sa v obrázku vyskytuje väčšie množstvo poškodených pixelov za sebou, hovoríme o výpadku riadka.

Tento typ šumu sa najčastejšie objavuje tam, kde sú problémy s prenosovou cestou medzi snímacím zariadením a zobrazovacím zariadením (veľká vzdialenosť, nekvalitne odtienený vodič atď.). Ďalej sa môže prejaviť pri chybe snímacieho prvku (chybný pixel na snímači). Po odstránení tohto šumu z obrázku sú pomerne dobré výsledky, pokiaľ ho však nie je v obraze veľké množstvo. [3]

1.1.3 Fotoelektronický šum

Fotoelektronický šum môžeme rozdeliť na dva druhy. Termálny a fotónový šum.

Termálny šum vzniká v elektronike, napríklad v zosilňovačoch (teplotné koeficienty), alebo parazitné indukcie z iných systémov. Tento druh šumu je na signále nezávislý, má gausovské rozdelenie a väčšinou sa jedná o biely šum.

Fotónový šum vzniká napríklad pri fotografovaní pri zlých svetelných podmienkach, môže sa jednať o relatívne malé zhľuky fotónov, ktoré môžu obraz poškodiť. Šum má Poasonovo rozdelenie a je viac menej náhodný. Fotónový šum však vzniká i pri dobrom osvetlení, má Gausovské rozdelenie a nie je toľko závislý na vlastnom signále. [3]

1.2 Magnetická rezonancia

1.2.1 Neinvazívna metóda zobrazovania: Magnetická rezonancia

Zobrazovanie magnetickou rezonanciou (MR) je neinvazívna diagnostická zobrazovacia metóda – skúmaný objekt nie je pri skúmaní narušený, zobrazuje mäkké i tvrdé tkanivo, používa sa na vytváranie dvojrozmerných a trojrozmerných obrazov orgánov, alebo štruktúr vo vnútri ľudského tela. Využíva magnetických vlastností zobrazovaných vodíkových jadier a to predovšetkým ich schopnosti absorbovať vysokofrekvenčnú energiu vo forme rádiových impulzov. Telo pacienta je snímané v mnohých rovinách (rezoch), jedná sa o multiplanárnu zobrazovaciu metódu, ktorá sa v zdravotníctve používa od roku 1980 a je populárna pre vysokú kvalitu obrazu bez použitia radiačného žiarenia (ktoré sa používa pri RTG, CT alebo v nukleárnej medicíne). Obrazy zároveň poskytujú až niekoľkonásobne kvalitnejšie rozlíšenie kontrastu mäkkých tkanív v porovnaní s výpočtovou tomografiou (CT). [4]

1.2.2 Princíp zobrazovania pri magnetickej rezonancii

Telo pacienta je umiestnené do silného homogénneho magnetického poľa s intenzitou B_0 (podľa konvencií orientovaná v smere osy z) vytváraného hlavným prstencovým magnetom. Veľkosti intenzity sú väčšinou v ráde jednotiek Tesla. Rádiové pulzy stimulujú drobné častice - protóny atómov vodíka, ktoré sú v tkanivách ľudského tela. Protóny sú tým "excitované" a následne "relaxujú". Výsledkom je vyžiarenie energie protónov v podobe rádiových vĺn, ktoré môžu byť zachytené elektromagnetickými cievkami prístroja. Intenzita signálu závisí od typu tkaniva, z ktorého pochádza. V ľudských tkanivách je najviac „pohybu schopných“ protónov v atómoch vodíka vody, čo znamená, že magnetická rezonancia ukazuje rozdiely v obsahu vody v rôznych tkanivách tela. Tak môžu byť rozlíšené aj tkanivá v jednom orgáne - napr. sivá a biela hmota v mozgu. Počítač premení signály podľa ich intenzity do obrazov štruktúry tkanív, resp. orgánov. Tieto obrazy sa potom zobrazia na monitore počítača. V štandardnom prípade vyšetrenie magnetickou rezonanciou pozostáva zo štyroch až desiatich obrazových sekvencií, v ktorých čas merania jednej trvá približne od dvadsať sekúnd až po sedem minút. Každá zo sekvencií zobrazuje nasnímané rezové roviny vyšetrovaných oblastí tela podľa rôznych charakteristík. [5]

1.2.3 Konštrukcia tomografu

Konštrukcia MR tomografu sa skladá zo štyroch základných častí: trvalého magnetu, rádiovfrekvenčného systému, gradientného systému a rádiovfrekvenčného tienenia.

Úlohu najdrahšej a najväčšej časti v prístroji má pevný magnet, ktorý vyzerá ako dutý valec. Vlastnosti pevného magnetu môžu byť permanentného, rezistívneho alebo supravodivého charakteru. U najnovších prístrojov sa používa supravodivý typ magnetu, vyrobený zo zliatiny niobu a titanu, ochladzovaný tekutým héliom na teplotu niekoľkých Kelvinov, pri ktorej dochádza k supravodivosti. Tento typ magnetu umožňuje vytvárať magnetické pole o veľkej intenzite a stabilite a má vysokú homogenitu. Zvyšovať intenzitu alebo skracovať dobu vyšetrenia je možné zvýšením intenzity magnetického poľa generovaného magnetom, no je potreba zvážiť zdravotné dopady.

Vysielacia časť systému sa skladá zo syntetizéru, výkonového zosilňovača a vysielacej cievky.

Prijímacia časť obsahuje prijímaciu cievku, ďalej predzosilňovač a subsystému pre spracovanie dát. V prípade lepšieho zobrazenia malých oblastí sa využíva väčšieho počtu menších cievok umiestnených v tesnej blízkosti tela. Tri ortogonálne cievky gradientného systému orientované v osách x, y, z, z tomografu vytvárajú magnetické gradienty, ktoré určujú aké voxely sa budú snímať. Mali by mať veľkú lineárnosť a stabilitu a umožňovať rýchle zmeny gradientu magnetického poľa. Rádiovfrekvenčné tienenie (RF) je nutné k odtieneniu RF šumu prijímacieho signálu, ktorého zdrojom sú napríklad TV vysieláče a rôzne elektrické zariadenia, taktiež k odtieneniu RF šumu ktorý je generovaný vo vysielacej časti tomografu pri vysielaní RF impulzov. [5]

1.2.4 Výhody a nevýhody magnetickej rezonancie

Medzi **výhody MR** patrí, je rýchla a neinvazívna metóda, nevyužívajúca radiačné žiarenie. Zobrazuje tvrdé i mäkké tkanivá, ako je mozgové a miešne tkanivo, svaly, šľachy, kĺby a iné. Je podrobnejšia a zreteľnejšia ako vyšetrenia inými metódami. Kontrastné látky, ktoré sa používajú pri MR (paramagnetické) spôsobujú oveľa menej alergických reakcií ako jódové kontrastné látky používané pri bežnom röntgenovom vyšetrení.

Nevýhody MR, pred vyšetrením magnetickej rezonanciou je nutné pacientovi odstrániť všetky kovové predmety z tela, nakoľko kovové implantáty môžu byť silným magnetickým poľom porušené, ďalej môže spôsobiť ohrev alebo posunutie týchto predmetov. Kovové predmety môžu spôsobiť deformáciu konečného obrazu, ktorá znehodnocuje výsledky vyšetrenia. Vyšetrenie by nemalo byť indikované v prvých 12 týždňoch tehotenstva. MR má vysoké nákupné a prevádzkové náklady, taktiež vyššie časové nároky oproti iným vyšetrovacím metódam. Nie je vhodná pre pacientov s kardiostimulátormi či inými elektronickými prístrojmi a pre pacientov trpiacich klaustrofóbiou. Pre kvalitné zobrazenie je potrebné, aby pacient zostal po dobu vyšetrenia v pokoji – bez pohybu. [6]

1.3 Ultrazvukové zobrazenie

Ultrazvukové vyšetrenie je neinvazívna diagnostická metóda používajúca ultrazvukové vlnenie s vysokou frekvenciou na zobrazenie vnútorných orgánov (predovšetkým brucha a malej panvy) a mäkkých častí (lymfatické uzliny, podkožie). Dopplerovské vyšetrenie navyše umožňuje kvalitatívne a kvantitatívne posúdiť nález na cievnom riečisku, zhodnotiť uzávery ciev alebo posúdiť stupeň ich zúženia. [7]

1.3.1 Princíp zobrazovania pri ultrazvuku

Signálom u ultrasonografického zobrazovania je mechanické vlnenie hmotného prostredia v rozsahu kmitočtov 1-20MHz – ultrazvuk. Rozsah kmitočtov ultrazvuku je od 16kHz do 1GHz. Šírenie ultrazvuku je spôsobené elastickými väzbami medzi vibrujúcimi časticami prostredia.

Delenie mechanického vlnenia podľa kmitočtu:

Najnižší kmitočet má infrazvuk, menej ako 16Hz, zvuk s kmitočtom od 16Hz do 16kHz, ďalej ultrazvuk, spomínaných 16kHz až 1GHz a následne mechanické vlnenie s kmitočtom presahujúcim 1GHz označované ako hyperzvuk.

Ultrazvukové zobrazovacie systémy (UZV ZS) využívajú impulzný ultrazvukový (uzv) signál, ktorý je vysielaný a prijímaný pomocou uzv sondy a smer šírenia uzv vlny je daný vyžarovacím diagramom uzv sondy. UZV ZS pracujú v dvoch režimoch:

- v režime vysielania
- v režime prijímania

V režime vysielania vytvorí uzv sonda krátky časový impulz ktorý je daný dobou trvania generovaného uzv impulzu a ten sa šíri v smere vyžarovacieho diagramu sondy. Rýchlosť, akou sa šíri uzv energia v tele pacienta je prakticky konštantná ($c=1540\text{m.s}^{-1}$), výnimku tvorí vzduch a kosť.

V režime prijímania, ktorý je časovo omnoho dlhší ako režim vysielania (čas trvania závisí na požadovanej hĺbke vzniku uzv vlny), slúži uzv sonda ako prijímač uzv energie, ktorá sa čiastočne alebo úplne odráža od rozhrania tkanív pacienta. Čiastočne odrazená vlna sa šíri späť k uzv sonde kde je detekovaná ako odrazené echo. V prípade, že je splnená podmienka, že je rýchlosť šírenia uzv energie v tele pacienta je konštantná, teda ($c=1540\text{m.s}^{-1}$), tak dochádza v procese zberu dát k lineárnej transformácii priestoru na čas. [7]

1.3.2 Základné metódy zobrazovania

Základné metódy (módy) uzv zobrazovania sa delia do dvoch skupín:

- metódy prežiarovacie (ktoré sú v momentálnej dobe ešte vo fázi výskumu)
- metódy odrazové, ktoré ďalej delíme na:
 - obraz A (amplitude modulation)
 - obraz B (brightness modulation)
 - obraz C (nepraktické, komerčne nedostupné)
 - obraz TM resp. M (time motion)
- dopplerovské

Dopplerovské systémy (metódy) – vyhodnocujú rýchlosť pohybu, delia sa na:

- s nemodulovanou nosnou vlnou – kontinuálne
 - nesmerové
 - smerové
- s modulovanou nosnou vlnou – impulzné
- 2D dopplerovské
- 4D dopplerovské [7]



Obr. 1.1: 2D-B mód zobrazovania v troch rovinách súčasne [7]

1.3.3 Modulácia uzv obrazu

Modulácia uzv obrazu je spôsobená mechanizmami interakcie uzv vlny s prostredím. Mechanizmus interakcie je koeficient reflexie – relatívny zmene akustickej impedancie na tkanivovom rozhraní (tknivový kontrast), ktorý tvorí primárny parameter uzv zobrazenia.

Ďalšie mechanizmy ktoré taktiež ovplyvňujú moduláciu sú:

- typ rozhrania (hladké, nepravidelné a iné..)
- veľkosť rozhrania
- orientácia vyžarovaného diagramu oproti rozhraniu
- vzdialenosť medzi sondou a akustickým rozhraním
- štruktúra a vlastnosti tkanív ktorými sa šíri uzv
- spektrum vysielaného a prijímaného uzv signálu atď.

Geometrická distorzia a artefakty uzv obrazu B sú spôsobené mechanizmami inetrakcie uzv vlny s prostredím, vlastným prostredím šírenia a vlastnosťami systému atď. Vznikajú:

- Skladbou tkanív
 - zmenou rýchlosti šírenia uzv vlny
 - zmenou násobnou reflexiou uzv vlny
 - zmenou útlmu uzv vlny
 - rozptylom uzv vlny
 - ohybom uzv vlny (spôsobuje tukové tkanivo, napr. vznik falošných ech)
- Konečnou šírkou uzv zväzku, ciachovaním na konštantnú rýchlosť šírenia uzv atď. [7]

1.3.4 Spracovanie uzv signálu

Spracovanie uzv signálu je dané predovšetkým prispôbením akustických impedancií, vychýlením uzv zväzku (skenovaním) a fokusáciou uzv zväzku, ktoré zlepšuje stranové a tomografické rozlišovacie schopnosti. Po prijatí echo impulzov a prevedených do podoby obrazu, je možné ďalej aplikovať metódy spracovávanía obrazu, väčšinou sa jedná o vyčistenie obrazu – zlepšenie odstupu signál/šum, zvýraznenie určitých prechodov v obraze a iné. [7]

2 Waveletová transformácia

Waveletová transformácia je transformácia, ktorá umožňuje analýzu nestacionárnych signálov a je dôležitou súčasťou číslicového spracovania signálov. Ide o obdobu krátkej Fourierovej transformácie (STFT).

Transformáciou signálu pomocou WT získame dvojrozmernú funkciu času a mierky (scale). Základom tejto transformácie sú wavelety (slovensky vlnky), sú to časovo obmedzené signály. Hlavný (základný) wavelet sa nazýva materská vlnka (mother wavelet), ktorá nemá zmenenú mierku a nie je posunutá. Posúvaním a zmenou mierky materskej vlnky, sú z nej odvodené ďalšie wavelety podobného tvaru, ktoré sú však posunuté (vpravo, vľavo), alebo majú zmenenú mierku (rozťahnuté, skrátené). Odvodené wavelety tvoria s materskou vlnkou jeden základ.

I keď je jej použitie relatívne nové a širokom okruhu sa používa až v posledných rokoch, jej základy je možné nájsť v prácach o viac ako sto rokov starších. Už v roku 1873 matematik Karl Weierstrass matematicky popísal, ako môže byť skupina funkcií vytvorená superponovaním upravenej základnej funkcie. Taktiež belgická matematická Ingrid Daubechies v roku 1988 definovala vzťahy pre rekurentné generovanie vzťahov pre postupné zjemňovanie materskej funkcie. Vytvorila jedny z najčastejšie používaných vlniek, ktoré sú po nej aj pomenované. Ako základ sa v dnešnej dobe berie kniha Stéphana Mallata - A Wavelet Tour of Signal Processing, v ktorej sú definované a dokázané princípy nespojitej vlnkovej transformácie, pretože s konečným množstvom koeficientov popisujúcim transformáciu umožňuje dosiahnuť značnej úspory dátového priestoru (komprimácia), zmien signálu (napríklad u 2D signálu odšumovanie) atď. [8]

Poznáme tri základné druhy waveletových transformácií:

- Spojitá waveletová transformácia (WT, CWT) - zmena mierky a posunutia sa mení spojitou, wavelety a vstupný signál sú tiež spojité.
- Diskrétna waveletová transformácia (DTW) – zmena mierky a posunutia sa realizuje diskkrétne, po skokoch, wavelety a vstupný signál sú spojité.
- Diskrétna waveletová transformácia s diskrétnym časom (DTWT) – zmena mierky a posunutia sa realizuje diskkrétne po skokoch, wavelety a vstupný signál sú taktiež diskkrétne. [8]

2.1 Spojitá waveletová transformácia

Je teoreticky definovaná na celom (nekonečnom) obore funkcie, na ktorú je aplikovaná. Pokiaľ by nebolo nepresnosti zaokrúhľovacej chyby, splňovala by podmienku dokonalej rekonštrukcie signálu.

Pri spojitnej vlnkovej transformácii sa zmena mierky i posunutia mení spojito, wavelety a vstupný signál sú tiež spojité. Ak definujeme materskú vlnku ako funkciu $\psi(t)$ tak ďalšie vlnky môžu byť vyjadrené ako:

$$\psi_{p,q}(t) = \frac{1}{\sqrt{p}} \psi\left(\frac{t-q}{p}\right) \quad (2.1)$$

kde t je čas,

p je mierka, väčšinou $p \geq 1$,

q je posunutie.

Člen $\frac{1}{\sqrt{p}}$ zaisťuje zachovanie energie waveletu po zmene jeho mierky.

Materská funkcia môže byť vyjadrená ako:

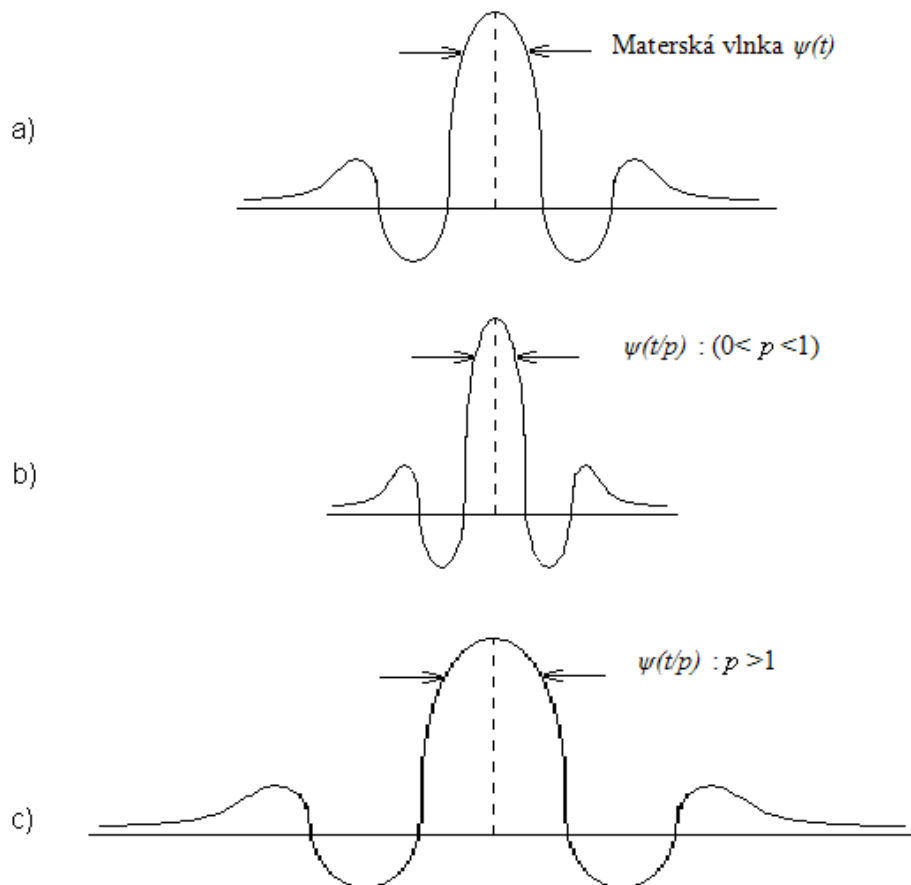
$$\psi(t) = \psi_{1,0}(t) \quad (2.2)$$

Pre ľubovoľné $p \neq 0$ a $q = 0$ môžeme odvodiť:

$$\psi_{p,0} = \frac{1}{\sqrt{p}} \psi\left(\frac{t}{p}\right) \quad (2.3)$$

Premenná p spôsobí zmrštenie $\psi(t)$ na časovej osi pokiaľ je $p < 1$ a rozťahnutie pokiaľ je $p > 1$. Parameter p sa preto nazýva dilatačná premenná. Pokiaľ je $p < 0$ je výsledná funkcia $\psi_{p,0}(t)$ je otočená na časovej osi a dilatovaná.

Funkcia $\psi_{p,q}(t)$ je posunutie $\psi_{p,0}(t)$ po časovej osi o q pokiaľ je $q > 0$ tak sa posúva doprava, pokiaľ $q < 0$ tak doľava. Parameter q teda reprezentuje prenos po časovej osi (posunutím vo frekvenčnom obore). [8]



Obr. 2.1: Materská vlnka a) $\psi(t)$, b) $\psi(t/p) : (0 < p < 1)$, c) $\psi(t/p) : p > 1$

Podľa tejto definície je vlnková transformácia funkcie (signálu) $f(t)$ matematicky vyjadrená ako

$$W_{(p,q)} = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi_{p,q}(t) f(t) dt \quad (2.4)$$

Inverzná transformácia pre rekonštrukciu signálu $f(t)$ z $W(p,q)$ je matematicky vyjadrená ako

$$f(t) = \frac{1}{C} \int_{p=-\infty}^{+\infty} \int_{q=-\infty}^{+\infty} \frac{1}{|a|^2} W(p,q) \psi_{p,q}(t) dp dq \quad (2.5)$$

pričom

$$C = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega \quad (2.6)$$

a $\Psi(\omega)$ je Fourierova transformácia materskej vlnky $\psi(t)$.

Spojité vlnková transformácia mapuje jednorozmernú funkciu $f(t)$ na funkciu $W(p,q)$ s dvoma spojitými, reálnymi promennými p (dilatácia) a q (posunutie).

2.2 Diskrétna waveletová transformácia

Pri spracovávaní signálu napríklad číslicovým počítačom, je nutné definovať diskretnú (nespojité) vlnkovú transformáciu. Najprv musíme definovať vlnky pomocou diskretných hodnôt parametrov p a q s ktorými sme doteraz pracovali ako s spojitými parametrami. Najčastejšie sa používa toto dosadenie

$$p = p_0^m, \quad q = nb_0 p_0^m \quad (2.7)$$

kde m a n sú reálne čísla.

Diskretnú vlnku vyjadríme ako

$$\psi_{m,n}(t) = p_0^{-m/2} \psi(p_0^{-m}t - nq_0) \quad (2.8)$$

Najbežnejšie dosadzujeme za $p_0 = 2$ a $q_0 = 1$, takže $p = 2^m$ a $q = n 2^m$. Umožní to diskretizáciu p a q tak, že ich dve za sebou idúce hodnoty sú násobkami dvoch. Tento spôsob vzorkovania sa nazýva dyadické a tomu odpovedajúci rozklad signálu je dyadická dekompozícia.

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n) \quad (2.9)$$

Obece sú dané vlnkové koeficienty pre funkciu $f(t)$ ako

$$c_{m,n}(f) = p_0^{-m/2} \int f(t) \psi(p_0^{-m}t - nq_0) dt \quad (2.10)$$

pre dyadickú dekompozíciu môže byť vzťah upravený do podoby

$$c_{m,n}(f) = 2_0^{-m/2} \int f(t) \psi(2_0^{-m}t - nq_0) dt \quad (2.11)$$

Toto nám umožní zrekonštruovať signál $f(t)$ z diskretných vlnkových koeficientov podľa

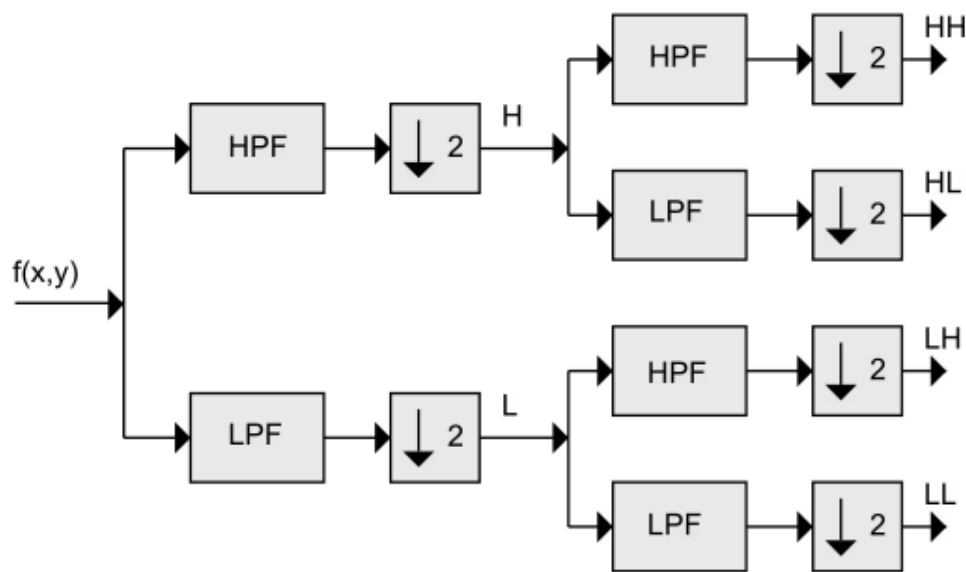
$$f(t) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_{m,n}(f) \psi_{m,n}(t). \quad (2.12)$$

Pre digitálne signály ktoré sú spracovávané číslicovým počítačom musí byť vstupný signál $f(t)$ diskretný, pretože digitálne vzorkovanie originálnych dát prebieha s konečným počtom bitov. Ak sú teda vstupné funkcie $f(t)$ i oba parametre p a q diskkrétne, tak sa jedná o diskretnú vlnkovú transformáciu (DWT). [8]

2.3 Dekompozícia obrazu pomocou DWT

Pri spracovávaní obrazov je treba pracovať s dvojrozmernou (2D) waveletovou transformáciou. Jedná sa o rozšírenie jednorozmernej (1D) waveletovej transformácie. Dvojrozmerný obrazový signál najprv spracujeme pomocou 1D transformácie po stĺpcoch a následne po riadkoch (alebo naopak).

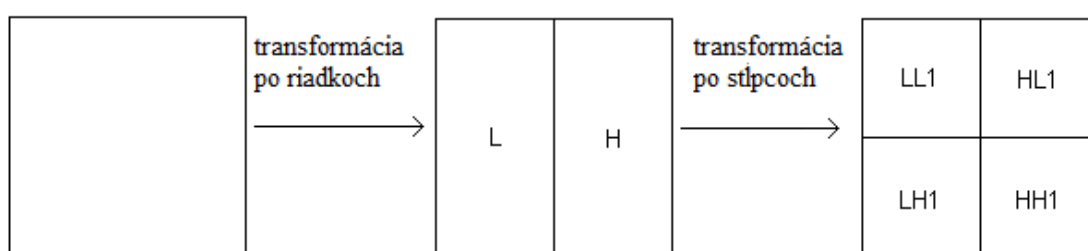
Pri dekompozícii obrazu dochádza k rozloženiu obrazovej matice o rozmeroch $[M,N]$ na aproximačnú zložku (LL) a detailné zložky (HL, LH, HH). Schéma dekompozície úrovne 1 je na obrázku Obr. 2.2. [9]



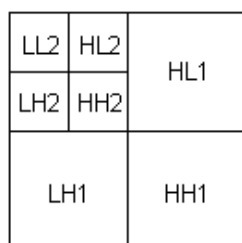
Obr. 2.2: Schéma dekompozície obrazového signálu. [9]

Popíšeme si to podrobnejšie v matici $[M,N]$, kde M je počet riadkov a N počet stĺpcov (M a N sú celé čísla väčšie ako nula). Vlastný rozklad prevedieme tak, že uskutočníme 1D transformáciu po riadkoch, čím získame medzivýsledok. Na ten aplikujeme ďalšiu diskretnú vlnkovú transformáciu aby sme dostali konečný výsledok, dve samostatné zmeny mierky zlúčené podľa $\phi_2(x,y) = \phi_1(x)\phi_1(y)$. Aplikáciou tohto postupu dostaneme dve frekvenčné subpásma v každom riadku. Ak spojíme nízko- a vysokofrekvenčné pásma (L) všetkých riadkov, dostaneme zúženú verziu pôvodného obrázku ($M \times N/2$). Podobne zlúčime vysokofrekvenčné pásma všetkých riadkov a dostaneme (H) pásmo. Pokiaľ podobne zlúčime vysokofrekvenčné pásma všetkých riadkov, dostaneme (H) pásmo (opäť o veľkosti $M \times N/2$) v ktorom môžeme

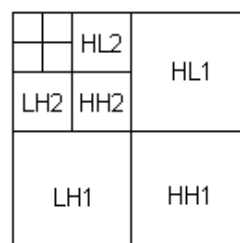
vidieť všetky vysokofrekvenčné detaily (ako sú prechody a hrany) ktoré sa v obrázku nachádzajú. Potom aplikujeme druhú vlnkovú transformáciu i na tento medzivýsledok. Dostaneme tak štyri subpásma LL1, HL1, LH1 a HH1 o veľkosti $M/2 \times N/2$. Pri práci s obrazom obsahuje pásmo LL1 hrubšiu verziu pôvodného obrázku, ktorá je podvzorkovaná v pomere 2:1, zatiaľ čo HL1, LH1 a HH1 obsahujú informácie o detailoch (HL1 detaily v vertikálnom smere, LH1 horizontálnom a HH1 diagonálnom). Nakoľko je LL1 zmenšenou podobou pôvodného obrázku tak má rovnaké priestorové a energetické charakteristiky. Môžeme ho teda ďalej rozložiť podľa princípu analýzy s viacerými rozlíšeniami. [10]



a) prvá úroveň rozkladu



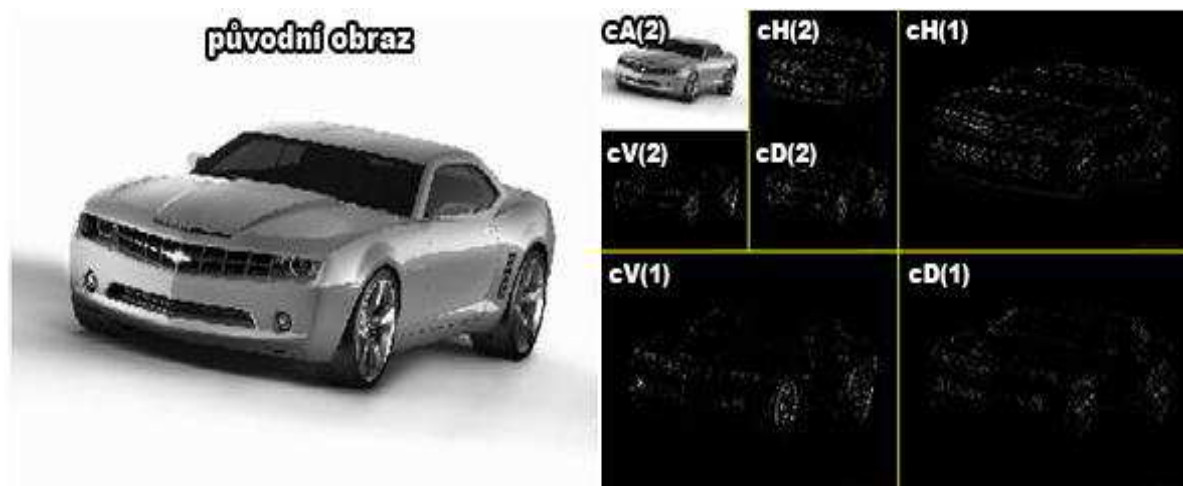
b) druhá úroveň rozkladu



c) tretia úroveň rozkladu

Obr. 2.3: Riadkovo-stĺpcový výpočet dvojrozmernej vlnkovej transformácie

Príklad ako taký rozklad vyzerá na skutočnom obrázku sa nachádza v Obr. 2.4 V ľavom hornom rohu je pôvodný podvzorkovaný obrázok, v ostatných poliach vidíme podrobnosti detailových koeficientov.



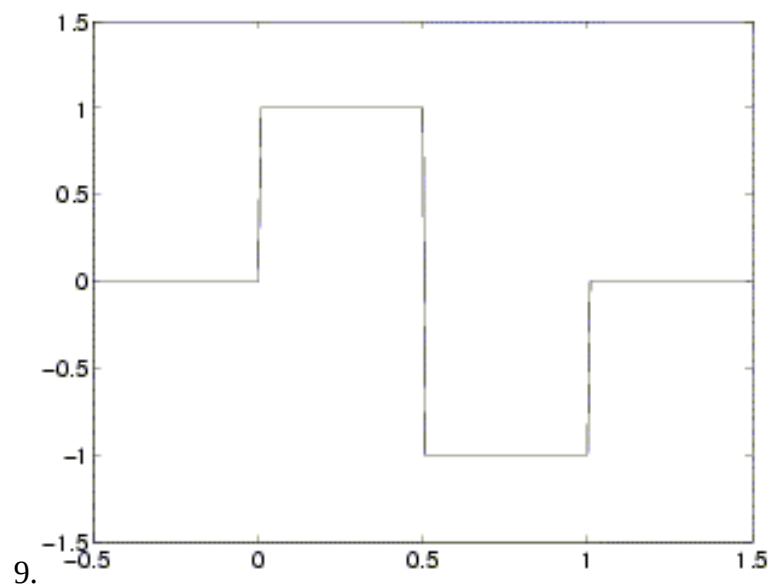
Obr. 2.4: Dekompozícia obrazu do úrovne $L=2$. [12]

2.4 Materské vlnky

Správny výber vlnky je jedna z vecí, ktoré musia byť splnené pre úspešné odstránenie porúch z obrazu a najdôležitejšia, čo sa týka rozkladu pomocou vlnkovej transformácie pre účely, ako je napríklad kompresia. Bežne používaných vlniek je veľké množstvo (cez 400) a väčšina z nich má relatívne úzku oblasť najvhodnejšieho použitia. V tejto kapitole sú vlnky, najčastejšie používané pre analýzu obrazových dát. Všetky vlnky popisované v tejto práci je možné prakticky použiť v programovacom prostredí MATLAB.

2.4.1 Haarova vlnka

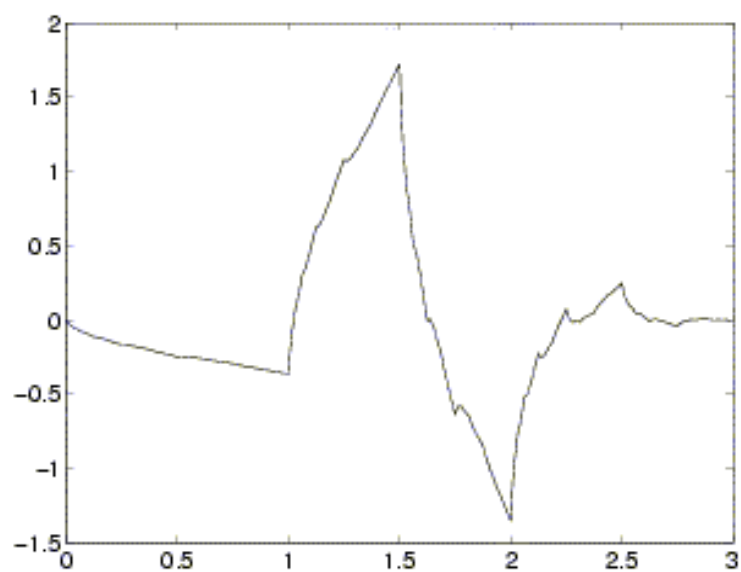
Haarova vlnka predstavuje jednoduchý príklad ortogonálnej vlnky a je často označovaná ako Daubechies 1. rádu. Jedná sa o veľmi jednoduchú vlnku, ktorá je vhodná ako pre CWT tak i pre DWT. Je však nespojitá, preto neumožňuje hladkú rekonštrukciu signálu a to je i cez jej ostatné výhody značné obmedzenie. [11]



Obr. 2.5: Haarova vlnka

2.4.2 Daubechies vlnky

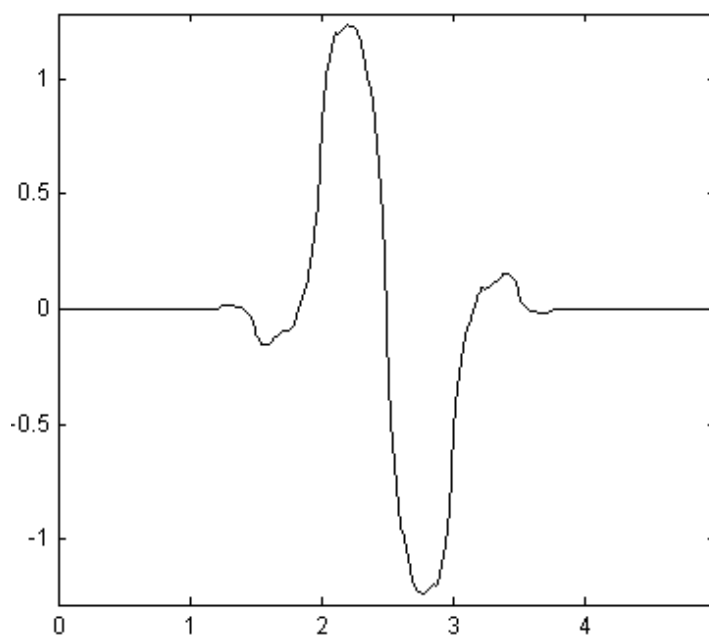
Daubechies vlnky predstavujú rodinu vlniek $N \geq 1$ ($N = 1$ Haarova vlnka). Tieto vlnky nemajú okrem Haarovej, explicitné vyjadrenie waveletovej funkcie. Vlnka je nesymetrická (okrem Haarovej), ortogonálna a vhodná pre CWT i DWT. [12]



Obr. 2.6: Vlnka Daubechies radu 2

2.4.3 Biortogonálne vlnky

Rodina biortogonálnych vlniek je ďalšia ktorá sa dobre hodí k odšumovaniu obrazových dát aj iným aplikáciám DWT i CWT. Je to dané ich symetriou a týmto pádom ľahkej rekonštrukcii dekomponovaných dát. [9]



Obr. 2.7: Biorthogonálna vlnka 1.3

2.5 Prahovanie

Prahovanie je najdôležitejšia časť celého procesu. Dekompozíciou obrazového signálu do zvolenej úrovne získame niekoľko sad detailných a aproximačných koeficientov. Detailné koeficienty je možné ďalej upravovať vhodnou metódou, napríklad prahovaním sa dá dosiahnuť potlačenie nežiaduceho šumu v obraze, za cenu straty určitého množstva informácií. Z tohto dôvodu je nutné zvoliť veľkosť prahu tak, aby boli čo najviac zachované dôležité informácie a zároveň bol čo najviac potlačený šum v obraze. V procese prahovania sú upravené niektoré alebo všetky body v úrovniach reprezentujúcich podrobnosti (HL, LH, HH). [3]

Sú definované obrazové dáta $y(n)$ ktoré sú vytvorené pôvodným obrázkom $x(n)$ a pridaným gausovským šumom $e(n)$

$$y(n) = x(n) + e(n) \quad (2.13)$$

Následne je aplikovaná na $y(n)$ DWT čím sú získané detailné koeficienty (HL, LH, HH), ktorých veľkosť je označená $Y_{p,q}$, následne sa aplikuje prahovanie. Existujú dva základné typy prahovania tzv. mäkké (soft thresholding) a tvrdé prahovanie (hard thresholding).

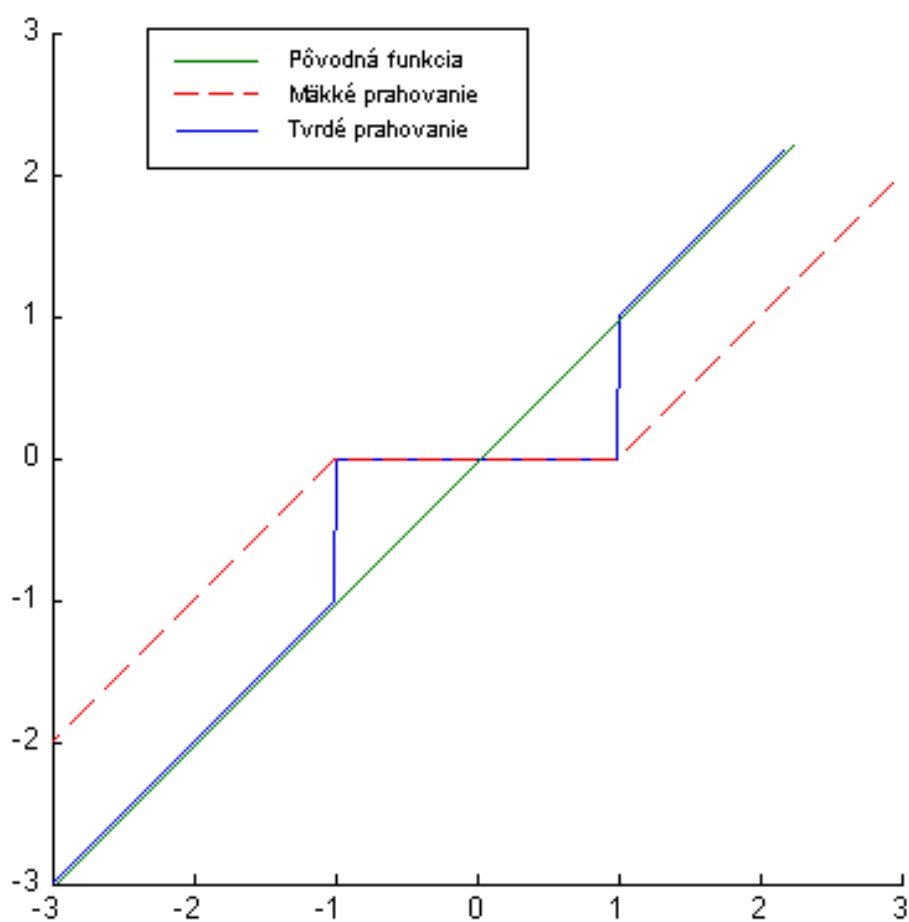
Pri tvrdom prahovaní je každý pixel porovnávaný s hodnotou prahu (δ) a pokiaľ je jeho úroveň nižšia ako zvolená hodnota prahu, tak je vynulovaný.

$$X_{p,q} = \begin{cases} Y_{p,q}, & |Y_{p,q}| \geq \delta \\ 0, & |Y_{p,q}| < \delta \end{cases} \quad (2.14)$$

Z hľadiska použiteľnosti sa pre odstraňovanie rušivých zložiek viac hodí mäkké prahovanie. Tvrdé prahovanie sa používa skôr ku kompresii. Pri využití mäkkého prahovania sa zohľadňuje, že všetky waveletovské koeficienty obsahujú signál aj šum a pokúša sa o očistenie od šumu u všetkých koeficientov. Pri mäkkom prahovaní sú všetky koeficienty, ktoré sú menšie ako prah, nastavené na nulu a ostatné znížené o hodnotu prahu. [3]

$$X_{p,q} = \begin{cases} \operatorname{sgn}(Y_{p,q}) \cdot (|Y_{p,q}| - \delta), & |Y_{p,q}| \geq \delta \\ 0, & |Y_{p,q}| < \delta \end{cases} \quad (2.15)$$

Názorná ukážka prahovania pre jednorozmerný signál je na Obr. 2.8.



Obr. 2.8: Prahovanie

2.5.1 Výpočet hodnoty prahu

Prahová hodnota môže byť odhadnutá, ale výsledky po prahovaní nemusia byť uspokojivé. Z tohto dôvodu boli navrhnuté postupy pre výpočet prahovej hodnoty. Pre účely odšumovania obrazových dát je najvhodnejší vzťah odvodený Donohem a Johnsonem.

$$\delta = \sigma \sqrt{2 \cdot \ln(M \cdot N)}, \quad (2.16)$$

kde δ je prah, σ smerodatná odchýlka a M, N sú rozmery obrázku.

Pri nastavovaní prahu sa berie do úvahy o aký typ šumu sa jedná a teda aký bude odstraňovaný. V rovnici je to reprezentované smerodajnou odchýlkou σ . V prípade, že je potreba odstrániť gausovsky rozložený šum malej intenzity, môže sa hodnota σ pohybovať v rozmedzí 5-8. Pokiaľ sa jedná o vysoko kontrastný šum, napríklad typu „pepř a sůl“, sú vhodné hodnoty σ okolo 18. [3]

3 Detekcia hrán

Detekcia hrán je postup v digitálnom spracovaní obrazu, ktorý slúži k nájdeniu oblasti bodov, v ktorých sa podstatne mení jas. Slúži k nájdeniu takých miest obrazu, ktoré ľudské oko vníma ako hranice objektu, alebo hranice rôznych tvarov (napr. rozhranie svetla a tieňov). Detekcia hrán svoju dôležitú úlohu zohráva práve kvôli ľudskému mozgu, ktorý vníma predovšetkým vysokofrekvenčné informácie a nízko-frekvenčné informácie je schopný doplniť si sám. Naopak to nie je možné. Práve preto je detekcia hrán dôležitá pri zvyrazňovaní obrázkov napríklad v medicíne. [13] [14]

3.1 Definícia hrany

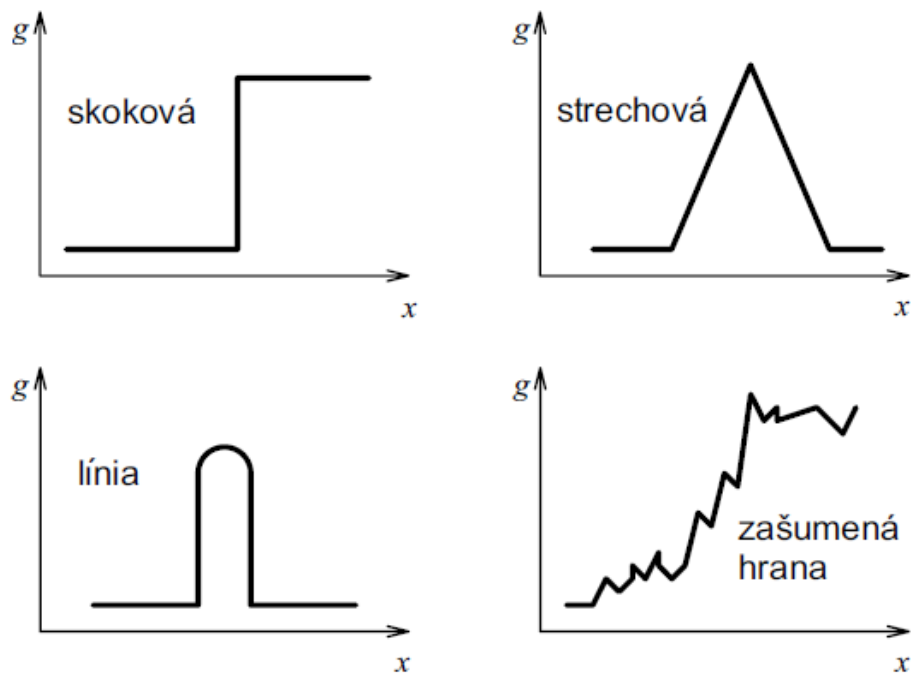
Hrany sa v digitálnom obrázku nachádzajú v miestach, kde sa prudko mení jas. Hrana je daná vlastnosťami obrazového elementu jeho okolia, dá sa definovať ako prechod medzi nízko-frekvenčnou a vysokofrekvenčnou oblasťou. Je určená tým, ako sa mení hodnota obrazovej funkcie $f(x,y)$. Za matematický nástroj pre štúdium zmien funkcie dvoch premenných slúžia parciálne derivácie. Zmenu smeru udáva jej gradient, vektorová veličina r , určujúca smer najväčšieho rastu funkcie (smer gradientu) a strmosť tohto rastu (veľkosť, modul gradientu). Pixely s veľkým modulom gradientu sa nazývajú hranami.

Pre spojitú obrazovú funkciu $f(x,y)$ je veľkosť gradientu $|\nabla f(x,y)|$ a smer gradientu ψ :

$$\psi = \arg\left(\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}\right). \quad (3.1)$$

Občas je dôležitá iba veľkosť gradientu (veľkosť hrany) bez ohľadu na jej smer. Ako odhad veľkosti sa používa všesmerový lineárny Laplaceov operátor- Laplacián ∇^2 , ktorý vychádza z druhých parciálnych derivácií. [13] [14]

$$|\nabla^2 g(x,y)| = \frac{\partial^2 g(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g(x,y)}{\partial y^2}, \quad (3.2)$$



Obr. 3.1: Jasové profily najbežnejších hrán

3.2 Hranové detektory

3.2.1 Sobelov operátor

Tento operátor je najčastejšie používaný na detekciu zvislých a vodorovných hrán. Využíva pre detekciu aproximáciu prvej derivácie. Taktiež sa používa na detekciu šikmých hrán a to pootočením základnej masky.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

3.2.2 Prewittov operátor

Prewittov operátor je anizotropný operátor a aproximuje prvú deriváciu funkcie f . Gradient je odhadnutý v okolí 3×3 . Prvé dve konvolučné masky sú definované:

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

3.2.3 Kirschov operátor

Aj tento operátor je principiálne podobný operátoru Prewittovmu. Tvar jeho masky je:

$$h_1 = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ -5 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & 3 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

3.2.4 Laplaceov operátor

Laplaceov gradientný operátor je veľmi citlivý na šum, čo je prirodzené pri snahe aproximovať druhú deriváciu primitívnymi prostriedkami. Ďalšou nevýhodou sú dvojité odozvy na hrany odpovedajúcimi tenkými líniami v obraze. Avšak výhodou je fakt, že je invariantný vzhľadom k otočeniu a udáva iba veľkosť hrany a nie jej smer. V digitálnom obraze je Laplacián aproximovaný pomocnou diskretnou konvolúciou. [14]

$$h_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

4 Praktická časť – realizácia programu

Jednou z hlavných úloh tejto bakalárskej práce bolo navrhnutie a zrealizovanie demonštračnej aplikácie pre načítanie obrazových čiernobielych dát a ich následne odšumovanie a detekcia hrán. Ako modelové dáta slúžili obrázky z magnetickej rezonancie. Tieto obrázky sú znehodnotené rušením (šumom), ktorý je treba potlačiť. Zároveň je potreba zachovať dostatok detailových informácií aby bolo možné s obrázkom ďalej pracovať, subjektívne a objektívne ho posúdiť či detekovať hrany pre lepšie zvýraznenie obrazu.

Aplikácia je vytvorená v programovom prostredí MATLAB ako Graphical User Interface (GUI). Takéto riešenie je z pohľadu užívateľa výhodné, pretože jednoduchšia realizácia iba v súbore M-file, by spomaľovala prácu.

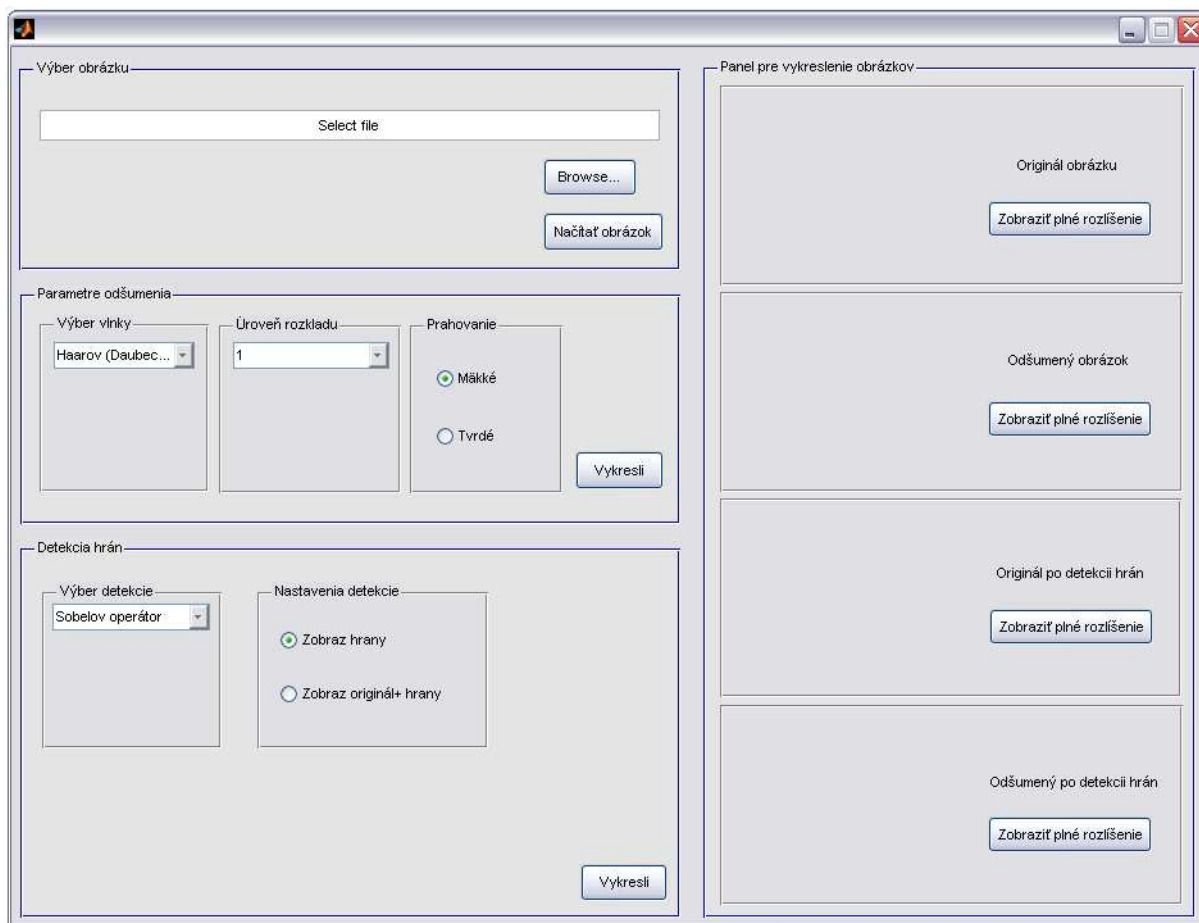
Vytvorená aplikácia poskytne užívateľovi možnosť v grafickom okne načítať zvolené obrazové dáta, ktoré je následne možné odšumovať zvolenou vlnkou, hĺbkou rozkladu či nastavením typu prahovania. Po dosiahnutí požadovaného výsledku je možné detekovať v obraze hrany za pomoci štyroch prednastavených operátorov. Pri vykreslení obrázku do grafického okna si môže užívateľ zvoliť vykreslenie samostatných hrán z obrázka alebo hrán, zlúčených s pôvodným obrázkom. Všetky výsledné obrázky program vykreslí v implementovaných zmenšených oknách priamo v užívateľskom GUI. Ďalej aplikácia ponúka možnosť obrázky zobrazit' v samostatnom okne v plnom rozlíšení pre lepšie porovnanie výsledkov a samozrejme i uložiť.

4.1 Tvorba programu

V prostredí MATLAB sa nachádza integrovaná utilita GUIDE, ktorá slúži na tvorbu užívateľských aplikácií s rôznym zameraním. Za jej pomoci je možné vytvoriť základnú grafickú podobu aplikácie (grafické okno), v ktorom sa rozmiestňujú jednotlivé ovládacie a zobrazovacie prvky na pracovnú plochu. Následne po dokončení GUIDE, MATLAB automaticky vygeneruje k takto vytvorenému prostrediu základný súbor M-file, v ktorom potom prebieha tvorba vlastného programu.

4.2 Popis aplikácie

Aplikácia sa spúšťa v prostredí MATLAB pomocou súboru xxx.m. Po spustení aplikácie sa objaví jej okno GUI ako je znázornené na Obr. 4.1. Toto okno je členené na niekoľko častí.



Obr. 4.1: Grafické okno aplikácie po spustení

Prvé okno na ľavej strane pracovnej plochy s názvom „Výber obrázku“ ,slúži na načítanie požadovaných obrazových dát. Ako prvé obsahuje informačné okno v ktorom je po zvolení načítaných dát pre uľahčenie orientácie zobrazená cesta k aktuálnemu súboru. Ďalej sa tu nachádza ovládacie tlačidlo „Browse...“, po jeho stlačení sa objaví grafický dialóg pre výber obrázku. Po výbere obrázku je potrebné stlačiť druhé tlačidlo „Načítať obrázok“, ktoré nám vybraný súbor zobrazí do skrytého axes okna bez viditeľných súradníc na pravú stranu pracovnej plochy do príslušného poľa.

Druhé okno na ľavej strane pracovnej plochy s názvom „Parametre odšumenia“ , slúži na odšumovanie načítaného obrázku. V prvom paneli označenom „Výber vlnky“ je možnosť vybrať z piatich typov ortogonálnych vlniek(Haarova a Daubechines 2,3,4,5 rádu) a biortogonálnych vlniek (1.1, 1.3, 1.5). Následne je v okne označenom „Úroveň rozkladu“, možné nastaviť požadovanú hĺbku (od 1 po 5 úroveň). Posledným panelom tohto okna je „Prahovanie“, kde je možné pomocou radiobuttonov voliť mäkké alebo tvrdé prahovanie. Nakoniec tlačidlom „Vykresli“ dáme pokyn na spracovanie a odšumenie dát pomocou zvolenej vlnky a do požadovanej hĺbky dekompozície s vybraným prahom. Po určitej chvíli (závisí od úrovne rozkladu) je odšumený obraz vykreslený opäť do skrytého axes okna na pravej strane pracovnej plochy v požadovanom poli.

Tretie okno na ľavej strane pracovnej plochy s názvom „Detekcia hrán“ ,slúži na detekciu hrán v originálnom i odšumenom obrázku (pre porovnanie). V paneli „Výber detekcie“ je možné zvoliť jeden z operátorov (Sobelov, Prewittov, Kirschov, Laplaceov), následne pomocou radiobuttonov vybrať zobrazenie hrán (z pôvodného i odšumeného obrázku), alebo zobrazenie obrázku hrán sčítaných s pôvodným obrázkom. Nakoniec tlačidlo „Vykresli“ dá pokyn k spracovaniu dát (konvolúciou matice vybraného operátora a matice obrázku) a vykreslí ich opäť v oknách na pravej strane pracovnej plochy.

Pravá strana pracovnej plochy pred načítaním obrázkov obsahuje len názvy a neaktívne tlačidlá. Pokiaľ sú však obrázky načítané, spracované a zobrazené, je možné každý z nich otvoriť v plnom rozlíšení za pomoci tlačidla „Zobraziť plné rozlíšenie“. Obrázok sa zobrazí v samostatnom okne, ktoré sa prispôbí jeho veľkosti pre plnohodnotné porovnanie obrázkov medzi sebou. V zobrazenom okne je tiež možnosť upravený obrázok uložiť.

4.3 Odšumovanie

Na začiatku práce bolo treba pouvažovať, s akým typom dátového formátu bude aplikácia pracovať. Matlab pracuje s viacerými možnosťami ako reprezentovať obrazové dáta. Najčastejšie v praxi sa používa formát BMP a formát JPEG. V tejto práci sú testované nekomprimované obrazové dáta formátu BPM, ktoré sa do MATLABU načítavajú ako matice. K testovaniu metód slúžiacich k odstráneniu nežiadaných zložiek v obraze v podobe šumu bol použitý obrázok „celustny_klb.bmp“.

Ďalším krokom je úprava veľkosti matice reprezentujúca obrázok, nakoľko pre správne prevedenie dekompozície je nutné aby jej rozmery boli deliteľné 2^k , kde k je úroveň dekompozície (dopočíta rozmery matice na najbližší vyšší násobok čísla 2).

Program začína rozkladom obrázku pomocou diskretnej waveletovej transformácie, k čomu boli v programe MATLAB vybrané vlnky haar, db2,db3, db4, db5, bior1.1, bior1.2, bior1.3. Rozkladom pomocou DWT na jednotlivé detailové koeficienty a nastavení hĺbky dekompozície ktorá je užívateľsky nastaviteľná od 1 po 5 úrovní, dostaneme štyri matice, jedna obsahuje podvzorkovaný obrázok, ďalšie tri obsahujú horizontálne, vertikálne a diagonálne koeficienty detailov. Následne je potreba získať hodnotu prahu pre úpravu. Prah je počítaný z rovnice (2.16).

Ďalším krokom je užívateľská voľba prahu, zadaná už na začiatku ako jeden zo vstupných parametrov, ktorá pracuje s maticami detailových koeficientov. Zjednodušene, prebehne rozloženie obrázku na matice koeficientov do nami požadovanej hĺbky podľa zvolenej vlnky. Potom prahovaním odstráni z detailových koeficientov podľa vybraného typu prahu prebytočné informácie a následne prebehne rekompozícia obrázku za pomoci inverznej diskretnej waveletovej transformácie. Obrázok je poskladaný späť z matíc upravených detailových koeficientov a matíc (v prípade úrovne rozkladu > 1) obsahujúcich podvzorkovaný obrázok.



Obr. 4.2: Originál testovaného obrázku celustny_klb.bmp

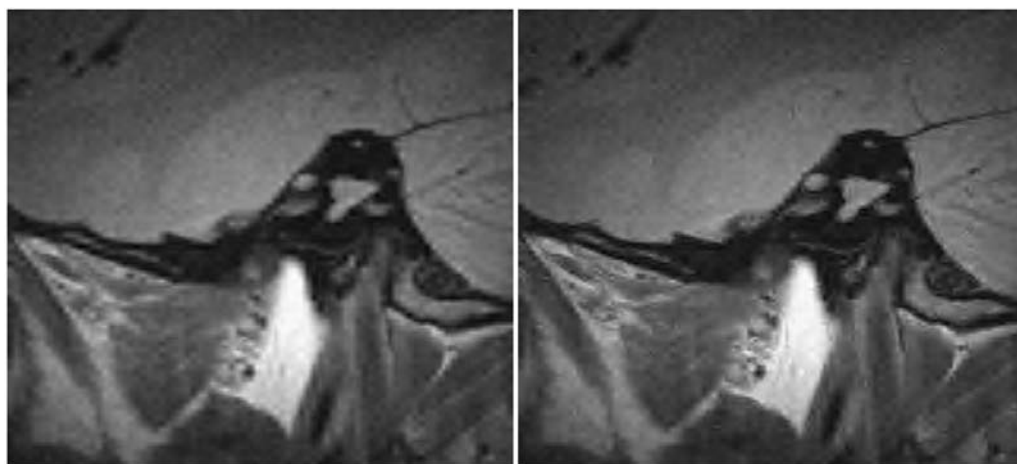
Na ukážku odšumovania boli vybraté tri typy vlniek: Haarova, Daubechies radu 3 a Biortogonálna 1.3 vlnka.



a)

b)

Obr. 4.3: Odšumovanie pomocou Haarovej vlnky, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie



a)

b)

Obr. 4.4: Odšumovanie pomocou Daubechies vlnky radu 3, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie



a)

b)

Obr. 4.5: Odšumovanie pomocou Biortogonálnej vlnky 1.3, a) mäkké, b) tvrdé prahovanie

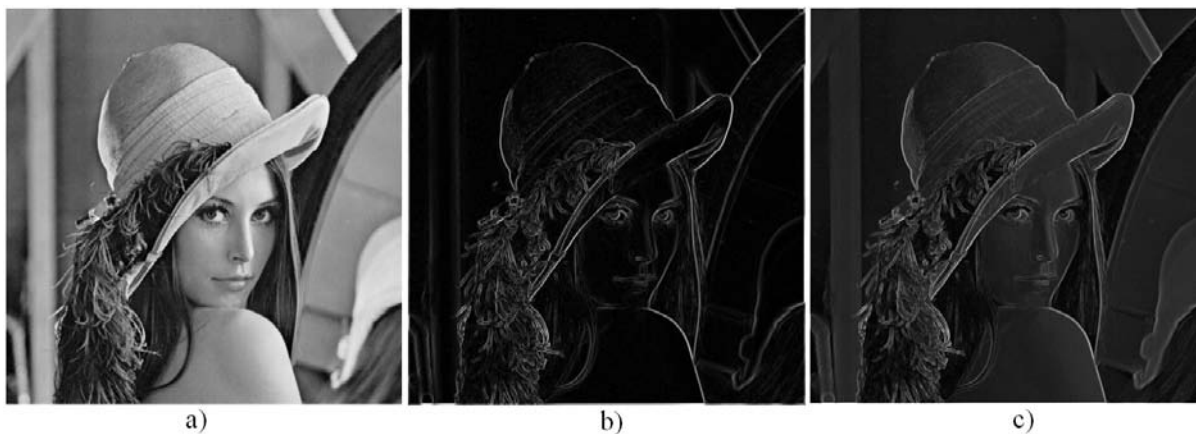
4.4 Detekcia hrán

Po odstránení šumu v obrázku aplikácia umožňuje detekciu hrán, ktorá využíva štyri typy operátorov (Sobelov, Kirschov, Prewittov a Laplaceov operátor), ktoré sú bližšie popísané v kapitole 3.2. Každý z operátorov sa skladá z matice 3×3 a na základe konvolúcie s maticou pôvodného obrázka detekuje hrany.

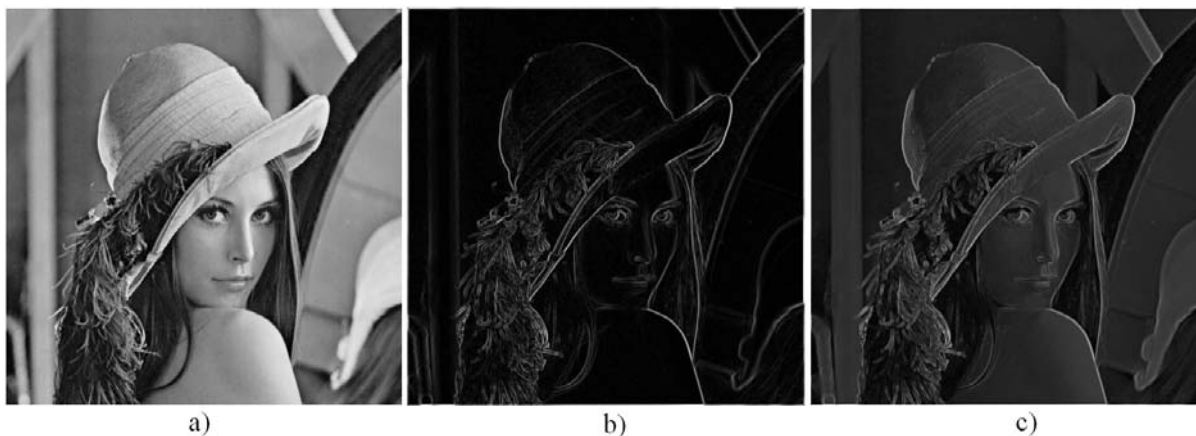
Aplikácia umožňuje výber detekcie a zobrazenia dvoma rôznymi spôsobmi. Jedným z nich je vykreslenie zvýraznených detekovaných hrán obrázku, druhým spôsobom je vykreslenie obrázku v ktorom sa sčíta po prvkoch matica zvýraznených hrán a matica pôvodného obrázku, čím je dosiahnutý pôvodný obrázok so zvýraznenými hranami. Obidva spôsoby vykreslenia hrán pracujú s originálnym obrázkom i obrázkom získaným po odšumení (opäť pre porovnanie).

V súbore M-file je definovaná presná matica každého operátoru. Princíp následnej detekcie hrán je pomerne jednoduchý, spočíva v spomínanej konvolúcii matice operátoru s maticou obrázku, na základe čoho vznikne obrázok s detekovanými horizontálnymi hranami, ktorý sa dočasne ukladá do premennej smer1. Je potreba detekovať hrany i vo vertikálnom smere, čoho je dosiahnuté jednoduchým transponovaním matice operátoru, a opätovnou konvolúciou takto transponovaného operátoru s pôvodným obrázkom, ktorý sa ukladá do premennej smer2. Následne v premennej smer_suma dochádza k sčítaniu po prvkoch obidvoch matíc, čoho výsledkom je obrázok, v ktorom sú detekované hrany v horizontálnom i vertikálnom smere. O základné zvýraznenie detekovaných hrán sa pri sčítaní matíc smer1 a smer2 postará ich umocnenie. Napríklad, pokiaľ v matici zastáva číslo 5 miesto nízkych frekvencií a teda nevýrazného pozadia, tak číslo 100 udáva vysokú frekvenciu a teda možnú hranu v obraze. Následne umocnením nízkej frekvencie dostaneme číslo 25 a umocnením vysokej frekvencie číslo 10.000, z toho je jasné výrazné potlačenie nízkych frekvencií a mnohonásobné zvýraznenie vysokých frekvencií reprezentujúcich hrany.

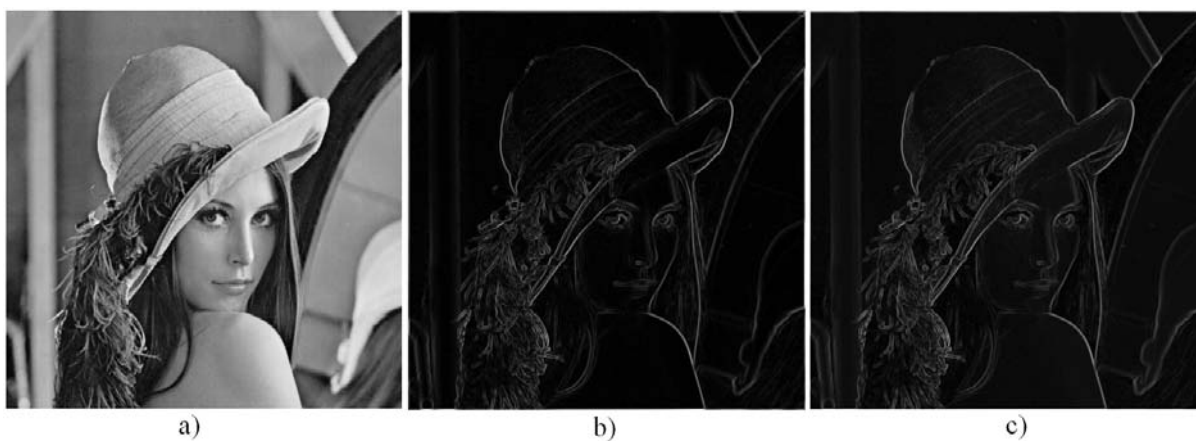
Na ukážku detekcie hrán za použitia jednotlivých operátorov bol vybraný štandardizovaný obrázok „lena.bmp“, v ktorom sa vyskytujú pomerne výrazne jasové prechody (hrany).



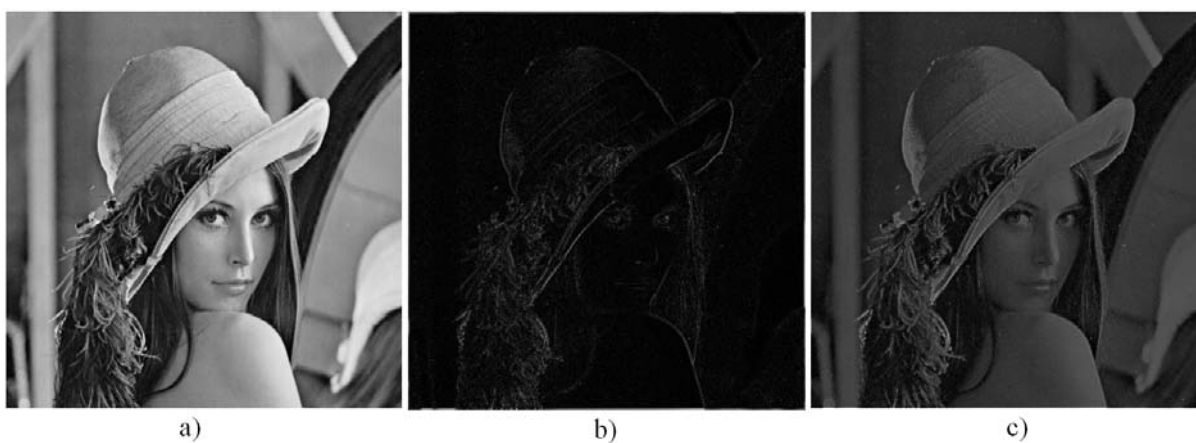
Obr. 4.6: Detekcia hrán - Sobelov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný



Obr. 4.7: Detekcia hrán - Prewittov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný



Obr. 4.8: Detekcia hrán - Kirschov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný

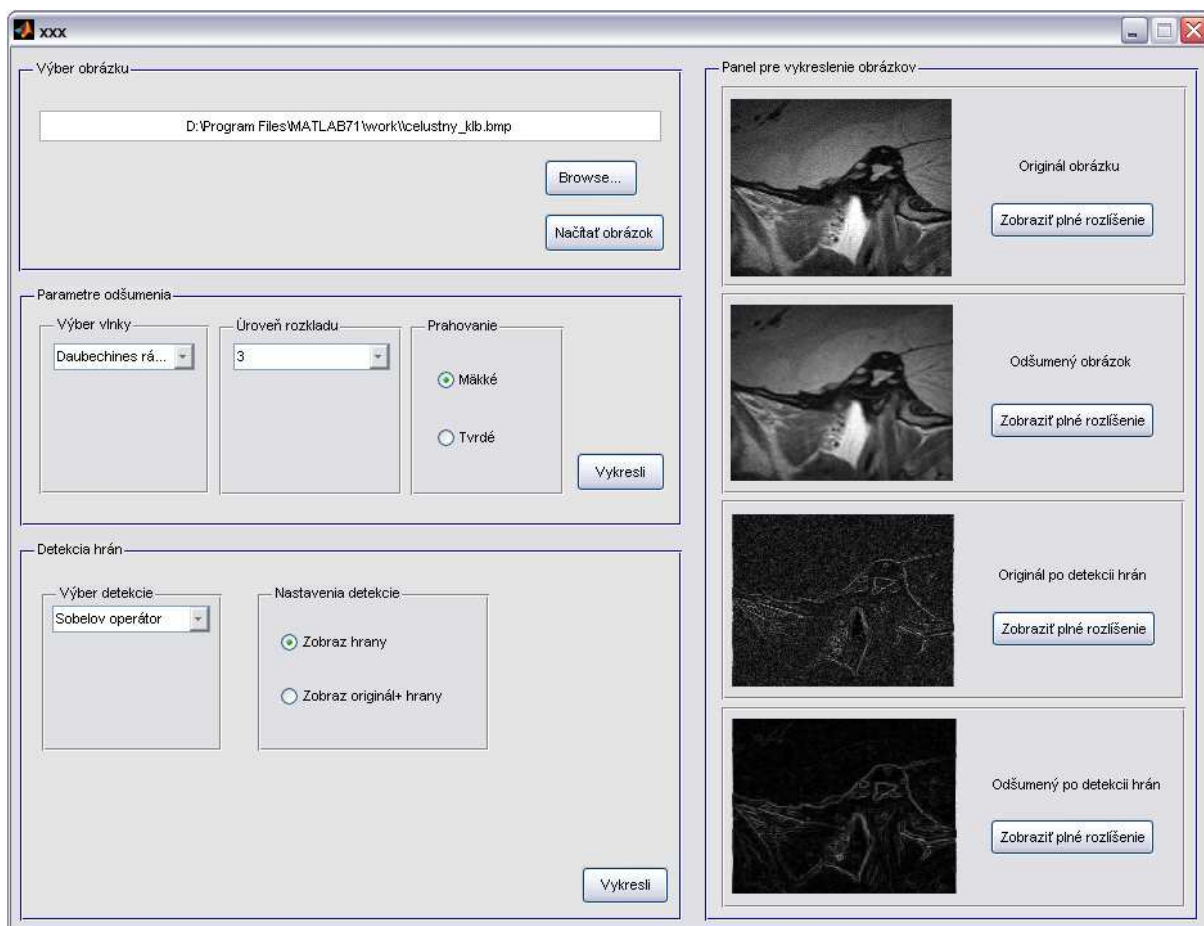


Obr. 4.9: Detekcia hrán - Laplaceov operátor, a) pôvodný, b) hrany, c) hrany + pôvodný

5 Vyhodnotenie výsledkov

V tejto kapitole je prezentovaná celková funkčnosť vytvorenej aplikácie a graficky demonštrovaná na obrázku z magnetickej rezonancie, ktorý reprezentuje temporomandibulárny kĺb (čelustný kĺb), s názvom „celustny_klb.bmp“. Ďalej sú zhrnuté dosiahnuté výsledky v objektívnom a subjektívnom hodnotení.

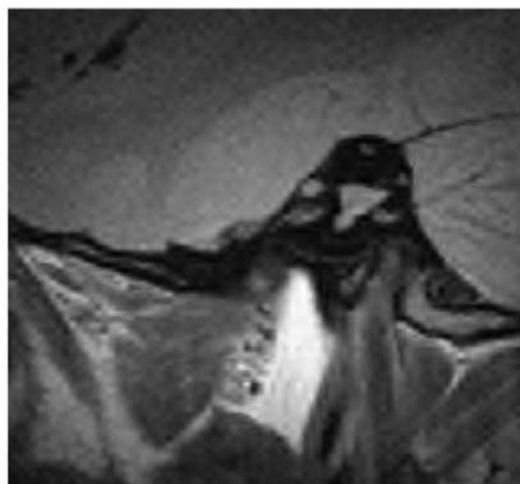
Obrázok sa načítava do aplikácie cez grafické rozhranie GUI, ako príklad je následne odšumený Daubechies vlnkou 4 radu (tento typ vlnky sa pri subjektívnom hodnotení javí ako najlepší), do tretej úrovne rozkladu (nižšia úroveň nedokázala šum v obraze dostatočne potlačiť a vyššia úroveň spôsobovala rozmazanie a tým priveľkú stratu detailov obrazu) za pomoci mäkkého prahovania. Následne bol ako príklad na detekciu hrán zvolený Sobelov operátor.



Obr. 5.1: Aktívne okno aplikácie pri demonštračnom obrázku z MR



a)

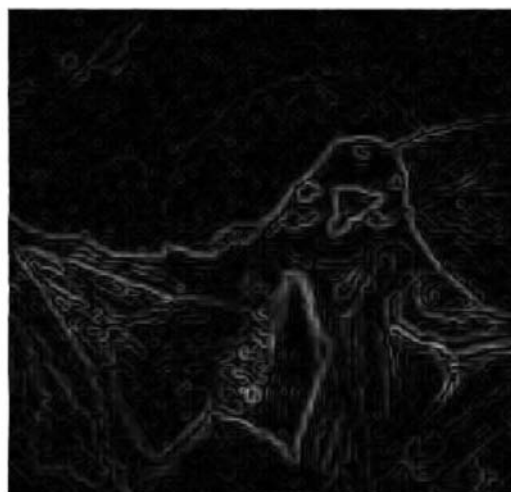


b)

Obr. 5.2: Obrázok celustny_klb.bmp, a) originál, b) odšumený



a)



b)



c)



d)

Obr. 5.3: Obrázok celustny_klb.bmp po detekcii hrán, a) pôvodný len hrany, b) odšumený len hrany c) originál - hrany s pôvodným d) odšumený - hrany s pôvodným

5.1 Porovnanie výsledkov

V praxi sa pri porovnávaní výsledkov odšumených obrázkov zvažujú základné dva typy hodnotenia, objektívne hodnotenie a subjektívne, ktoré môže byť u niektorých druhov obrazových dát lepšie ako hodnotenie objektívne, matematicky vyjadrené. Je to spôsobené tým, že v subjektívnom pohľade je ľudský mozog schopný doplniť si určitú časť detailov sám, pričom matematická podobnosť obrázkov je daná rovnicou.

5.1.1 Odstup signálu od šumu

Tento typ objektívneho hodnotenia kvality PSNR (Peak Signal to Noise Ratio – špičkový odstup signál/šum), je jedna z najrozšírenejších metód pre objektívne porovnanie dvoch obrázkov. Teoreticky vychádza z MSE (Mean Squared Error – stredná kvadratická chyba):

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \|I(i, j) - K(i, j)\|^2 \quad (5.1)$$

kde I je prvý obraz, K druhý obraz a m, n sú horizontálne a vertikálne rozmery oboch obrázkov. Následne môžeme vypočítať PSNR ako:

$$PSNR = 20 \log_{10} \left(\frac{MAX}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (5.2)$$

kde MAX je maximálna možná hodnota pixelu. [3]

Počas testovania aplikácie boli na zašumenom obrázku celustny_klb.bmp testované všetky typy vlniek do úrovni rozkladu 1 až 5. Na základe rozdielov medzi pôvodným obrázkom a obrázkom po odšumení boli zhromaždené PSNR koeficienty, ktoré sú v tejto práci uvedené v tabulke 1.

Wavelet	Úroveň dekompozície				
	1	2	3	4	5
Haarov	27,24	14,59	10,04	8,99	8,75
Daubechies radu 2	37,73	18,54	12,19	10,81	10,50
Daubechies radu 3	43,87	19,55	12,52	11,12	10,82
Daubechies radu 4	48,31	20,00	12,74	11,30	11,00
Daubechies radu 5	51,59	20,35	12,86	11,33	11,00
Biortogonálny 1.1	27,24	15,59	10,04	8,99	8,74
Biortogonálny 1.3	26,57	14,25	10,20	9,39	9,22
Biortogonálny 1.5	26,04	13,89	10,04	9,09	9,05

Tab.1 : PSNR koeficienty

U všetkých typov použitých vlniek PSNR koeficient klesal so zvýšenou hĺbkou rozkladu dekompozície. Zapríčinené to môže byť tým, že v čím vyššej dekompozičnej vrstve je použitá prahovacia úprava, tým viac sa po rekonštrukcii obrázku líši pôvodný obrázok od obrázku po odstraňovaní šumu. Najvhodnejší wavelet sa podľa tab.1 ukázal wavelet Daubechies radu 5 a 4. Najvyšší rozdiel hodnôt PSNR bol viditeľný pri úrovni dekompozície jedna, pri ktorej bola podobnosť obrázku po odšumení najväčšia. Tento typ hodnotenia však nie je jednoznačne smerodajný, nakoľko sa pri rôznych dekompozičných úrovniach a rôznych typoch použitých vlniek javilo subjektívne hodnotenie a tým i daný obrázok ako kvalitnejší.

5.1.2 Subjektívne hodnotenie

Subjektívne hodnotenie kvality odšumeného obrázku je založené na vlastnom posudku a vnímaní osoby ktorá ho hodnotí. I keď sa v objektívnom hodnotení vo všetkých prípadoch ukazovala vyššia dekompozícia obrázku ako zhoršenie kvality, v subjektívnom hodnotení vo väčšine prípadov sa kvalita obrázkov zväčšovala s rastúcou dekompozíciou, zväčša do úrovne dekompozície 3-4.

Z toho je možné zdôvodniť, že objektívne matematické porovnávanie na základe PSNR koeficientov je menej spoľahlivé ako subjektívne hodnotenie, založené na priamej vizuálnej kontrole obrázku.

V subjektívnom hodnotení je možné konštatovať, že výrazný Gausovský šum ktorý obsahujú obrázky z magnetickej rezonancie, je najlepšie odstrániteľný pri použití waveletu Daubechies radu 4 a 5 pri hĺbke dekompozície 3. Pri nastavení nižšej úrovne nebol zobrazovaný šum dostatočne potlačený a pri nastavení vyššej úrovne dekompozície dochádzalo k výraznej strate detailov v obraze. Avšak v prípade, že je potrebné obrázok vyčistiť a odstrániť šum za každú cenu, tak sa najvhodnejším ukázal wavelet Daubechies radu 4 a 5 pri hĺbke dekompozície 5.

6 Záver

Cieľom tejto práce bolo zoznámenie sa s vlnkovou transformáciou, jej teóriou pri zvyrazňovaní statických obrazov odšumovaním, čo sa následne prakticky podarilo overiť vytvorením funkčnej aplikácie v programovacom prostredí MATLAB. Wavelety a ich aplikácia sú v dnešnej dobe v popredí a ich využitie je veľmi široké či už v práci s 1D alebo 2D signálmi, alebo pri inom využití. Vytvorená aplikácia môže byť použitá ako demonštračný príklad v rámci vyučovania na analýzu jednotlivých waveletov a ich praktického použitia na konkrétnych obrazových dátach, taktiež je možné podobným spôsobom využiť detekciu hrán s operátormi ktoré využíva.

V tejto práci bolo na základe využitia znalostí waveletovej transformácie a vytvorenej aplikácie, dosiahnuté reálne testovanie jednotlivých waveletov v odšumovaní obrazu a operátorov na detekciu hrán v obraze. Výsledky boli následne konzultované z hľadiska subjektívneho a objektívneho (za pomoci PSNR).

V objektívnom hodnotení je možné konštatovať, že u všetkých typov použitých vlniek PSNR koeficient klesal so zvýšenou hĺbkou rozkladu dekompozície a teda, že čím menšia úroveň rozkladu, tým bol obrázok podobnejší s originálom i detailnejší. Pri použití daných obrazových dát sa ako najlepší javil wavelet Daubechies radu 5 a 4, kde bol zaznamenaný pri úrovni rozkladu jedna, vysoký rozdiel koeficientov PSNR oproti iným použitým waveletom. Avšak v subjektívnom hodnotení je možné skonštatovať, že odšumený obrázok s väčšou hĺbkou dekompozície bol viac očistený od šumu a teda aj prehľadnejší. Najlepšie výsledky boli dosiahnuté pri použití waveletu Daubechies rady 4 a 5 pri úrovni rozkladu 3. Na záver teda možno zhrnúť, že subjektívne hodnotenie (vizuálne) je v tomto prípade výhodnejšie ako hodnotenie objektívne, matematicky vyjadrené.

Použitá literatura

- [1] ČISTOTOVÁ, T. *Formáty dat pro digitální fotografii* [online]. 23.07.2007 [cit. 2011-05-24]. Prehľad fotoaparátov.sk. Dostupné z WWW: <<http://clanky.prehľad-fotoaparátov.sk/fotografovanie-upravy-fotografii/formaty-dat-pro-digitalni-fotografii>>.
- [2] *BMP* [online]. 28. 04. 2011 [cit. 2011-05-24]. Wikipedia. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/BMP>>.
- [3] HOLÍŠ, M. *Redukce obrazového šumu s využitím vlnkové transformace : bakalářská práce*. Brno : FEKT VUT, 2008. 37 s.
- [4] MECHL, M., et al. *Výhody a omezení vyšetření páteře a páteřního kanálu pomocí magnetické rezonance* [online]. 2002 [cit. 2011-05-24]. SOLEN. Dostupné z WWW: <http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=1258&magazine_id=3>.
- [5] MATOUŠEK, L. *Waveletová analýza a zvýrazňování MR tomografických a ultrazvukových obrazů : diplomová práce*. Brno : FEKT VUT, 2008. 52 s.
- [6] *Magnetic resonance imaging* [online]. 2008 [cit. 2011-05-24]. Pre verejnosť. Dostupné z WWW: <<http://www.mri-portal.com/verejnost.php>>.
- [7] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy, ultrasonografie*. Brno : FEKT VUT, 2008. 169 s. [cit. 2011-05-25] prezentácia.
- [8] SMÉKAL, Zdeněk. *Číslicové zpracování signálu*. Brno : FEKT VUT, 2009. 122 s. [cit. 2011-05-25] elektronické texty.
- [9] GREGOR, M. *Zvýraznění biomedicínských obrazových signálů : diplomová práce*. Brno : FEKT VUT, 2010. 67 s.
- [10] ACHARYA, Tinktu; TSAI, Ping-Sing. *JPEG 2000 : Standart for image compresion*. New Jersey : John Wiley & Sons, Inc Hoboken, 2005. 296 s. ISBN: 978-0-471-48422-6.
- [11] MALLAT, Stéphane. *A wavelet tour of signal processin*. 2nd ed. Academic Press, 1999. 637 s. ISBN 0-12-466606-9
- [12] RYŠAVÝ, L. *Využití filtračních metod v NMR měřeních : bakalářská práce*. Brno : FEKT VUT, 2009. 62 s .
- [13] *Detektory hran* [online]. 2010 [cit. 2011-05-24]. Wikipedia. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Detektory_hran>.
- [14] KIČINA, P. *Metody pro automatické zaostrování kamery : bakalářská práce*. Brno : FEKT VUT, 2009. 35 s.

Zoznam použitých skratiek

WT	waveletová transformácia, vlnková transformácia (Wavelet Transform)
ASCII	americký štandardný kód pre výmenu informácií (American Standard Code for Information Interchange)
JPEG	štandardná metóda stratovej kompresie (Joint Photographic Experts Group)
TIFF	najuniverzálnejším grafický formát pri práci s grafikou pre kódovanie statických obrázkov (Tagged Image File Format)
RAW	surový (surové dáta), je potrebné ich spracovať, než sa budú dať použiť
RGB	červená, zelená, modrá (red, green, blue)
BMP	rastrový obrazový formát (Bitmap)
MR	magnetická rezonancia (Magnetic Resonance)
RTG	röntgenové žiarenie (radioisotope thermoelectric generator)
CT	výpočtová tomografia (Computed tomography)
B₀	veľkosť vektoru magnetickej indukcie v ose z v T
RF	rádiofrekvenčné
TV	televízne
UZV ZS	ultrazvukové zobrazovacie systémy
uzv	ultrazvukový
TM	time motion
1D	Jednorozmerný (One Dimensional)
2D	Dvojrozmerný (Two Dimensional)
4D	Štvorrozmerný (Four Dimensional)
STFT	krátkodobá Fourierova transformácia (short-time Fourier transform)
CWT	spojitá waveletová transformácia (Continuous Wavelet Transform)
DWT	diskrétna waveletová transformácia (Discrete Wavelet Transform)
DTWT	diskrétna waveletová transformácia s diskretným časom (Discrete Time Wavelet Transform)

HH	matica diagonálnych detailných koeficientov
HL	matica vertikálnych detailných koeficientov
LH	matica horizontálnych detailných koeficientov
LL	matica aproximačných koeficientov
GUI	Graphical User Interface (grafické užívateľské prostredie)
PSNR	Peak Signal to Noise Ratio – špičkový odstup signál/šum
MSE	Mean Squared Error – stredná kvadratická chyba

A. Prvá príloha

Obsah priloženého CD:

- elektronická verzia bakalárskej práce
- zdrojové súbory k aplikácii vytvorenej v MATLABE 7.1