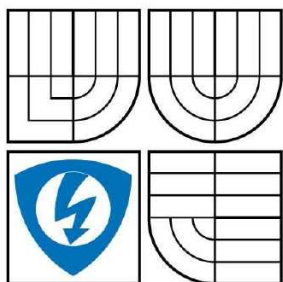


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF TELECOMMUNICATIONS

MODERNÍ METODY ZVÝRAZŇOVÁNÍ STATICKÝCH MR OBRAZŮ

MODERN METHODS OF MR STATIC IMAGE ENHANCEMENT

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

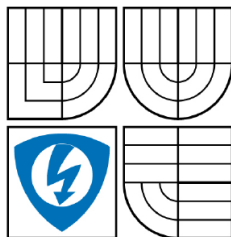
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. LUKÁŠ ZBRANEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Prof. Ing. ZDENĚK SMÉKAL, CSc.

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav telekomunikací

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Telekomunikační a informační technika

Student: Bc. Lukáš Zbranek

ID: 83109

Ročník: 2

Akademický rok: 2008/2009

NÁZEV TÉMATU:

Moderní metody zvýrazňování statických MR obrazů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Tomografické MR zpracování biosignálů patří mezi důležité neinvazivní diagnostické metody. Vstupní zesilovač tomografu vnáší do zpracování aditivní širokopásmový šum, který dosti znehodnocuje diagnostiku daného orgánu. Cílem diplomové práce je navrhnout a implementovat vhodnou metodu pro zvýraznění MR tomografických obrazů a na základě identifikace hran stanovit hrubé dělení sledovaných oblastí. K tomu účelu je možné použít spektrální nebo waveletovou analýzu.

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: 9.2.2009

Termín odevzdání: 26.5.2009

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

prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Abstrakt

Cílem diplomové práce je navrhnout a implementovat vhodnou metodu pro zvýraznění MR tomografických obrazů a na základě identifikace hran stanovit hrubé dělení sledovaných oblastí. K tomu účelu je možné použít například waveletovou analýzu. Pro simulaci použiji prostředí MATLAB v němž uvedu srovnání pro různé typy potlačení šumu a taky pro různé mateřské vlnky. Tyto metody budou implementovány na různé MR obrazy čelistního kloubu.

Klíčová slova

waveletová transformace, potlačení šumu, DICOM, magnetická rezonance, MATLAB, obraz, zvýraznění hran

Abstract

The aim of this masters thesis is design and implement an appropriate method for highlighting MR images and the identification of rough edges to provide for division of controlled areas. To this purpose is possible to use the Wavelet analysis. For the simulation environment I using MATLAB enviroment, where introduce the comparison for different types of de-noising and too for different mother wavelets. These methods will be implemented on various MR images of termoromandibular joint.

Keywords

wavelet transform, de-noising, DICOM, magnetic resonance, MATLAB, image, highlighting edges

ZBRANEK, L. *Moderní metody zvýrazňování statických MR obrazů* . Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 59 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Zdeněk Smékal, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma MODERNÍ METODY ZVÝRAZŇOVÁNÍ STATICKÝCH MR OBRAZŮ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 22.05.2009

.....
podpis

PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych poděkovat prof. Ing. Zdeňku Smékalovi, CSc. za odborné vedení, ochotu a cenné připomínky při řešení této práce.

OBSAH

ÚVOD	9
1 MAGNETICKÁ REZONANCE	10
1.1 PRINCIP MR	10
1.2 TOMOGRAF	13
2 ČELISTNÍ KLOUB	15
2.1 ZÁKLADNÍ ČÁSTI ČELISTNÍHO KLOUBU	16
2.1.1 Kloubní hlavice	16
2.1.2 Kloubní jamka	16
2.1.3 Kloubní pouzdro.....	17
2.1.4 Artikulární disk.....	17
2.1.5 Kloubní vazy.....	17
2.2 POHYBY KLOUBU	17
2.3 PORUCHY ČELISTNÍHO KLOUBU	19
3 DICOM	20
3.1 STRUKTURA DICOM	21
4 WAVELETOVÁ TRANSFORMACE	23
4.1 VLNKOVÉ TRANSFORMACE SPOJITÉHO SIGNÁLU	23
4.2 REALIZACE DTWT POMOCÍ BANKY FILTRŮ	24
4.3 ROZKLAD OBRAZU NA VLNKOVÉ KOEFICIENTY	26
4.4 PŘÍKLADY MATEŘSKÝCH VLNEK.....	27
5 PRINCIP ODSTRANĚNÍ ŠUMU V OBRAZE	29
5.1 PRAHOVÁNÍ	29
5.2 ODSTRANĚNÍ ŠUMU.....	31
5.3 ZVÝRAZNĚNÍ HRAN.....	32
5.3.1 Nesměrové detektory	32
5.3.2 Směrové metody.....	33
5.3.3 Laplaceův operátor	34
6 PRAKTICKÁ REALIZACE V PROSTŘEDÍ MATLAB	36
6.1 ZPRACOVÁNÍ VSTUPNÍHO OBRAZU	36
6.2 GRAFICKÉ ZOBRAZENÍ FUNKCÍ.....	40
6.3 OVLÁDÁNÍ DANÉ APLIKACE	41
7 ZPRACOVÁNÍ MR OBRAZU ČELISTNÍHO KLOUBU	43
7.1 MR OBRAZ PŘI SNÍMÁNÍ ZE STRANY	43
7.2 ZVÝRAZNĚNÍ DETAILŮ V OBRAZE	49
8 ZÁVĚR	51
9 POUŽITÁ LITERATURA	52
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, VELIČIN A SYMBOLŮ	54
SEZNAM PŘÍLOH	55

Seznam obrázků:

Obr. 1.1. Způsob provedení precesního pohybu.	11
Obr. 1.2. Směr magnetického momentu precesujícího protonu.	11
Obr. 1.3. Časový průběh nárůstu magnetizace M_0	12
Obr. 1.4. Časový průběh klesání příčné složky magnetizace M_{xy}	13
Obr. 2.1. Detailní složení čelistního kloubu.	15
Obr. 2.2. Fáze pohybu čelistního kloubu při otevírání úst.	18
Obr. 3.1. Struktura souboru DICOM.	21
Obr. 3.2. Struktura souboru datového elementu.	21
Obr. 3.1. Časově-kmitočtové rozlišení vlnkové transformace, šířka v příslušné souřadnici je označena d_b resp. d_a	23
Obr. 4.1 Volba prahu pomocí histogramu obrazu.	29
Obr. 6.1 Příklad výpisu pomocí funkce dicominfo.	37
Obr. 6.2 Příklad výběru oblasti.	38
Obr. 6.3 Porovnání obrazů po provedení filtrace: a) mediánová, b) Wienerova filtrace.	38
Obr. 6.4 Vzhled grafické aplikace.	41
Obr. 6.5 Část zadávání parametrů pro úpravu obrazu (1-pole pro zadávání oblasti, 2-pole pro zadávání hodnot prahů pro jednotlivé úrovně).	41
Obr. 7.1 Originální obraz MR rezonance.	44
Obr. 7.2 Obrazy po potlačení šumu – vlevo použita vlnka <i>bior3.3</i> , vpravo <i>bior6.8</i>	44
Obr. 7.3 Porovnání použitých metod prahování – vlevo pomocí metody <i>all</i> napravo pomocí metody <i>global</i>	45
Obr. 7.4 Porovnání při různém zvolení prahu – a) 10 %, b) 80 % a c) 40 % ponechaných prahovaných koeficientů.	46
Obr. 7.5 Porovnání při rozdílném počtu dekompozičních úrovní – a) 2 úrovně b) 5 úrovní... ..	47
Obr. 7.6 Použití různých typů mateřských vlnek na potlačení a) <i>db8</i> b) <i>bior6.8</i> c) <i>sym8</i> d) <i>coif5</i>	48
Obr. 7.7 Zvýraznění obrazu pomocí operátorů a) <i>Laplacián4</i> b) <i>Laplacián8</i> c) <i>Sobelovy</i> d) <i>unsharp</i>	49

Úvod

Jednou z nejdůležitějších metod, používaných v dnešní době v lékařství, je určitě magnetická rezonance (dále jen MR). Její výhodou je, že se jedná o metodu neinvazní, což znamená že výsledku lze dosáhnout bez nutnosti ohrožení lidského. S pomocí MR metod je možné získat řezy určité oblasti těla, ty dále zpracovávat a spojovat až třeba k výslednému 3D obrazu požadovaného orgánu. K získání takového obrazu se používá přístroj zvaný tomograf. Jeho vstupní zesilovač nám však do výsledného obrazu vnáší širokopásmový šum, který může znehodnotit podobu sledovaného orgánu.

V diplomové práci bude představena MR metoda, její princip a stručně konstrukce tomografu. Následně bude taky popsán obrazový formát DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine), který je v dnešní době standardizovaným formátem používaným v lékařství. K tomu, abychom mohli z výsledného obrazu šum vzniklý při zpracování MR metodou, použijeme vlnkovou (waveletovou) analýzu. Ta je dnes již moderní metodou využívanou pro odstranění šumu využitím různých druhů mateřských vlnek. Bude zde ukázán s stručně popsán čelistní kloub, důvody vzniku jeho onemocnění a taky různé metody léčby. Dále pak bude uvedena metoda, která nám umožní zvýraznit hrany a tím pádem můžeme lépe vyčíst informace z obrazu.

V poslední části budou tyto teoreticky probrané metody implementovány v prostředí MATLAB a vyzkoušeny v praxi na MR obrazech čelistního kloubu. Je zde provedeno srovnání různých metod a také jsou zhodnoceny dosažené výsledky.

1 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MR, MRI) je zobrazovací technika používaná především ve zdravotnictví k zobrazení vnitřních orgánů lidského těla. S pomocí MRI je možné získat řezy určité oblasti těla, ty dále zpracovávat a spojovat až třeba k výslednému 3D obrazu požadovaného orgánu. Magnetická rezonance využívá silné statické magnetické pole a dále vysokofrekvenční elektromagnetické pole o vysoké frekvenci. Nenesete tedy žádná rizika způsobená zářením. Podstatou barevného odlišení jednotlivých tkání je jejich rozdílné chování při stejném vnějším působení. Jedná se tedy o neinvazivní metodu, při které nedochází k narušení lidského těla.

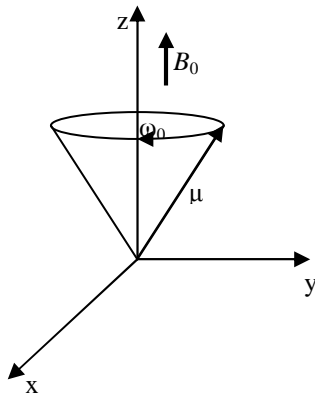
1.1 Princip magnetické rezonance

Jev magnetické rezonance vychází z interakce atomů, které mají magnetický moment s vnějším magnetickým polem. Jádra těchto atomů mohou být ve dvou stavech: vysokoenergetický (orientovány proti vnějšímu magnetickému poli) anebo nízkoenergetickému (orientovány po směru vnějšího magnetického pole). Přechod z nízkoenergetického stavu do vysokoenergetického stavu je doprovázen absorpcí, při opačném přechodu je naopak energie vyzářena. Frekvence energie emitované excitovanými jádry je přímo úměrná intenzitě vnějšího magnetického pole. Přesný vztah mezi rezonační frekvencí a vnějším magnetickým polem je závislý na typu rezonujícího jádra. Dále je pak rezonační frekvence modulována malými "stínícími" efekty elektronů obíhajících kolem jader (elektron je nositelem elektrického náboje, a protože se pohybuje, vytváří kolem sebe magnetické pole, které moduluje vnější magnetické pole) [10].

Jelikož lidské tělo je složeno především z vodíku, má právě tento prvek velký význam pro použití při MR. Za normálních okolností (bez působení vnějšího magnetického pole) je orientace rotačních os jednotlivých protonů vodíku zcela náhodná. Navenek tak tkáň jako celek nevykazuje žádné magnetické vlastnosti. Po vystavení silnému vnějšímu magnetickému poli dojde ke dvěma zásadním změnám:

- dojde ke srovnání magnetických momentů (os rotace) s vnějším magnetickým polem. Proton se pak nachází v jednom ze dvou energetických (kvantových) stavů. Vektor jeho magnetického momentu může být orientován "paralelně", tj. ve shodě se směrem vnějšího magnetického pole (energeticky méně náročný stav), nebo "antiparalelně", tj. protichůdně k tomuto směru (energeticky náročnější stav). Výsledný vektor tkáňové magnetizace M_0 je orientován stejně jako vnější magnetické pole a přispívá tak k jeho nepatrnému zesílení [5].

- protony začnou vykonávat navíc tzv. precesní pohyb, který si lze představit jako pohyb po plášti pomyslného kužele. (Obr. 1.1)



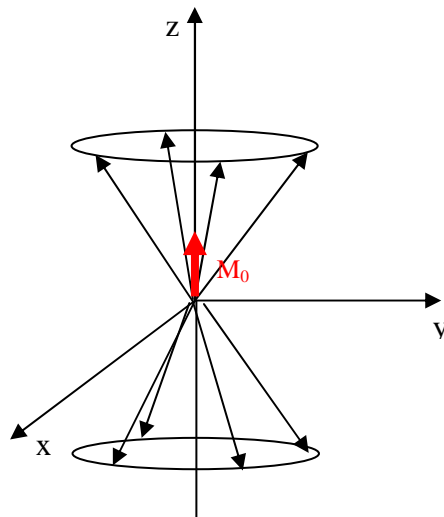
Obr. 1.1. Způsob provedení precesního pohybu.

Frekvence tohoto precesního pohybu (bývá též nazývána jako rezonanční nebo Larmorova) je závislá na intenzitě působícího magnetického pole a taky na typu jádra. Ten se vyjadřuje gyromagnetickým poměrem.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0 \quad [Hz] \quad (1.1)$$

kde γ je gyromagnetická konstanta [$Hz \cdot T^{-1}$] (pro vodík je $\gamma = 42.58$ MHz při $B_0 = 1T$). Takže např. pro $B_0 = 1,5T$ budou mít vodíková jádra frekvenci precesního pohybu $f_0 =$ cca 64MHz [5].

Směr magnetického momentu každého jednotlivého precesujícího protonu se v čase mění a precesující protony se pohybují v různých fázích (jsou nakloněny v daném čase různým směrem), jak je vidět na obr 1.2 [5].



Obr. 1.2. Směr magnetického momentu precesujícího protonu.

Jak lze vyčíst z obrázku (obr.1.2) vektor výsledné magnetizace M_0 má tedy směr totožný se směrem vnějšího magnetického pole B_0 . Abychom mohli velikost vektoru M_0 změřit, snažíme se dosáhnout jeho vychýlení ze směru osy z do roviny xy, v které je umístěn

detektor-přijímací cívka. Toho lze dosáhnout dodáním energie elektromagnetickými impulsy, označovanými také jako radiofrekvenční impulsy (RF impulsy). Aby došlo k předání energie elektromagnetického impulsu precedujícímu protonu, musí být Larmorova frekvence (úhlová frekvence precedujícího protonu) a frekvence elektromagnetického impulsu stejná. Precedující protony tak s elektromagnetickým impulsem na dané frekvenci rezonují (odtud název "magnetická rezonance").

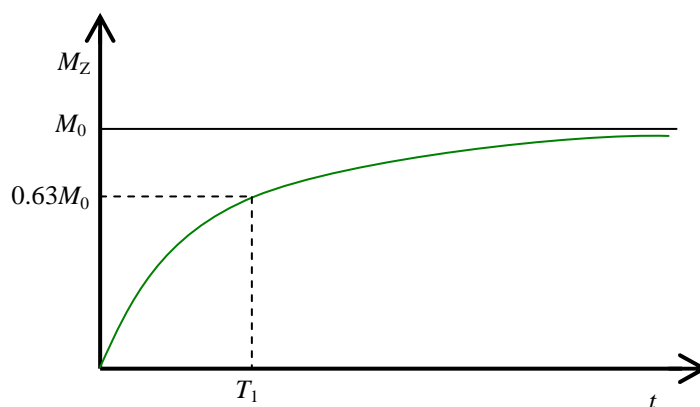
Tento přísun energie se projevuje dvojitým způsobem:

- více protonů nyní může být orientováno antiparalelně (větší energetická náročnost), tím dojde k narušení rovnováhy ustavené v tkáňovém objemu vnějším magnetickým polem. Dochází tak ke změně velikosti podélné složky (ve směru osy z) tkáňové magnetizace M_0 .

- elektromagnetický impuls vytvoří vnější magnetické pole B_1 , které sjednotí fázi všech preferujících protonů => vznik příčné složky vektoru magnetizace.

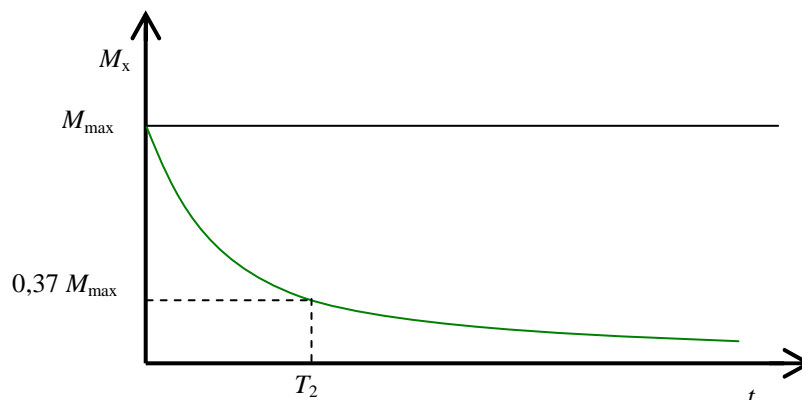
Oba tyto děje probíhají souběžně. Abychom si mohli ukázat působení v čase použijeme souřadného systému, jehož osa z se shoduje s původní a osy x' a y' rotují s Larmorovou frekvencí kolem osy z. Pohyb vektoru se pak jeví jako "sklápění" do roviny xy, úhel sklopení závisí na velikosti RF impulsu a době jeho trvání.

Po dodání energie RF impulsem (vektor M se sklopí právě o 90°) rotuje vektor magnetizace M v rovině xy s Larmorovou frekvencí f_0 . Umístíme-li do roviny xy přijímací cívku, bude se v ní indukovat napětí. Takto získaný signál se označuje zkratkou FID a má tvar harmonického průběhu s exponenciálně klesající amplitudou. Jestliže přestane elektromagnetický impuls působit, dojde k tzv. relaxaci. Dochází pak k navrácení z excitovaného do původního rovnovážného stavu. Výsledný vektor magnetizace zpětně nabývá svou velikost ve směru osy z (spin-mřížková relaxace). Průběh nárůstu v čase je zobrazen na obr.1.3. T_1 zde udává čas za který dojde k obnovení velikosti M_z na požadovaný poměr M_1 (63%) [10].



Obr. 1.3. Časový průběh nárůstu magnetizace M_0 .

Rovněž přestane působit synchronizační efekt elmag. pulsu. Vlivem magnetických polí jednotlivých částic, které způsobují drobné lokální nehomogenité mag. pole, budou jednotlivé protony precedovat s nepatrně rozdílnými frekvencemi a dojde tak k postupné ztrátě fázové jednotnosti precedujících protonů (spin-spinová relaxace) a tím také k zániku příčné složky vektoru magnetizace M_{xy} . T_2 udává čas, za který dojde k poklesu velikosti M_{xy} na 37% svého maxima. (obr 1.4).



Obr. 1.4. Časový průběh klesání příčné složky magnetizace M_{xy} .

Pro zobrazení obrazu rezonančního signálu vzniklo mnoho návrhů. Některé zahrnují 2D nebo 3D rekonstrukci z projektu, jiné vytváří obraz bod po bodu nebo řádek po řádku. V dnešní době jsou ale nejvíce obrazy vytvářeny pomocí dvojrozměrné Fourierovy transformace (2DFT) technikou “slice selection” nebo 3DFT. Princip je založen na energii, která se uvolňuje při relaxaci jader. Tato energie se snímá přijímací cívkou, za kterou následuje vstupní předzesilovač. Hrubá data pak nesou informace o časové oblasti, ty jsou pak převedena do oblasti prostorových frekvencí (k–prostor). Pak je pomocí vícerozměrné Fourierovy transformace převedena do podoby obrazu. Během tohoto procesu jsou ale data znehodnocována vstupním předzesilovačem (zdroj širokopásmového šumu), A/D převodníkem (kvantování šum) nebo taky artefakty vzniklými při pohybu pacienta při snímání [10].

1.2 Tomograf

Tomograf se skládá ze čtyř hlavních částí:

- hlavní magnet (může být permanentní, rezistivní, supravodivý)
- gradientní systém
- radiofrekvenční systém (přijímač, vysílač)
- radiofrekvenční stínění

Hlavní magnet může být permanentní, supravodivý, rezistivní, musí být velice stabilní a homogenní. V současnosti se používá nejčastěji supravodivý magnet, který může vytvářet pole s velkou intenzitou, stabilitou a má vysokou homogenitu. Magnet je tvořen slitinou niobu a titanu, která je ochlazována na teplotu několika Kelvinů, při které dochází k supravodivosti.

Hlavními požadavky na gradientní systém

- linearita gradientu
- velikost gradientu ($\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}$)
- doba nárustu t_R a maximální rychlost změny ($\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{ms}^{-1}$)
- stabilita

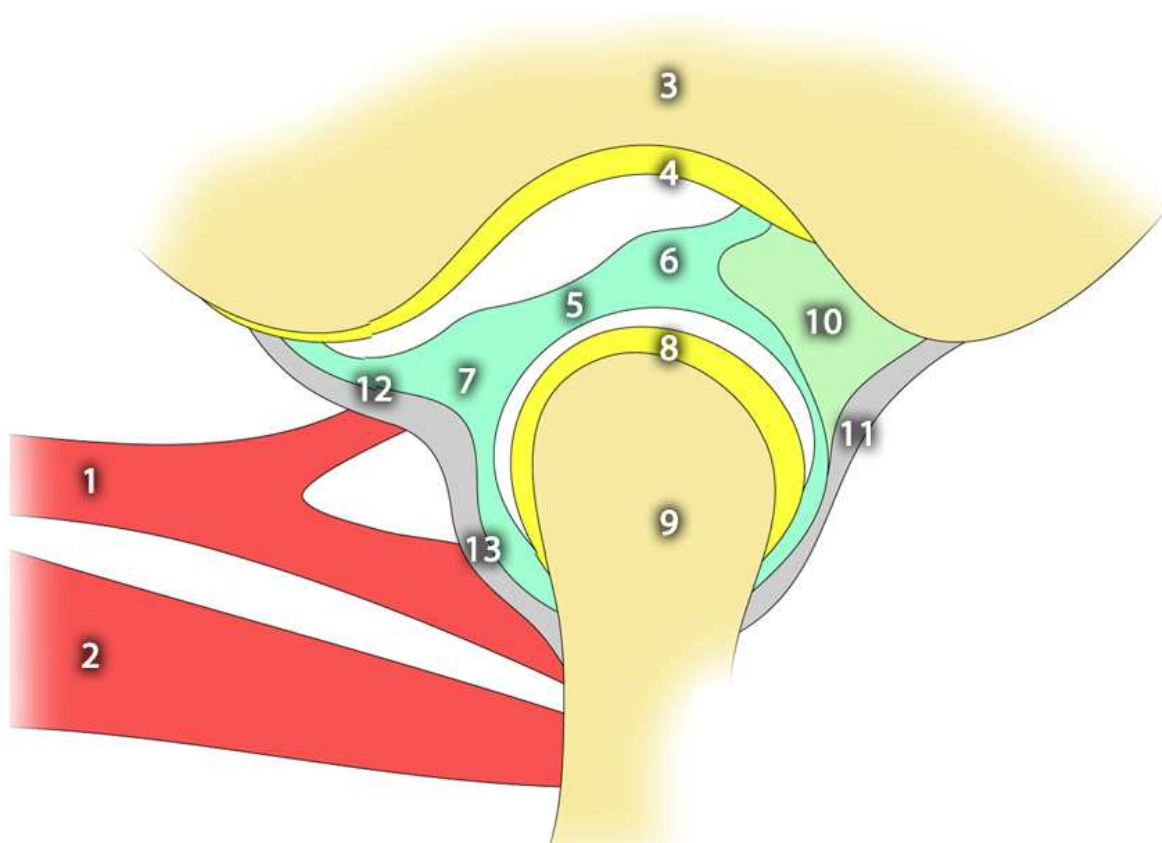
Radiofrekvenční systém se skládá z přijímače a vysílače. Úkolem vysílače je generace vhodného tvaru, energie a sledu RF, přijímač přijímá FID signál. Hlavním požadavkem na vysílací anténu je co největší účinnost převodu výkonu RF signálu na pole B_1 , přijímací anténa pak musí splňovat co největší účinnost převodu pole M na RF signál $S(t)$. Tyto antény jsou tvořeny cívkami, kterých je několik druhů:

- celotělové cívky (s lineární polarizací)
- povrchové cívky
- tělové cívky

Poslední částí, ze které se tomograf skládá je radiofrekvenční stínění. Důvodem použití je, že vzniká RF šum v režimu příjmu (zdrojem může být rádiové a TV vysílače, elektronická zařízení) a vysílání (velký výkon RF). Realizace tohoto stínění se provádí použitím stínícího krytu se stínícím faktorem větším než 100dB (např. homogenní Cu fólie tloušťky 0,5mm) [5].

2 Čelistní kloub

Čelistní nebo-li taky temporomandibulární kloub sice patří k těm menším kloubům v lidském těle, zato je však jeden z nejvytíženějších a nejpoužívanějších. Spojuje dolní čelist s lebkou a umožňuje celou řadu pohybů (dopředu, dozadu, otevírání a zavírání čelisti, pohyb do stran), tudíž se podílí na příjmu potravy či mluvení. Výjimečnost tohoto kloubu potvrzuje i fakt, že jako jediný kloub v těle vykonává dva pohyby – rotační a translační. V lidském těle se nachází dva tyto klouby, jeden na pravé a druhý na levé straně spodní čelisti. Název kloubu je odvozen od dvou kostí, které ho tvoří - temporální kost, která je součástí lebky a dolní čelistní kostí nazývanou mandibulární (z angl. mandible). Kloubní povrchy jsou pokryty chrupavkou, mezi těmito kostmi se nachází vazivový disk, který slouží k přenášení žvýkacího tlaku. Spodní část disku zajišťuje rotační pohyb (otevírání a zavírání úst), vrchní část pak pohyb translační.



Obr. 2.1. Detailní složení čelistního kloubu.

Vysvětlení jednotlivých částí:

- 1 – šlacha '*lateral pterygoid*' (vrchní část)
- 2 – šlacha '*lateral pterygoid*' (spodní část)
- 3 – kloubní jamka

- 4 – artikulární chrupavka
- 5 – disk (střední oblast)
- 6 – disk (zadní část)
- 7 – disk (přední část)
- 8 – artikulární chrupavka
- 9 – čelistní kloubní hrbol
- 10 – bilaminární oblast
- 11 – zadní část pouzdra
- 12 – přední část pouzdra (vrchní vazba)
- 13 – přední část pouzdra (spodní vazba)

Obvykle se však uvádí následujících šest hlavních částí:

- kloubní hrbolek
- artikulární povrch temporální kosti
- pouzdro
- artikulární disk
- vazy
- svaly

2.1 Základní části čelistního kloubu

2.1.1 Kloubní hlavice

Kloubní hlavice (*caput mandibulae*) je tvaru protáhlého elipsoidu vzpřímeného horizontálně a zešíkmeného vůči frontální rovině tak, že podélné osy obou hlavic se kříží za mandibulou v úhlu 150 – 160 stupňů. Příčný neboli transversální rozměr této hlavice je zhruba 2 cm. Zadní okraj pak přechází v *collum mandibulae* a vpředu je pod okrajem kloubní plochy vyhloubená *fovea pterygoidea*, do které je upnut šlachou '*lateral pterygoid*'. [1]

2.1.2 Kloubní jamka

Kloubní jamka je vpředu doplněna hrbolkem, který je součástí kloubní plochy. Vzadu je pak ohraničena individuálně různě vyvinutým hrbolkem. Příčná osa jamky je skloněna stejně jako osa hlavice.

2.1.3 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro se skládá ze 2 hlavních částí: přední části (vrchní a spodní vazba) a zadní části. K pouzdru je pak svým obvodem připojen nitrokloubní artikulární disk, pouzdro nad diskem je relativně volnější než pod diskem.

2.1.4 Artikulární disk

Artikulární disk je z vazivové chrupavky, sedlovitě prohnutý. Uprostřed je více užší než na celém obvodu a postranními pruhy je pevně připojen k úsekům pouzdra, tudíž se pohybuje spolu s hlavicí. Zepředu se do disku upíná prostřednictvím své šlachy '*lateral pterygoid*'. V celé struktuře disku se uplatňují zejména pruhy vaziva a vazivové chrupavky. Zezadu zasahuje do disku cévní pleteň, která dělí zadní část na horní a dolní lamelu. Horní lamela je z elastického vaziva a je připevněna k zadnímu okraji kloubní jamky. Dolní lamela je naopak z neelastického vaziva a připojena na zadní stranu *caput mandibulae*. Zadní úsek disku bývá proto označován jako bilaminární zóna. Na vrcholu zakřivení disku je příčný pruh a dále vpředu je další příčný pruh. Mezi těmito pruhy je ztenčená střední zóna. Oba pruhy fixují disk k dolním částem pouzdra.[1]

2.1.5 Kloubní vazy

Kloubní vazy zpevňují pouzdro čelistního kloubu. Mezi hlavní vazy patří:

- *ligamentum laterale* – na vnější straně kloub, jde od spánkové kosti šikmo zpředu shora dolů dozadu ke krčku mandibuly, přiléhá ke kloubnímu pouzdru
- *ligamentum mediale* – označení pro zesílení pouzdra na vnitřní straně kloubu
- *ligamentum sphenomandibulare* – jde od spina ossis na lingulu mandibuly, šikmo shora ze zadu dolů a dopředu, je odděleno od kloubního pouzdra
- *ligamentum stylomandibulare* – doplňuje kloubní vazy, jedná se o vazivový pruh
- *raphe pterygomandibularis* – útvar mimo kloub, který omezuje rozsahy pohybů čelistního kloubu, je to šlašitý pruh, tvoří rozhraní tváře a sval stěny hltanu

2.2 Pohyby kloubu

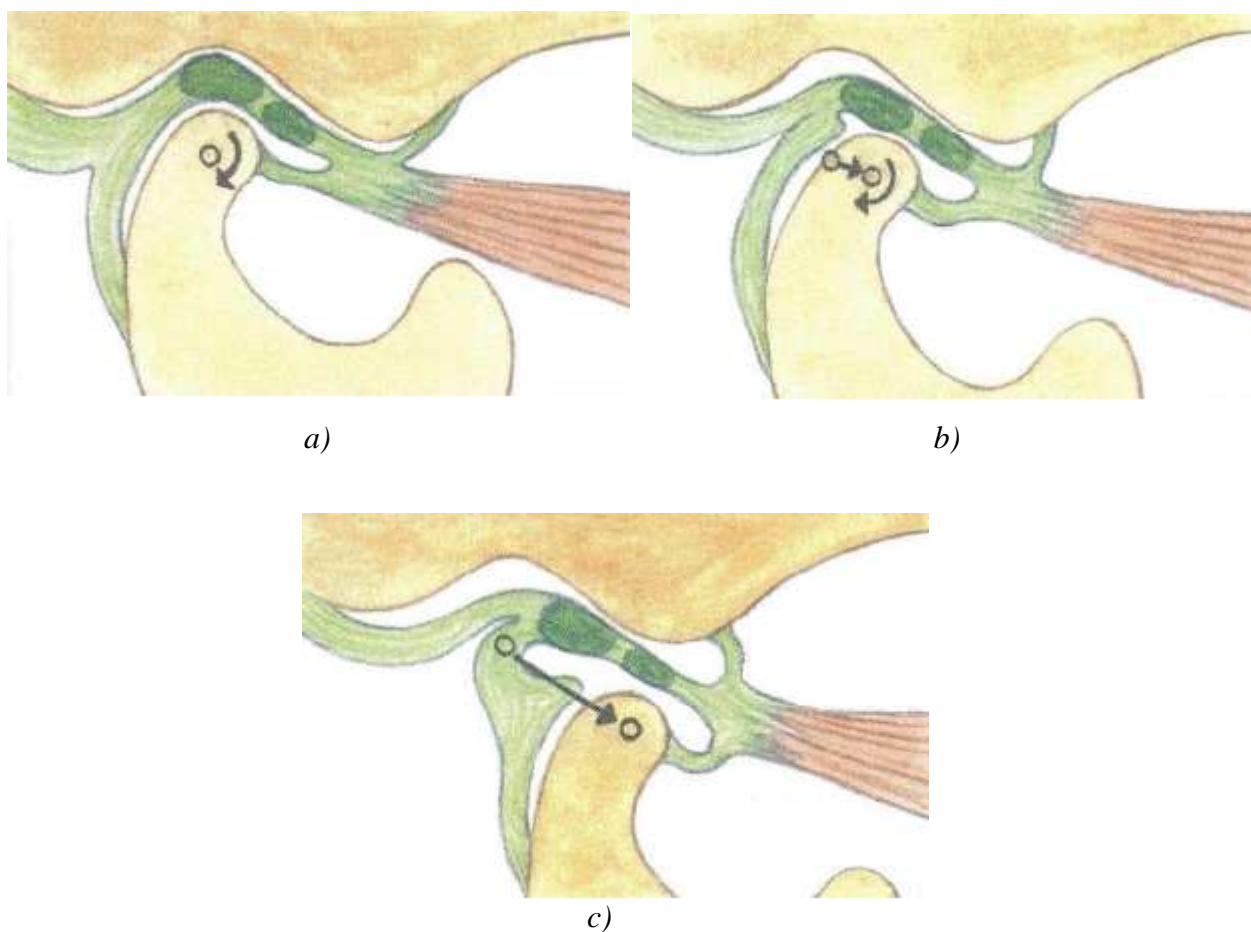
Elevace mandibuly – zavírání úst, přibližování dolní čelisti k horní, kloubní hlavice se během elevace posunují vzad a nahoru a končí pohybem v základní poloze mandibuly

Deprese mandibuly – otevírání úst, opak elevace

Protrakce mandibuly – posunutí dopředu

Retrakce mandibuly – posunutí dozadu

Pohyby ke stranám jsou pak kombinací protrakce jedné strany a rotace druhé strany. Jde o rotaci mandibuly, kdy hlavice s diskem jedné strany sklouzávají dopředu, zatímco hlavice druhé strany se otáčí kolem svislé osy, která probíhá těsně za hlavicí. V klidovém postavení kloubu jsou dolní zuby lehce oddáleny od zubů horních. Mandibulární deprese je vždy spojena s posunem disku a hlavice směrem dopředu. Při všech pohybech čelistního kloubu se pohybují klouby obou stran současně, jde o tzv. bikondylární uspořádání kloubů. Bylo také prokázáno, že při pohybech jsou vždy zapojeny všechny svaly při kombinaci jejich kontrakcí a relaxací [1].



Obr. 2.2. Fáze pohybu čelistního kloubu při otvírání úst.

Při otevření úst hlavice mandibuly nejprve rotuje kolem horizontální osy, hlavice se otáčí v jamce (obr.2.2 a). K otáčení hlavice se pak začne přidávat i její posun směrem dopředu (obr.2.2 b). Nakonec dojde k maximálnímu posunu, pohyb disku je zastaven napětím jeho zadní části (obr.2.2 c). Při elevaci dochází k zpátečnímu posunu nejdříve disku, poté až hlavice [6].

2.3 Poruchy čelistního kloubu

Poruchy či onemocnění čelistního kloubu je celá řada. Jde o souhrnný název pro akutní nebo chronický zánět. Poruchy a následující dysfunkce může vést k značné bolesti a poškození kloubu. Vzhledem k tomu, že problematika zasahuje do několika zdravotních odvětví (zejména stomatologie, neurologie, psychologie), existuje různé způsoby léčby.[16]

Příčin onemocnění je dnes velké množství, většinou se ale uznává tzv. multifaktoriální teorie – na vzniku se podílí více faktorů než-li jeden.

Nejčastější příčiny:

- trauma kloubu (zlomenina čelisti, zhmoždění)
- přetěžování (skřípání zubů, zatínání)
- anatomické faktory (změna tvaru hlavice, jamky)
- ortodontické poruchy (postavení zubů, čelisti)
- chybějící zuby, nevyhovující protetické náhrady
- stres
- onemocnění krční páteře, šíjových svalů

Onemocnění se pak v zásadě projevuje třemi symptomy:

- bolest – vzniká jednak v kloubu, tak i v jeho okolí, zejména je to pak bolest hlavy, ucha, zubů či krku
- zvuky – praskání nebo skřípání
- změny otevírání úst – otevření úst pod 3,5cm nebo nadměrné otevření

Mezi další příznaky a projevy, které se můžou projevovat patří:

- otok na straně obličeje
- bolest v oční oblasti
- bolesti zad, šíje
- bolest v uchu, zvonění v uchu
- mravenčení v prstech a rukou
- nespavost
- poruchy vidění
- závratě

3 DICOM

S rostoucím používáním počítačů v klinických aplikacích v sedmdesátých letech se americké organizace American College of Radiology (ACR) a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) dohodly, že tato situace vyžaduje zavedení standardu, který by byl jednotný pro všechna zobrazovací zařízení od různých výrobců, jelikož každé podporovalo jiný grafický formát. Proto ACR a NEMA založily společný výbor, který měl za úkol vytvořit standard který splňoval následující podmínky:

- podporu komunikace digitální obrazové informace bez ohledu na výrobce
- usnadnit rozvoj a rozšíření obrazového archivačního komunikačního systému ke vzájemné komunikaci mezi nemocničními zařízeními
- umožnění vytvoření diagnostické informační datové databáze k použití po celém světě

Prvním standardem, který vznikl, nesl označení 1.0 pocházel z roku 1985. Rok nato se dočkal svého rozšíření a to standardu verze 2.0. Tyto standardy specifikovaly hardwarové nástroje a taky softwarové příkazy pro práci s nimi a ucelenou sadu datových formátů [14].

V dnešní době se používá DICOM. Tento standard již obsahuje řadu významných vylepšení předchozích verzí ACR—NEMA

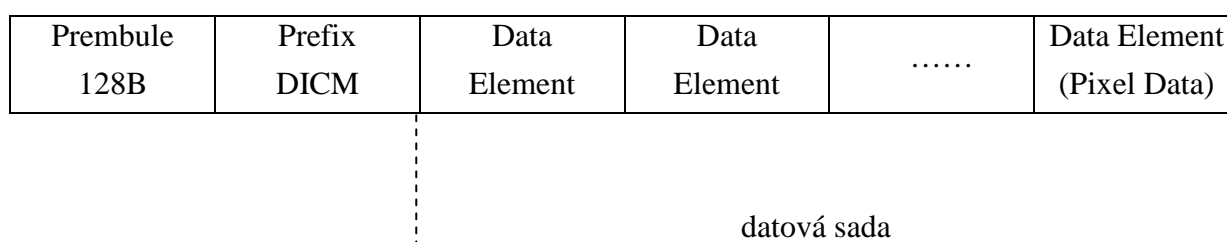
- je použitelný na síťovém prostředí, podporuje aplikace v síťovém prostředí založené na komunikačním protokolu TCP/IP
- je použitelný pro off-line prostředí. DICOM podporuje off-line operace pomocí např. CD a logický souborový systém jako je např. ISO 9660 a PC souborový systém (FAT16)
- určuje jak budou data vyměňována, prostřednictvím Service Classes specifikuje sémantiku příkazů a souvisejících údajů
- specifikuje úroveň shody
- je koncipován jako vícesložkový dokument. To usnadňuje jeho vývoj a přidávání nových funkcí
- obsahuje informace nejen o obrazu a grafice ale také o událostech tisku apod..

DICOM standard je neustále se vyvíjející standard a je udržován v souladu s DICOM Standards Committee (organizace pro správu DICOM). Její členové připravují návrhy na vylepšení podle informací od uživatelů standardu. Tyto návrhy jsou pak zařazeny do budoucího vydání tohoto standardu [13].

3.1 Struktura DICOM

Pro pochopení struktury DICOM souboru je potřeba znát několik základních pojmů:

- entita – představitel objektu reálného světa
- aplikační entita – aplikace pro práci s DICOM
- definice informačního objektu (IOD) - objektově založený model popisující vlastnosti objektu reálného světa např. MRI snímek
- modalita – typ zobrazovacího zařízení



Obr. 3.1. Struktura souboru DICOM.

Samotná struktura DICOM souboru je ukázána na obr.2.1. Jak lze vidět soubor můžeme rozdělit na 3 základní oblasti: preamble, prefix a datovou sadu, která se skládá z datových elementů. Preamble obsahuje prvních 128B souborů obvykle bývá tvořena samými nulami. Prefix je tvořen čtyřmi znaky DICOM, které definují že se jedná o DICOM soubor. Zbytek souboru tvoří datové elementy které obsahují různé informace (jméno pacienta, bitová hloubka, šířka obrazu). Nejvýznamnějším datovým elementem je element Pixel Data – ten obsahuje obrazová data a je na posledním místě datové sady. Na obr. 2.2 je zobrazeno složení datového elementu [13].

Záhlaví (Tag)	Vyjádření hodnot (VR)	Délka řetězce (Value Length)	Hodnota pole (Value Field)
--------------------------	----------------------------------	---	---------------------------------------

Obr. 3.2. Struktura souboru datového elementu.

Datový element se skládá z několika polí. Tři pole jsou společná pro všechny : pole Tag, Value Length a Value Field. Čtvrté pole VR je obsaženo pouze ve dvou datových elementech které jsou definované v [13].

Pole Tag je tvořeno dvojicí 16-ti bitových nezáporných hodnot, které bývají vyjádřeny jako dvě čtveřice hexadecimálních čísel. První čtveřice identifikuje skupinu elementu (group number) a druhá konkrétní element ve skupině (element number). Skupina sdružuje elementy stejného typu např. informacemi o pacientovi. Sudá čísla skupiny mají standardní elementy (ty které jsou definované v DICOM standardu) a lichá čísla skupiny pak soukromé elementy. Jednotlivé elementy jsou seřazeny vzestupně, nejprve podle čísla skupiny a posléze čísla elementu. Významnou skupinou je skupina 0002, jejíž elementy nesou informace o formátování celého souboru. Element Pixel Data má tag (7FE0, 0010).

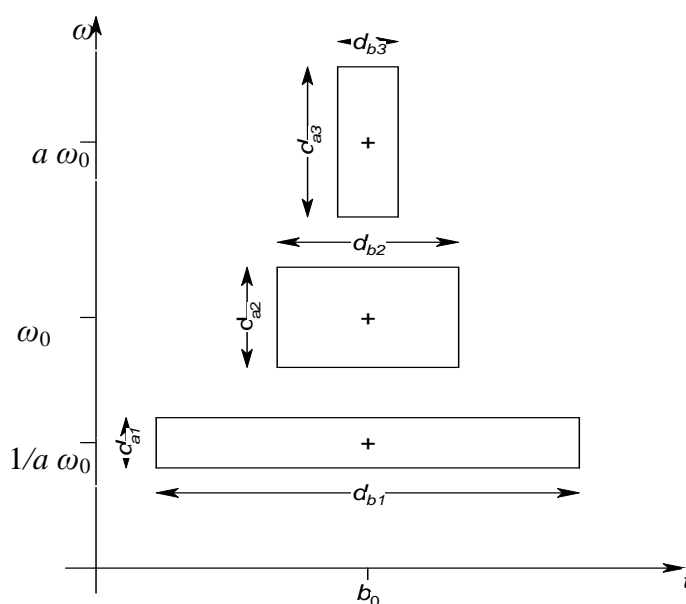
Pro obrazová data se používají datové reprezentace typu Other Byte (8-mi bitové hodnoty) nebo Other Word (16-ti bitové hodnoty). Délka dat elementu vyjadřuje velikost pole hodnota v bajtech, které by měla být sudá (když není doplní se doplňkový bajt).

Strukturu souboru výraznou měrou ovlivňuje řazení bajtů, tzv. endianita, která se uplatňuje zejména u vícebajtových hodnot. Rozlišujeme dva druhy endianu - malý a velký. U malého endianu je do souboru zapsán nejprve nejméně významný bajt (LSB), následují další bajty a nakonec nejvíce významný bajt (MSB). U velkého enciánu probíhá zápis opačně. Pro DICOM se používá malý endian [15].

Jak již jsem zmínil výše, obrazová data jsou uložena v elementu Pixel Data. Tyto data mohou být uložena ve dvou základních formátech : nativním a zapouzdřeném. Nativní formát ukládá data v nekomprimované podobě. Bajty pak představují hodnoty jasu nebo barevných složek pixelů. V zapouzdřeném formátu jsou data komprimována pomocí metody specifikované přenosovou syntaxí. Komprimační metody mohou být např. JPEG kódování nebo kódování RLE. Tyto metody nejsou definovány v DICOM standardu.. V jednom souboru DICOM může být uloženo i více snímků – Multiframe [14].

4 Vlnková (waveletová) transformace

Hlavní myšlenkou waveletové transformace je vhodnou změnou šířky "okna a posunu" v čase a jeho tvarem dosáhnout optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a kmitočtu. Na obr.3.1. jsou ukázány tvary oken pro nízké a vysoké frekvence. Pro nízké frekvence je "okno" širší, pro vysoké užší. Toto "okno" se nazývá mateřská vlnka ψ (*mother wavelet*). Pomocí parametru s , který se jmenuje měřítko, je možné měnit její šířku (dilatace), parametrem τ zvaným poloha, se mění umístění vlnky na časové ose (translace).



Obr. 3.1. Časově-kmitočtové rozlišení vlnkové transformace, šířka v příslušné souřadnici je označena d_b resp. d_a

Parametr pozice tedy určuje relativní posunutí vlnky a signálu, zatímco měřítko ovlivňuje vlastnosti vlnky. Vysoká měřítka odpovídají nízkým frekvencím a naopak nízká měřítka korespondují s frekvencemi vysokými. Díky těmto vlastnostem je vhodná pro zpracování nestacionárních a rychle se měnících signálů [18].

4.1 Vlnkové transformace spojitého signálu

Vlnková transformace se spojitým časem (WT – Wavelet Transform) má v současné signálu $x(t)$ je definována jako:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (3.1)$$

Jedná se o časově-měřítkový rozklad, který můžeme interpretovat jako korelaci signálu $x(t)$ s vlnkami odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$. Pro funkce $\psi(t)$ se vžil název vlnky s ohledem na jejich tvary. Symbol $*$ značí komplexně sdruženou funkci, protože obecně mohou být vlnky komplexní. Výsledná funkce $y(a,b)$, stejně jako jednotlivé vlnky $\psi_{a,b}(t)$, je popsána dvěma (spojitě proměnnými) parametry: časovým posunutím b a dilatací a , která určuje frekvenční spektrum příslušné vlnky. Konstanta $a^{-1/2}$ normalizuje energii jednotlivých vlnek.

Zvláštním případem transformace signálu se spojitým časem je **diskrétní vlnková transformace (DWT)** s parametry $a = a_0^m$ a $b = a_0^m kT$, kde $a_0 > 1$, $T > 0$ a m, k jsou celočíselné. Nejčastější je **dyadická DWT** pro $a = 2^m$, $b = 2^m kT$, $m > 0$. Koeficienty dyadické DWT jsou [13]:

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*(2^{-m} t - kT) dt \quad (3.2)$$

Index m reprezentuje kmitočtové měřítko, index k časové měřítko. Konstanta T (která závisí na šířce pásma B mateřské vlnky, když $T = 1/(2B)$) určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m .

Po zavedení substituce:

$$\tau = t - 2^m kT, d\tau = dt, \quad (3.3)$$

můžeme rovnici (2.2) přepsat do podoby

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau + 2^m kT) \psi^*(2^{-m} \tau) d\tau = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \psi^*(2^{-m} \tau - 2^m kT) d\tau, \quad (3.4)$$

Dyadická DWT pak může být vyjádřena jako

$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h_m(2^m kT - \tau) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} h_m(\tau) x(2^m kT - \tau) d\tau. \quad (3.5)$$

4.2 Realizace DTWT pomocí banky filtrů

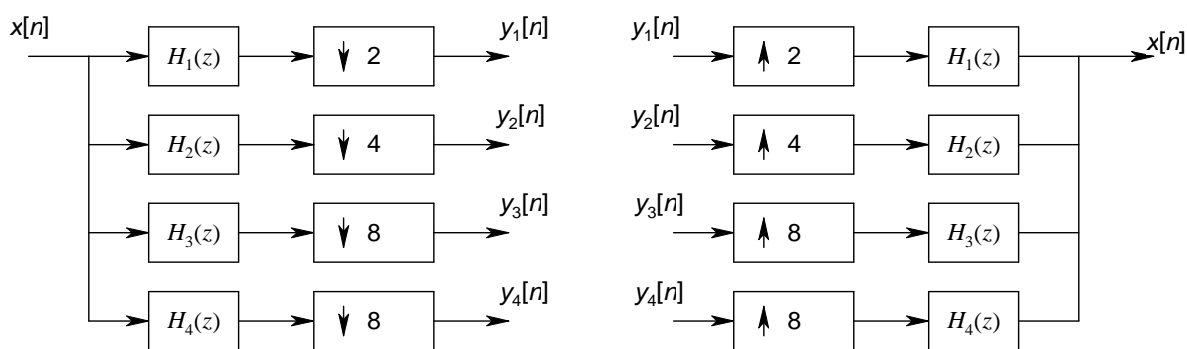
Dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT) $y_m[n]$ diskretního signálu $x[n]$ je definována analogicky k (2.3) diskretní konvolucí

$$y_m[n] = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x[i] h_m[2^m n - i] = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m[i] x[2^m n - i]. \quad (3.6)$$

DTWT lze pak realizovat kvadraturní banky zrcadlových filtrů. Rozkladová část se skládá FIR filtrů typu horní a dolní propust. Impulsní charakteristiku $h[n]$ a $g[n]$ získáme z waveletové funkce pomocí vztahů

$$\begin{aligned} h[m - 2^{-k} n] &= \psi^*[2^{-k} n - m], \\ g[2^{-k} n - m] &= \psi[2^{-k} n - m]. \end{aligned} \quad (3.7)$$

kde m, k jsou parametry DTWT. Horní propust je pak přímo tvořena vzhledem k vlnkové funkci. Rekonstrukční banka pak používá stejný typ vlnkové funkce jako rozkladová tj. mateřské vlnky mají stejný tvar. Pokud jsme výstupní signály analyzující banky filtrů nijak neupravovali, dostaneme po rekonstrukci signál, který je shodný se signálem vstupním [15].



Obr. 3.2 Příklad třístupňové transformace DTWT.

Pokud vstupní signál podrobíme filtraci dolní a horní propusti v rozkladové části a výstup z obou filtrů podvzorkujeme činitelem 2, na výstupu DP pak získáme aproximační koeficienty 1. úrovně a na výstupu horní propusti detailní koeficienty. Tímto získáme jednu úroveň dekompozice signálu. Postup pak můžeme opakovat, přičemž pro další úroveň získáme poloviční počet koeficientů oproti předchozí úrovni. Tímto postupem lze získat několik sad detailních koeficientů a jednu sadu aproximačních koeficientů. Počet kroků je omezen pouze délkou vstupního signálu. Tento postup se nazývá *mnohaměřítková analýza*. Postup rekonstrukce je obráceným k rozkladu. Obě sady koeficientů nadvzorkujeme s činitelem 2, pak aproximační koeficienty přivedeme na vstup rekonstrukčního filtru dolní propust a detailní koeficienty na vstup rekonstrukčního filtru horní propust. Výstupní signály pak sečteme a výsledek se stává detailními koeficienty nižší úrovně [18].

Mnohaměřítková analýza se používá zejména k potlačení šumu v signálu nebo při kompresi signálu. Lze ji taky použít pro dvourozměrnou waveletovou transformaci. Postup pro získání koeficientu z 2D signálu (obrazu) je uveden v kapitole 3.3.

4.3 Rozklad obrazu na vlnkové koeficienty

Pro názornou ukázkou použijí matici obrazových dat o rozměrech 64 x 64 pixelů. Označíme si ji jako matici \mathbf{M} . Nejdříve provedeme transformaci řádkově orientovanou. Načteme první řádek matice \mathbf{M} , označíme si jej \mathbf{r}_1 a provedeme u něj konvoluci s filtrem dolní propust L_0D . Výsledek podvzorkujeme faktorem 2 tím získáme poloviční počet vzorků tj.32. Konvoluce je proces při kterém vycházíme ze vztahu (3.8)

$$w[k] = \sum_j u[j]v[k-j]. \quad (3.8)$$

Jak vyplývá ze vztahu, největší problém vzniká při zpracování okrajů – tam kde se vektor filtru a vektor dat určených ke konvoluci vzájemně nepřekrývají vychází výsledný vektor nulový. Tento problém lze vyřešit tzv. periodickým rozšířením. Oblast před i za \mathbf{r}_1 rozšíříme o polovinu délky filtru a na začátek oblasti zkopírujeme data z konce vektoru a na konec zase data ze začátku. Tím zajistíme periodický charakter dat [9].

Nyní již můžeme provést samotnou konvoluci. Suma uvedená ve vzorci (3.8) se nemusí počítat pro všechna j postačí jen v rozsahu $k+1-d$ (kde d je délka filtru) nejméně však 0 a horní hranice je definována $k+1$ maximálně však e (délka vektoru po rozšíření). Konvoluce se pak provádí pro všechna k od 0 do $d+e-1$. Vzorec 3.8 pak můžeme přepsat

$$w[k] = \sum_{\substack{\text{horní hranice} \\ \text{spodní hranice}}} u[j]v[k-j], \quad \text{kde } k = 0, \dots, d+e-1. \quad (3.9)$$

Díky rozšíření výsledný vzorek obsahuje nadbytečné informace. Ty se dají odstranit ořezáním – vypustíme $d-1$ prvků na straně každého vektoru. Výsledkem je tedy stejně dlouhý vektor jako \mathbf{r}_1 . Stejný proces provedeme pro filtr horní propusti. Po zpracování všech řádků pak dostaneme dvě matice \mathbf{R}_L a \mathbf{R}_H rozměrech 32 sloupců x 64 řádků.

Nyní provedeme sloupcovou transformaci. Použijeme první řádek z matice \mathbf{R}_L , provedeme decimaci a konvoluci pro filtr dolní a horní propusti a výsledky uložíme do matice \mathbf{C}_A a \mathbf{C}_H . Stejně operace provedeme pro \mathbf{R}_H a uložíme ji jako matice \mathbf{C}_V a \mathbf{C}_D . Tím dostaneme 4 matice o rozměrech 32 x 32 – aproximační koeficienty \mathbf{C}_A , horizontální koeficienty \mathbf{C}_H , vertikální koeficienty \mathbf{C}_V a diagonální koeficienty \mathbf{C}_D . Zde jsem ukázal zpracování pro dvě úrovně banky filtrů. Máme-li rozklad provést pro další úrovně, použijeme jako vstupní matici matici \mathbf{C}_A . Výsledkem je pak dekompoziční obrazec (viz obr 3.3) [9].

cA(3) 8x8	cH(3) 8x8	cH(2) 16x16	cH(1) 32x32
cV(3) 8x8	cD(3) 8x8		
cV(2) 16x16		cD(2) 16x16	
cV(1) 32x32			cD(1) 32x32

Obr. 3.3 Dekompoziční obrazec pro úroveň 3

Vysvětlení zkratk pro obr.3.3:

$cD(n)$ – matice diagonálních detailních waveletových koeficientů pro rozklad n -té úrovně

$cV(n)$ – matice vertikálních detailních waveletových koeficientů pro rozklad n -té úrovně

$cH(n)$ – matice horizontálních detailních waveletových koeficientů pro rozklad n -té úrovně

$cA(n)$ – matice aproximačních detailních waveletových koeficientů pro rozklad n -té úrovně

4.4 Příklady mateřských vlnek

V dnešní době existuje již několik druhů mateřských vlnek. Základní rozdělení je na ortogonální a biortogonální vlnky. Nejstarším a nejjednodušším představitelem ortogonální vlnky je vlnka typu Haar. Její tvar tvoří 1 perioda obdélníkového impulsu s maximálními hodnotami ± 1 . Vzhledem k jejímu tvaru se při jejím použití v souvislosti s odstraněním šumu nedosahuje dobrých výsledků.

Významnou rodinu mateřských vlnek tvoří rodina Daubechies. Její vlnky se značí písmeny dbN , kde N značí počet nulových bodů každého filtru. Vlnky jsou spojité a ortonormální.

Další rodinou tvoří biortogonální vlnky. Skupina těchto vlnek nám umožňuje odvodit důležité vlastnosti, které potřebujeme pro rekonstrukci signálu či obrazu. Místo jednoduché vlnky používáme dvě vlnky, jednu pro rozklad a druhou pro rekonstrukci signálu [23].

Dále existuje ještě několik dalších rodin které používají jednu vlnku pro rozklad a druhou pro rekonstrukci. Mezi takové patří např. vlnka rodiny *Coiflet*, *Symflet* apod. Tyto vlnky díky svému tvaru umožňují dosáhnout lepších výsledků než vlnky předchozí.

5 Princip odstranění šumu v obraze

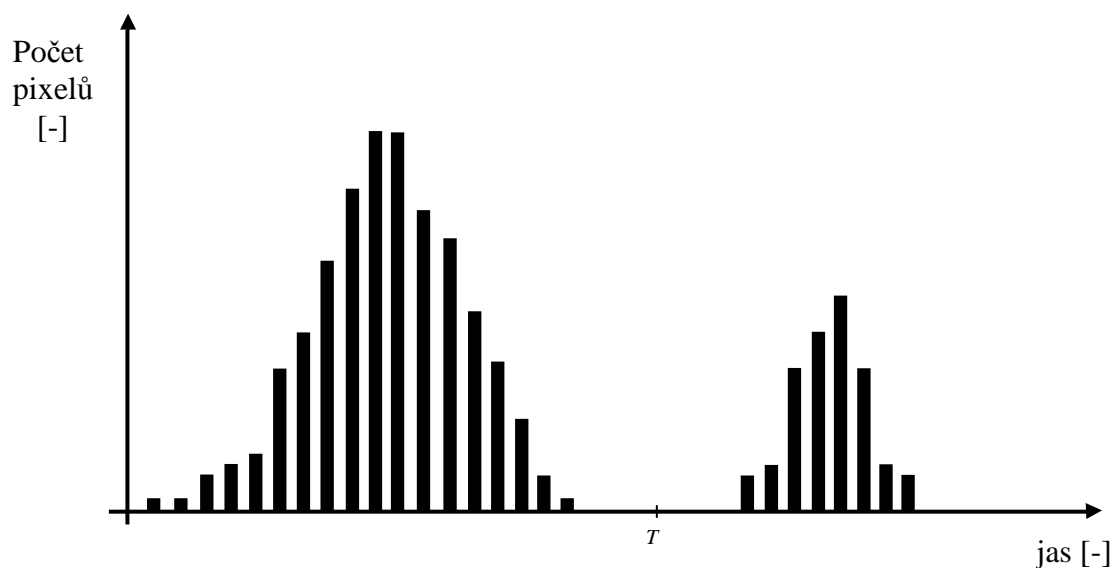
Po provedení vlnkové transformace získáme aproximační a detailní koeficienty. (viz. kap. 3.3). Jelikož aditivní šum má širokopásmový charakter, je potřeba provést rozklad na několika úrovních. Následným prahováním pak potlačíme některé informace v obraze ale zároveň taky docílíme potlačení šumu.

5.1 Prahování

Prahování se stalo velmi používané při zpracování obrazu a to hlavně díky jeho jednoduchosti a výborným vlastnostem. Budeme uvažovat způsob, při kterém se hodnota prahu mění automaticky a to podle vlastností okolní v obraze. Předpokládejme že histogram na obr.4.1 odpovídající obrazu $f(x,y)$ je složen ze světlého objektu na tmavém pozadí takovým způsobem, že objekt i pozadí mají hladinu intenzity seskupenou do 2 hlavních režimů. Jedním z možných způsobů jak vytáhnout objekty z pozadí je vybrat práh T tak že oddělíme tyto režimy. Pak každý bod který leží v rozsahu $f(x,y) \geq T$ je nazýván *objektovým bodem*, ostatní body jsou pak *body pozadí*. Prahovaný obraz $g(x,y)$ je pak definován:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{pro } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{pro } f(x, y) < T \end{cases} \quad (4.1)$$

Jestliže je práh T konstantní, tento postup se nazývá *globální prahování*, pokud se mění je to prahování nazýváno *lokální*.



Obr. 4.1 Volba prahu pomocí histogramu obrazu

Globální prahování

Nejpoužívanější způsob jak vybrat práh je pomocí vzhledu histogramu obrazu. Obr.4.1 má 2 zřetelné režimy, je tedy jednoduché určit práh. Dále lze práh vybrat metodou *zkoušky a omylu* tzn. dokud se nám vizuálně nelíbí výsledek tak práh posunujeme. Toto je vhodné hlavně v grafickém rozhraní (Wavelet Toolbox), kde můžeme pomocí „šoupátka“ měnit práh a výsledky vidíme ihned. Pro automatické získání hodnoty prahu je mnoho postupů. Nejpoužívanější jsou hlavně tyto dvě metody: novější kterou popsali v roce 2002 Gonzalez and Woods a starší Otsu'sova metoda [3].

Princip Gonzalezovy–Woodsovy metody:

1. Zvolí se počáteční odhad pro T . (Volí se střední hodnotu mezi minimální a maximální intenzitou barvy v obraze).
2. Obraz se rozdělí na 2 částí (část G_1 kde se nachází hodnoty $\geq T$ a část G_2 obsahující hodnoty $< T$).
3. Vypočítá se průměrná hodnota intenzity pixelu μ_1 a μ_2 pro pixely ležící v oblasti G_1 G_2 .
4. Vypočítá se nová prahová hodnota:

$$T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2) \quad . \quad (4.2)$$

5. Opakují se kroky od 2. do 4. dokud rozdíl mezi T není menší než požadovaný T_0 .

Otsu'sova metoda

Tato metoda je založená na práci s histogramem jako diskretní pravděpodobnostní funkcí hustoty. Můžeme ji zapsat jako:

$$p_r(r_q) = \frac{n_q}{n} \quad \text{pro } q = 0, 1, 2, \dots, L-1 \quad . \quad (4.3)$$

kde n je celkový počet pixelů v obraze, n_q je počet pixelů které mají úroveň intenzity rovnu r_q a L je číslo všech možných intenzit v obraze. Předpokládejme, že práh k je vybrán tak, že C_1 jsou pixely s úrovní $[0, 1, 2, \dots, k-1]$ a C_2 pixely s úrovní $[k, k+1, \dots, L-1]$. Metoda vybere hodnotu prahu tak, že nalezne maximální hodnotu σ_B^2 , která je definovaná jako[3]:

$$\sigma_B^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \quad , \quad (4.4)$$

kde

$$\omega_0 = \sum_{q=0}^{k-1} p_q(r_q) \quad , \quad \omega_1 = \sum_{q=k}^{L-1} p_q(r_q) \quad , \quad (4.5)$$

$$\mu_0 = \sum_{q=0}^{k-1} qp_q(r_q)/\omega_0 \quad , \quad \mu_1 = \sum_{q=k}^{L-1} qp_q(r_q)/\omega_1 \quad , \quad \mu_T = \sum_{q=0}^{L-1} qp_q(r_q) \quad . \quad (4.6)$$

Hodnota prahu je pak vrácena mezi 0,0 a 1,0. Pro další používání tedy musí být upraven na příslušný rozsah. Např. jedná-li se o třídu *uint8* násobíme číslo 255.

Lokální prahování

Globální metoda prahování však může selhat v momentě, kdy osvětlení pozadí je nestejně. Obvykle se takové situace řeší předzpracováním obrazu, kdy jsou odstraněny problémy způsobené osvětlením a pak se použije globální prahování.

5.2 Potlačení šumu

Postup odstranění šumu se skládá z následujících kroků:

- použití vlnkové transformace na zašuměný obraz k získání vlnkových koeficientů
- vybrání vhodné prahové hodnoty v každé úrovni a použití tvrdého či měkkého prahování k nejlepšímu odstranění šumu
- inverzní vlnková transformace nám vrátí výsledný obraz ze získaných vlnkových koeficientů

Princip odstranění s využitím DWT je založen na vhodném prahování vlnkových koeficientů na dané dekompoziční hladině. Je zřejmé, že tyto vlnkové koeficienty vznikly aplikací DWT na zašuměný obraz (obraz s obsahem Gaussova šumu). Takovýto obraz můžeme vyjádřit jako (4.7)

$$y[n] = x[n] + e[n] \quad (4.7)$$

kde $x[n]$ představuje původní obraz, $y[n]$ je obraz s aditivním gaussovským šumem a $e[n]$ je šum s definovaným rozložením hustoty pravděpodobnosti. Po aplikaci DWT na $y[n]$ obdržíme $Y_{j,k}$. Takto získané koeficienty dále prahujeme a to buď pomocí měkkého nebo tvrdého prahování.

Tvrdé prahování – koeficienty, které jsou menší nebo rovné prahové hodnotě nastaví na hodnotu 0. Lze ho definovat vztahem:

$$\hat{X}_{j,k} = \begin{cases} Y_{j,k}, & |Y_{j,k}| \geq \delta \\ 0, & |Y_{j,k}| < \delta \end{cases} \quad (4.8)$$

Měkké prahování – stejně jako u tvrdého prahování koeficienty, které jsou menší nebo rovné prahové hodnotě nastaví na hodnotu 0 ale navíc ty které jsou větší než práh zmenší o hodnotu prahu. Vztah pro měkké prahování [3]:

$$\hat{X}_{j,k} = \begin{cases} (Y_{j,k}) \cdot (|Y_{j,k}| - \delta), & |Y_{j,k}| \geq \delta \\ 0, & |Y_{j,k}| < \delta \end{cases}, \quad (4.9)$$

kde δ je prahová hodnota. Tu získáme použitím metod podle kapitoly 4.1.

5.3 Zvýraznění hran

Při hledání hrany v obraze se zaměřujeme zejména na velkou změnu jasu, odstínu či stupně šedi na malém počtu pixelů. Hrany se dají rozdělit na dva hlavní typy: na hrany které dělí objekt na jednotlivé části nebo na oblasti a hrany které tvoří hranice objektu. Někdy se taky jako hrana vypadá množina bodů v obraze, která se do obrazu dostane díky šumu při zpracování [7].

5.3.1 Nesměrové detektory

Hrana je v obraze daná vlastnostmi pixelu a jeho okolí a určena jak se náhle mění hodnota obrazové funkce $f(x,y)$. Změnu funkce udává její gradient, vektorová funkce ∇ , určující směr gradientu a strmost tohoto růstu. Pixely s velkým modulem gradientu se nazývají hrany. Pro spojitou obrazovou funkci $f(x,y)$ je velikost gradientu ∇ :

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}, \quad (4.10)$$

a směr gradientu:

$$\varphi = \arg\left(\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}\right), \quad (4.11)$$

kde $\arg()$ je úhel [rad] mezi souřadnou osou x a radius-vektorem argumentu funkce.

Výsledný obraz gradientu pak představuje reliéf, jehož vrcholy jsou vyšší v místech větší změny intenzity. Pro správné určení hrany je nutno určit, jak velká změna intenzity v obraze představuje skutečnou hranu. Tuto hodnotu pak porovnáváme s hodnotou gradientu v obraze. Největší problém pak vzniká při nastavování rozhodovací úrovně. Při nastavení velké hodnoty úrovně se zbavíme jak falešných hran, tak i hran skutečných. Naopak při nastavení malé hodnoty uchováme skutečné hrany ale zato i hrany falešné. Správné nastavení úrovně je tedy velmi důležité pro zpracování. Lze ho provést např. pomocí vizuálního vjemu či na základě statistiky obrazu. Klasická gradientní metoda detekuje hrany ve všech směrech stejně.

Existuje však i metody, které jsou citlivější na detekci hrany pouze v určitém směru – směrové metody. Použití těchto metod je výhodné zejména při určení hrany v určitém směru, či při požadavcích na menší výpočetní náročnost [7].

5.3.2 Směrové metody

Tyto metody jsou založeny na použití opakované 2D konvoluce obrazu s maskami aproximujícími jednotlivé směrové derivace. Pro hodnotu gradientu směrového vektoru lze odvodit:

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{(f_x(n_1, n_2))^2 + (f_y(n_1, n_2))^2} \quad (4.12)$$

kde

$$\begin{aligned} f_x(n_1, n_2) &= f(n_1, n_2) * h_x(n_1, n_2), \\ f_y(n_1, n_2) &= f(n_1, n_2) * h_y(n_1, n_2) \end{aligned} \quad (4.13)$$

Nejvíce používanými jsou sobelův, prewittové, kirshův a robertsův detektor. Jednotlivé operátory se mezi sebou liší pouze druhem použité masky ke konvoluci. Jako příklad zde uvedu sobelův detektor.

Sobelův detektor

Pro tento detektor se používá konvoluce s následujícími maskami

$$h_0 = \begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{vmatrix}, \quad h_1 = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{vmatrix}, \quad h_2 = \begin{vmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{vmatrix}, \quad h_3 = \begin{vmatrix} -2 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 2 \end{vmatrix} \quad (4.14)$$

Hranu a její směr pak určíme podle:

$$g_{i,k} = \left(\max_j (|g_{i,k}|) \geq T \right), \quad \varphi_{i,k} = j_{\max} 45^\circ$$

kde $j_{\max} 45^\circ$ je řád masky, který dává maximum absolutní odezvy a T je hodnota zvolené rozhodovací úrovně, která určuje citlivost detektoru.

Robertsův detektor

Tento typ detektoru patří mezi nejstarší a zároveň nejjednodušší. Hrany v obraze hledá jako maximální změny intenzity v obraze v šikmém směru po konvoluci s maskami h_1 a h_2

$$h_1 = \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{vmatrix}, \quad h_2 = \begin{vmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{vmatrix} \quad (4.15)$$

I přesto, že výsledky nejsou příliš dobré, používá se zejména pro jeho jednoduchost v různých hardwarových implementacích.

5.3.3 Laplaceův operátor

Laplaceův operátor je obrazem druhých parciálních derivací. Druhá derivace má v bodě maximální změny funkce nulovou hodnotu. V těchto místech dochází k největším změnám jasu, čehož využívají právě Laplacev operátor. Vztah pro Laplaceův operátor je následující:

$$\nabla^2 f(x, y) = \nabla(\nabla f(x, y)) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (4.16)$$

Používají se 2 hlavní metody:

- detekce hran pomocí průchodu nulovou hodnotou
- detekce hran v Gaussovsky vyhlazeném obraze

Detekce hran pomocí průchodu nulovou hodnotou

Tato metoda využívá hledání nulové hodnoty mezi dvěma hodnotami s různým znaménkem. Obraz musí být nejdříve potlačen od šumu, jelikož detektor je citlivý na změnu jasu v obraze. Hrany získané pomocí této metody jsou užší a detailnější. Pro nalezení nulových hodnot se používá maska m (viz 4.13), která volí 4 nejbližší pixely zkoumaného bodu.

$$m = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & x & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{vmatrix} \quad (4.17)$$

x se volí podle typu Laplaciánu např. pro *Laplacián4* je $x = -4$.

Hrana je pak detekována při splnění následujících 3 podmínek:

- alespoň jeden sousední bod má jiné znaménko než ostatní
- rozdíl mezi dvěma hodnotami pixelů s opačným znaménkem je větší než zvolená rozhodovací úroveň T
- zkoumaný bod leží na spojnici mezi maximálními hodnotami s navzájem opačným znaménkem

Hrany které jsou detekovány touto metodou bývají obvykle uzavřené křivky, jsou dostatečně úzké a není třeba je dále upravovat. Nevýhodou této metody je, že dochází často k detekci falešných hran [7].

Detekce hran v Gaussovsky vyhlazeném obraze

Jelikož metoda průchodu nulovou hodnotou je velmi citlivá na šum, začala se v praxi uplatňovat metoda detekce hran v Gaussovsky vyhlazeném obraze. Vyhlazení je provedeno pomocí konvoluce původního obrazu f s gaussovskou maskou h_G .

$$h_G \Rightarrow g(x, y) = \nabla^2(h_G(x, y) * f(x, y)) = (\nabla^2 h_G(x, y)) \quad (4.18)$$

kde výraz $\nabla^2 h_G(x, y)$ představuje laplaceův operátor v gaussovsky rozostřeném obraze LoG.

Můžeme jej vyjádřit taky jako bodově rozprostřenou funkci:

$$h_G(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (4.19)$$

$$\nabla^2 h_G = -\frac{x^2 + y^2 - \sigma^2}{\sigma^4} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (4.20)$$

Pro diskrétní obrazy můžeme tedy aproximovat konvoluční maskou, jejíž rozměr a volba směrodatné odchylky záleží na volbě gaussovy funkce σ^2 . Čím vyšší je tedy σ^2 , tím více se sníží ostrost obrazu, při optimální volbě hrany zůstanou zachovány.

6 Praktická realizace v prostředí MATLAB

V rámci této diplomové práce byly navrženy a srovnány různé metody zpracování MR obrazu čelistního kloubu, které jsou znehodnoceny především širokopásmovým aditivním šumem. Dostupné obrazy byly uloženy ve formátu DICOM, a bylo proto nutné provést nejdřív provést předzpracování a poté následná úprava dat a nakonec zpětné převedení a zapsání do formátu DICOM. Obrazy MR čelistního kloubu byly získány od lékařů z FN Bohunice.

Pro potlačení šumu jsem použil waveletovou transformaci pro různé tvary jejich mateřských vlnek. Následně jsem pak tyto metody srovnal s metodami, při nichž se využívá 2D mediánové a Wienerovy filtrace. Pro lepší viditelnost jsem taky použil různých typů zostření, ale ne vždy ukázalo jejich využití jako lepší.

Postupy, vytvoření a úprava funkcí byla realizováno pomocí prostředí MATLAB verze 7.2.0.232 (R2006a) a jeho rozšiřitelných částí (toolboxů). Využil jsem zejména Wavelet Toolboxu (WT) a Image Processing Toolboxu (IPT). Pomocí nich byly dané funkce vytvořeny a odzkoušeny. Pro větší přehlednost uživatele pak byla aplikace upravena taky v grafickém rozhraní.

6.1 Zpracování vstupního obrazu

Jak již bylo popsáno v kapitole 3.1. standard DICOM je nesmírně složitý. Jeho podpora v programu je taky omezená a proto je nutno provést určitá omezení. Pro naši potřebu bude nejdůležitější část Pixel element (viz. obr.3.2). V této části jsou uloženy samotná obrazová data, která budeme dále zpracovávat. Hlavičková data se neupravují a jsou z každého souboru kopírována pomocí funkce **fread()** a pomocí funkce **fwrite** zkopírována do hlavičky nově vytvořeného souboru. Vytvořené grafické rozhraní je schopno zapsat pouze data domluvených způsobů kódování: implicitní a explicitní little endian a explicitní big endian. Případné bezeztrátové JPEG není MATLABem podporováno kvůli rozdílnostem v kódování u JPEGu a u standardu DICOM. Načtení samotných DICOM dat je pak realizováno funkcí **dicomread()** a zpětné zapsání pak funkcí **dicomwrite()**. Zde může nastat problém při zapisování, protože všechny data musí být umístěna v jednom poli [18].

K získání informace o daném DICOM souboru se využívá funkce **dicominfo()**. Díky ní můžeme obdržet info o např. velikosti daného souboru, rozměrech ale taky přímo info o pacientovi, od kterého daný obraz pochází. Na obr.6.1 je zobrazen výpis několika položek funkce **dicominfo()**.

```

|->FileModDate: 17-Feb-2009 14:44:00
|->FileSize: 140286
|->Format: DICOM
|->FormatVersion: 3
|->Width: 256
|->Height: 256
|->BitDepth: 12
|->ColorType: grayscale
|->SelectedFrames:
|->FileStruct:
  |->Location: Local
  |->Messages: D:\05-014.dcm
  |->Current_Message: 1
  |->FID: -1
  |->Current_Endian: ieee-le
  |->Pixel_Endian: ieee-le
  |->Current_VR: Implicit
  |->Warn:
    |->Current: 0
    |->Max: Inf
|->StartOfPixelData: 9206

```

Obr. 6.1 Příklad výpisu pomocí funkce **dicominfo**

Pro načtení obrazových dat se využívá funkce **dicomread()**[18]. Syntaxe této funkce jsou následující:

$X = \text{dicomread}(\text{'jméno souboru'})$

V matici X pak budou uloženy obrazová data ve formě [počet řádků \times počet sloupců].

Obraz je pak vykreslen v levé části programu a můžeme je tedy dále upravovat. Někdy nemáme potřebu upravovat celý obraz, ale postačí nám pouze jeho část. Tu si lze zvolit počtem sloupců a počtem řádku. Díky tomuto si můžeme vybrat jen oblast, která nás zajímá a ostatní výběr ponechat bez úprav. Pozici oblasti lze měnit ručním zadáváním od 0 až po maximální hodnotu řádků (sloupců). Příklad výběru je uveden na obr. 6.2.

Pro potlačení šumu pomocí mediánového a wienerova filtru jsem využil funkce MATLABu a to konkrétně **medfilt2()**[18] a **wiener2()**[18]. Syntaxe těchto funkcí jsou následující:

`[výstupní obraz] = my_wiener2(vstupní_obraz,maska,truecolor,zostření)`

kde `vstupní_obraz` – obraz, který zpracováváme

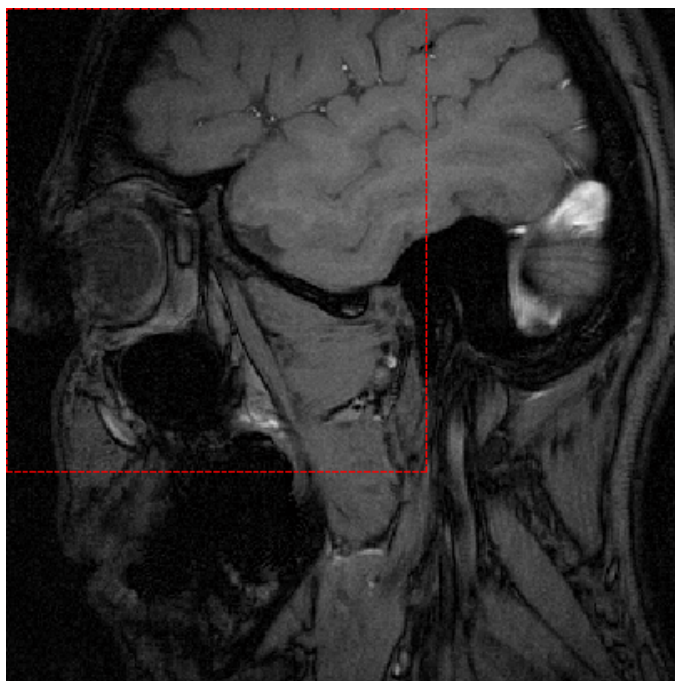
`maska` – dvouřádkový vektor o rozměrech masky (lze zvolit)

`truecolor` – zda se jedná o RGB obraz

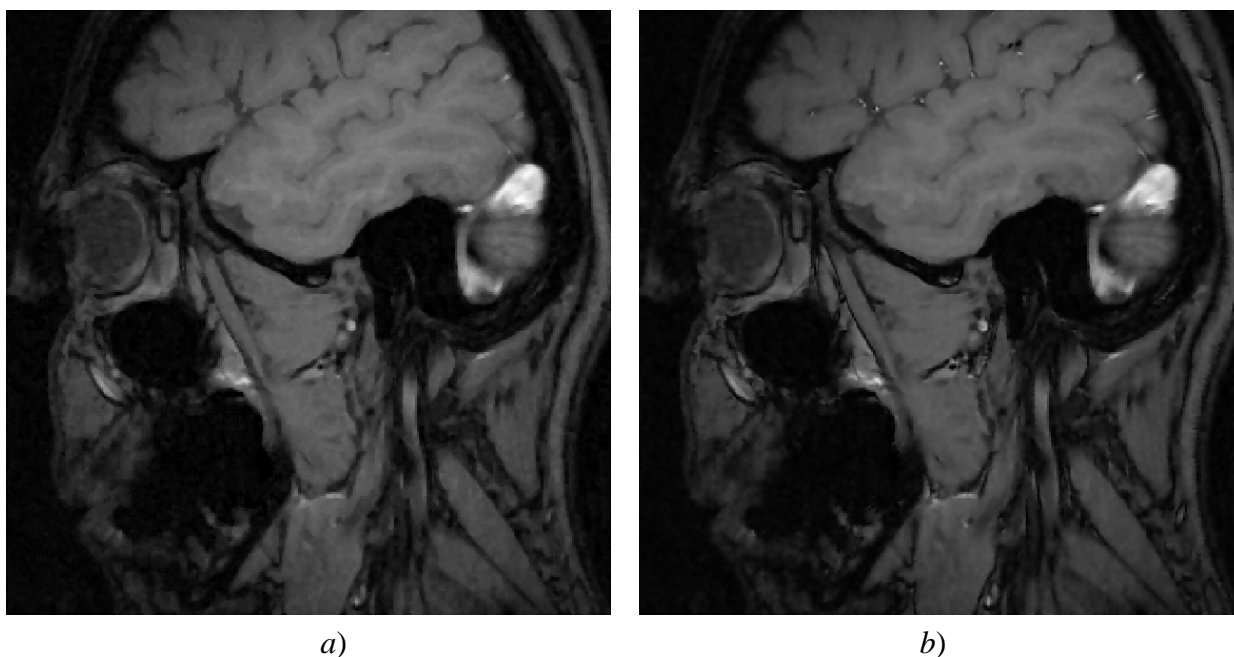
`zostření` – druh použitého zostření (Laplace4, Laplace8, Sobelovy operátory)

`výstupní_obraz` – obraz získaný po zpracování

Tvar pro funkci **medfilt2()** je totožný. Porovnání obou použitých metod je ukázáno na obr. 6.3.



Obr. 6.2 Příklad výběru oblasti.



Obr. 6.3 Porovnání obrazů po provedení filtrace: a) mediánová, b) Wienerova filtrace.

I když tyto obrázky jsou ve velmi malém rozlišení, lze si již všimnout některých patrných rozdílů. Asi nejvíce je tento rozdíl viditelný na lebce, kde si lze na obr.6.3.b povšimnout malých bílých polí, které jsou z původního originálu a po Wienerově filtraci zůstaly, kdežto u mediánové filtrace byly značně potlačeny. To může být nevýhodou zejména v případech, kdy potřebujeme detaily snímku ponechat.

K potlačení šumu pomocí waveletové transformace slouží funkce **wavelet_denoise()**.

Zápis funkce je následující:

```
[vystupni_obraz] =  
wavelet_denoise(vstupni_obraz, wavelet, level, method, thresholds, truecolor,  
                RGB_zpracovani, zostreni)
```

Některé parametry jsou stejné jako u předchozích filtrací, nové vstupní parametry jsou následující:

wavelet	- druh použité mateřské vlnky
level	- do jaké úrovně bude obraz zpracován
method	- metoda zvoleného prahování
thresholds	- prah

Nejprve je provedena mnohaměřítková waveletová analýza podle zvolené úrovně. Obecně lze říci že čím je větší úroveň, tím dosáhneme lepších výsledků. Po provedení analýzy dostaneme waveletové koeficienty pomocí funkce **wavedec2()** [19]. Jakmile jsou získány tyto koeficienty, můžeme začít s prahováním detailních koeficientů. Jako lepší se pro prahování ukázalo použití měkkého typu prahování bez možnosti volby automatického prahu. Při měkkém prahování vynulujeme hodnoty waveletových koeficientů, které jsou menší než prah, a od hodnot, které jsou nad prahem, hodnotu prahu odečteme. Sníží se tím časově-frekvenční nespojitosti v obraze ale na druhou stranu přijdeme o část informací o detailech v obraze. Jelikož neznáme před zpracováním velikost waveletových koeficientů, nelze ani pevně nastavit hodnotu prahu. Bylo proto zvoleno prahování podle počtu procent ponechaných koeficientů. Následně se vypočítá taky hodnota prahu. Waveletové koeficienty se seřadí pomocí funkce **sort()** [18] od nejmenšího po největší, jako hodnota prahu se zvolí hodnota koeficientu s pořadím nejbližším procentuální hodnotě počtu ponechaných prvků sady. V rámci funkce si lze vybírat ze 3 metod prahování:

<i>global</i>	- berou se všechny koeficienty detailů ze všech úrovní, prahování probíhá současně tzn. v rámci jednoho kroku
<i>single</i>	- všechny koeficienty detailů na jedné úrovni jsou prahovány najednou, prah ale není stejný pro všechny úrovně
<i>all</i>	- všechny koeficienty detailů na jedné úrovni jsou prahovány najednou, prah je pro všechny úrovně stejný

Po provedení těchto aplikací u se může stát, že některé hodnoty budou ležet mimo rozsah zobrazovaných hodnot, je proto nutné je normalizací převést do zobrazovaného rozsahu.

Jak již bylo zmíněno výše, prahování způsobí, že z obrazu přijdeme o část informací o hranách v obraze. Jelikož hrany můžou nést informace, které jsou pro nás zajímavé, je potřeba provést zostření. Pro zostření byly použity operátory pro 4-okolí a 8-okolí pixelu, dále pak

operátor unsharp a taky operátory Sobelovy. Pro Laplaciány byla využita funkce **filter2()** a postup byl aplikován podle vztahů uvedených v kapitole 4. Pro výchozí nastavení je však vhodné zostření nepoužívat, protože vznikají posuvy v jasových úrovních.

Pro zpětný zápis upraveného obrazu do formátu DICOM existuje v MATLABu funkce **dicomread()** [19]. Ta má ovšem omezenou možnost použití a proto byly použity následující funkce pro její lepší zápis:

- write_dicom** - slouží pro předání parametrů příslušné funkci
- write_singleframe_native** – provádí zápis jednosnímkových nekomprimovaných souborů s přenosovou syntaxí little endian
- write_singleframe_native_be** – provádí zápis jednosnímkových nekomprimovaných souborů s přenosovou syntaxí explicit big endian

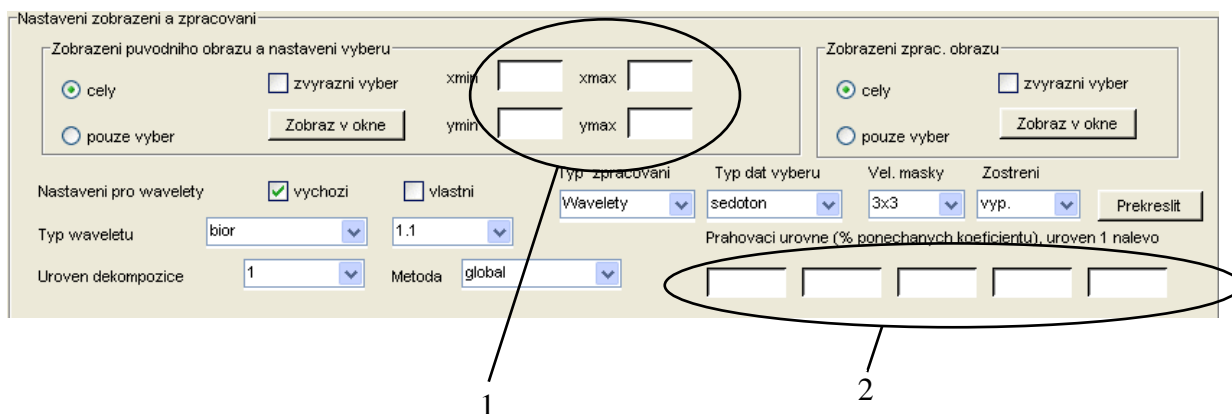
6.2 Grafické zobrazení funkcí

Pro lepší přehlednost a ovládání byla použita GUI aplikace vytvořená pomocí prostředí MATLAB. Vztahy jednotlivých ovládacích prvků se programují pomocí funkcí vytvořených taky v programu MATLAB. Celá aplikace se pak spouští stejnojmenným skriptem **prog_dicom.m**.

Okno aplikace (obr. 6.4.) se dá rozdělit na 3 hlavní části. Vrchní část slouží pro vykreslování originálního obrazu a obrazu upraveného použitými metodami. Levá spodní část slouží pro načtení obrazu, zobrazení informací, které jsou uložena v hlavičce a taky umožňuje zápis výsledného souboru. Třetí, pro nás nejpodstatnější část, se nachází v pravé spodní části a je podrobně popsána na obr.6.5. V této části se nachází všechny ovládací prvky pro úpravu obrazu pomocí kterých pak získáme upravený výstupní obraz.



Obr. 6.4 Vzhled grafické aplikace.



Obr. 6.5 Část zadávání parametrů pro úpravu obrazu (1-pole pro zadávání oblasti, 2-pole pro zadávání hodnot prahů pro jednotlivé úrovně).

6.3 Ovládání dané aplikace

Ke spuštění celé aplikace je zapotřebí nejprve spustit samotný skript **prog_dicom.m** v prostředí MATLAB. Tím se nám otevře grafická aplikace. V ní pak zvolíme tlačítko *Otevřít* a tím dojde k načtení a zobrazení obrazu. Originál je automaticky vykreslen i do zpracovávaného okna po provedení počátečního nastavení potlačení šumu. Tlačítkem *Zobrazit metadata* si můžeme otevřít informace o daném obraze, které se nachází v jeho hlavičkovém souboru. Dále si můžeme zvolit taky výstupní složku, kam po úpravě lze daný obraz zapsat. Tlačítkem *Zpracovat a zapsat* pak zpracovaný obraz uložíme.

Nyní přejdeme k té nejdůležitější části aplikace, která slouží k nastavení parametrů pro zpracování obrazu. Prvním krokem, který se musí provést, je zvolení metody zpracování. Metody jsou zde uvedeny a používány celkem 3: Wienerova filtrace, mediánová filtrace a taky v této práci nejvíce používaná potlačení šumu pomocí waveletových koeficientů. V případě zvolení mediánové či Wienerovy filtrace si ještě volíme velikost masky (3 x 3, 5 x 5, 7 x 7, 9 x 9). Obecně čím menší je maska, tím lepší výsledky potlačení šumu dostaneme. V případě zvolení waveletové transformace se nám odkryje daleko více možností. Nejdříve je nutné zvolit mateřskou rodinu waveletů (vlnky daubeschieovy rodiny, biortogonální, rbiortogonální, vlnky rodiny symlet a coiflet). Každé zvolené rodině potom přiřadíme její typ např. (db4, bior6.8, rbior4.4, sym8, coif5). Tímto by byl zvolena konkrétní mateřská vlnka používaná při zpracovávání. Dále se pak vybere počet úrovní, do kterých bude obraz zpracováván. Počet úrovní lze volit od 1 – 5. Následně se zvolí počet ponechaných prahovaných koeficientů. Číslo se zadává v procentech z důvodu neznámé velikosti prahu. Posledním nastavením, které si lze zvolit je volba zostření. V nabídce jsou celkově 4 typy (Laplacián4, Laplacián8, Sobel, unsharp). Jejich srovnání bude ukázáno v další kapitole. Originální obraz i obraz zpracovaný lze pak zobrazit v novém okně ve větší velikosti.

7 Zpracování MR obrazu čelistního kloubu

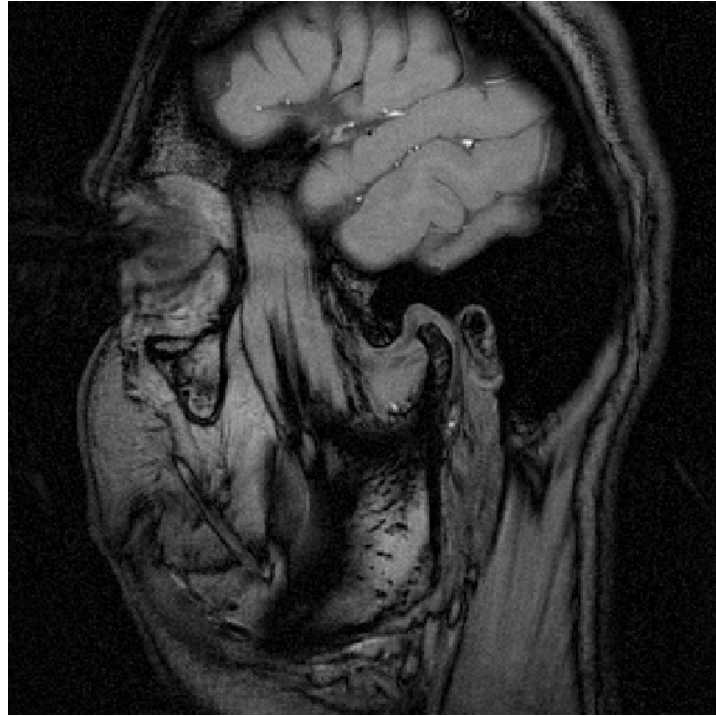
Pro zpracování byly použity obrazy získané z Fakultní nemocnice Bohunice. Zpracovávané soubory ovšem nemohly být k práci přiloženy, jelikož obsahují osobní údaje: jméno a příjmení a rodné číslo. Pro zpracování jsem si vybral několik druhů obrazů a to podle strany ze které byly snímány: z bočního pohledu a z horního pohledu. Sám osobně jsem měl na několika obrazech problém čelistní kloub vůbec najít, a proto hodnocení zpracování obrazu může posoudit osoba, která je v tomto oboru příslušně kvalifikovaná a může z obrazu poznat věci pro něj důležité a podstatné informace, pomocí kterých může provést správnou diagnózu. Proto hodnocení, které zde bude mnou uvedeno, je pouze na základě vizuálního vjemu po potlačení šumu.

Cílem této práce bylo zvýraznění MR obrazů a to využitím waveletové transformace. Metody, které využívají mediánové či wienerovy filtrace, jsou uvedeny pouze pro srovnání výsledků.

7.1 MR obraz při snímání ze strany

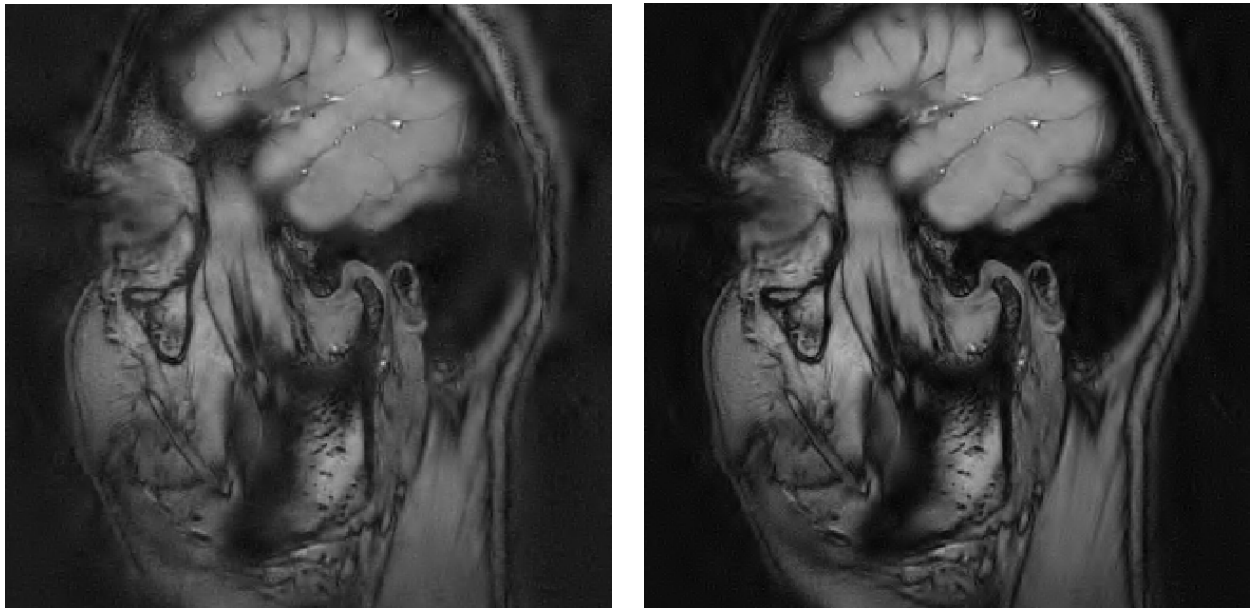
Při snímání ze strany je čitelnost v obrazu velmi vysoká, a i rozpoznání polohy čelistního kloubu bývá ve většině případů velmi dobré. Zde se vyskytuje hlavně šum, který se do obrazu dostane při zpracování tomografem.

K dispozici jsem měl několik MR obrazů. Po zvážení jsem vybral příklad, kde podle mě zpracování pomocí waveletové transformace vykazuje nejlepší výsledky. Originál tohoto obrazu je na obr.7.1. Na obrazu je vidět evidentní aditivní šum, který vznikl při snímání obrazu. Nejvíce je pro oko viditelný zejména tmavých plochách. Obraz ve větším rozlišení je uveden v Příloze A.



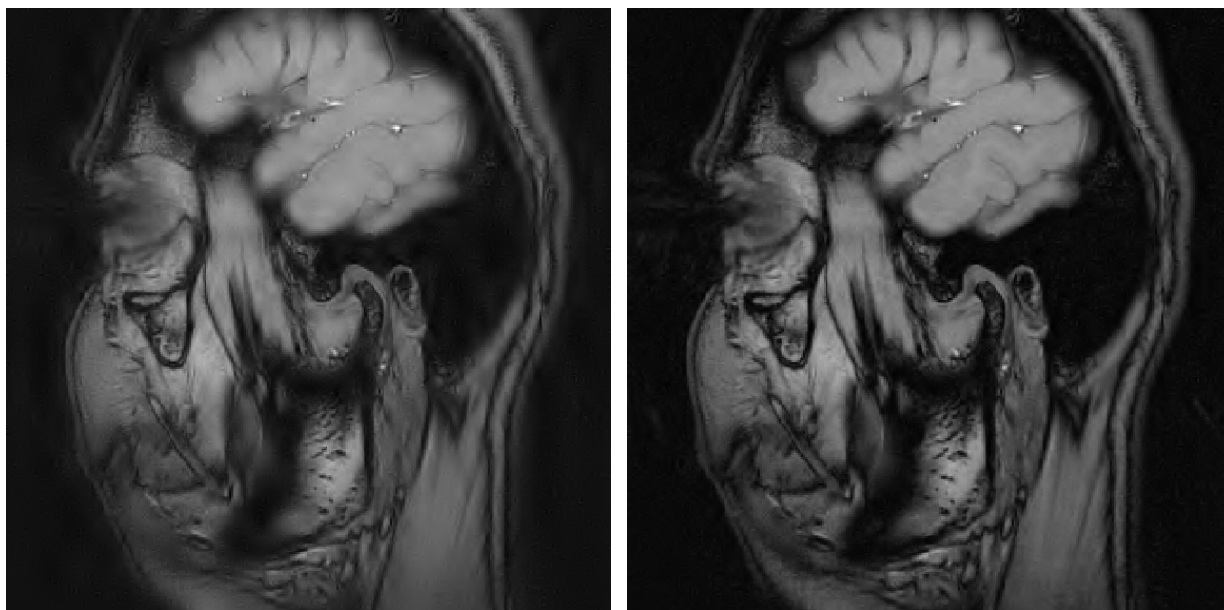
Obr. 7.1 Originální obraz MR rezonance.

Na obr. 7.2 jsou obrazy upravené waveletovou transformací. Použil jsem zde biortogonální vlnku *bior6.8*. Řád 6.8 jsem zvolil, abych dosáhl nejlepší výsledků pro tuto rodinu. Pro tento typ dostaneme po průchodu bankou filtrů větší počet koeficientů, což se projeví při odstranění šumu. Pro srovnání je uvedeno srovnání při použití vlnky *bior3.3*. Pro oba obrazy byla použita stejná metoda prahování s 30 procenty ponechaných koeficientů.



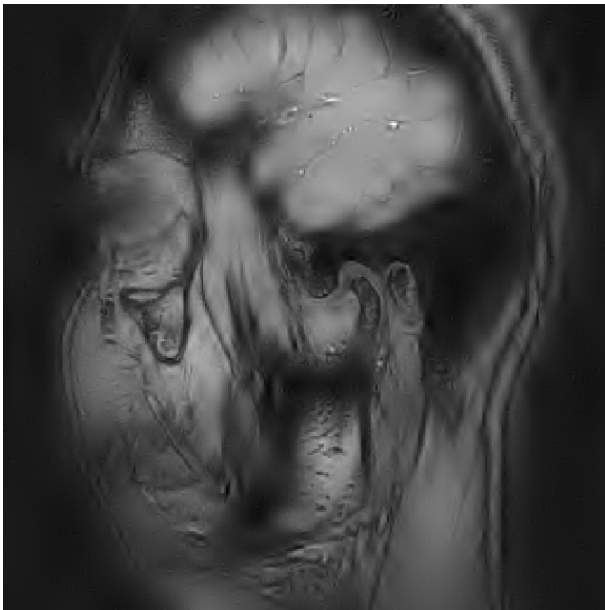
Obr. 7.2 Obrazy po potlačení šumu – vlevo použita vlnka *bior3.3*, vpravo *bior6.8*

Na obr.7.3 lze vidět srovnání pro různé použití prahovacích metod. Můžeme si povšimnout, že prahování podle jednotlivé úrovně nám poskytuje daleko větší možnosti, jak můžeme ovlivnit potlačený šum. Velikost prahu je taky nutné volit podle daného obrazu. Při použití metody, kdy prahujeme každou úroveň v jednom samostatném kroku (*all*), dostaneme obraz, kde šum je více potlačen než při použití metody, kdy v jednom kroku prahujeme najednou všechny úrovně.

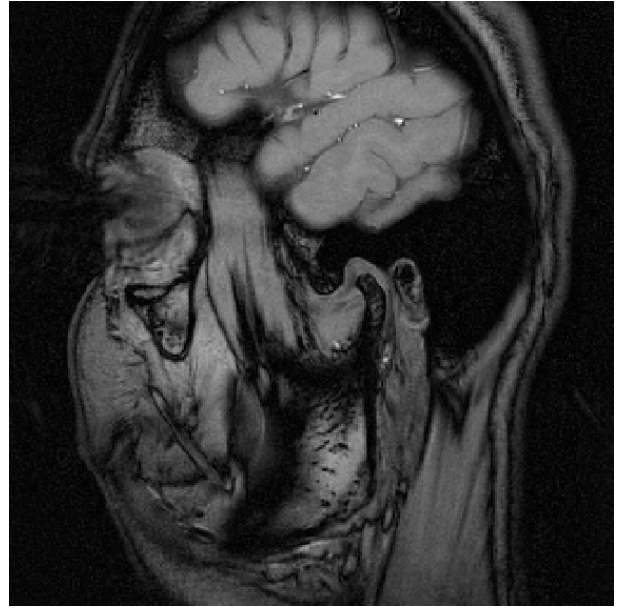


Obr. 7.3 Porovnání použitých metod prahování – vlevo pomocí metody *all* napravo pomocí metody *global*

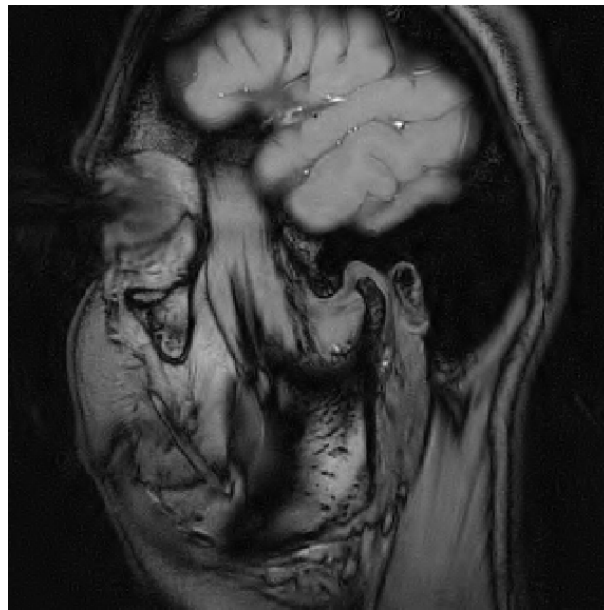
Dalším parametrem, který lze měnit je počet ponechaných prahovaných koeficientů. Tento parametr značně rozhoduje o ponechaných detailech v obrazu ale taky i o odstranění šumu. Na obr.7.4 je ukázán vliv ponechaných prahovaných koeficientů při použití metody *all*. Při ponechání 10 procent těchto koeficientů si můžeme všimnout, že obraz je sice od potlačen od šumu, ale na druhou stranu je tak rozmazán, že z něj nemůžeme vyčíst pro nás důležité informace. Naopak pokud ponecháme velké množství koeficientů, obraz bude prakticky totožný se vstupním. Kompromisem mezi těmito stavy je zvolení ideálního počtu ponechaných koeficientů. Tento počet se pohybuje mezi 30 – 40 procenty, závisí na konkrétním typu obrazu.



a)



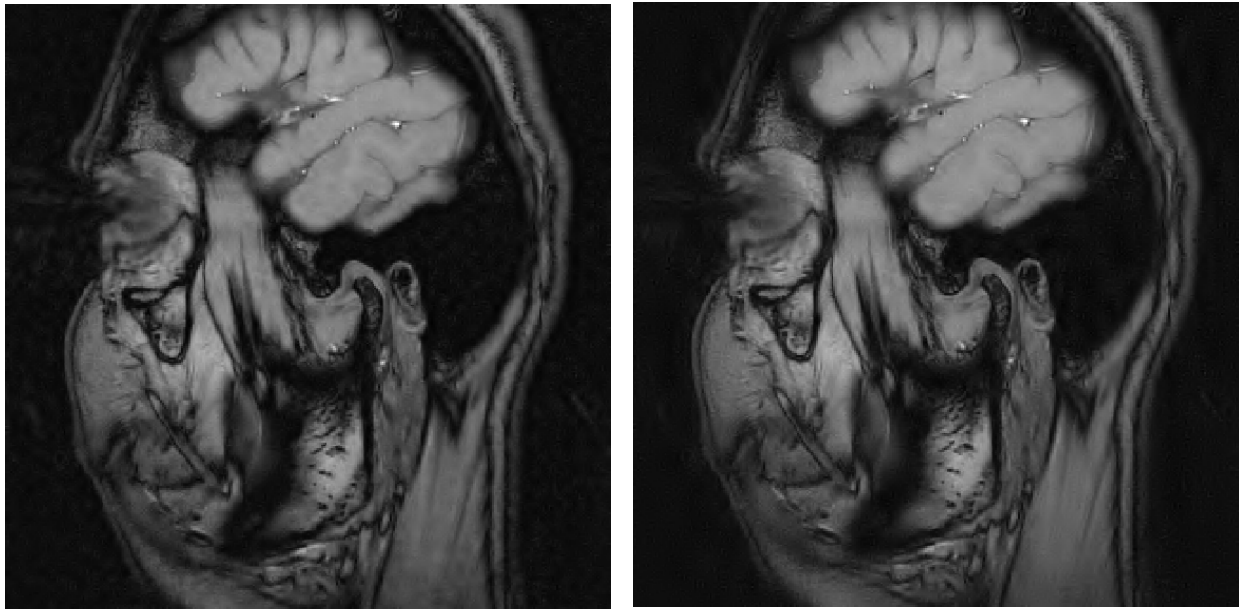
b)



c)

Obr. 7.4 Porovnání při různém zvolení prahu – a) 10 %, b) 80 % a c) 40 % ponechaných prahovaných koeficientů .

Dalším nastavením, které je možno interaktivně provést, je nastavení počtu prahovacích úrovní. Na obr. 7.5 si lze všimnout že při rozkladu jen do 2 úrovní je daný obraz ještě deformován šumem a šum není potlačen do takové výše jako při využití 5 úrovní dekompozice. Navíc pátá úroveň vykazuje již dobré výsledky a není tedy nutné přidávat více úrovní.



a)

b)

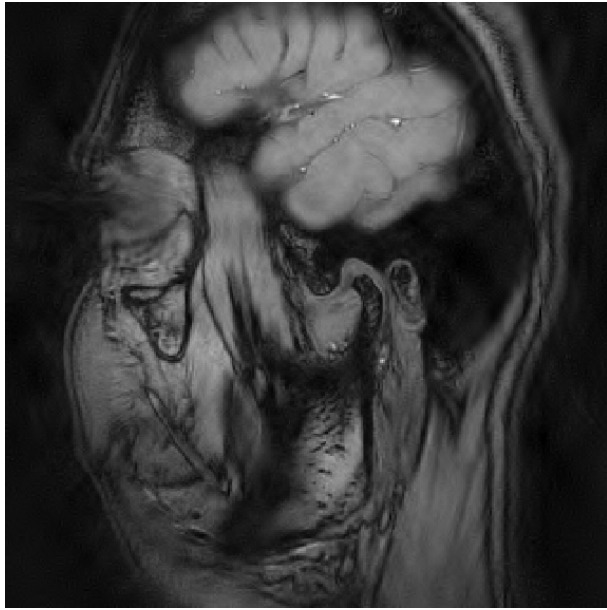
Obr. 7.5 Porovnání při rozdílném počtu dekompozičních úrovní – a) 2 úrovně b) 5 úrovní.

Na předešlých obrazcích byly ukázány možná nastavení a výsledky pro jeden typ mateřské vlnky (*bior6.8*). Po provedení různých kombinací jsem zhodnotil, že nejlepších výsledků při použití této vlnky se dosáhne při následujících nastaveních:

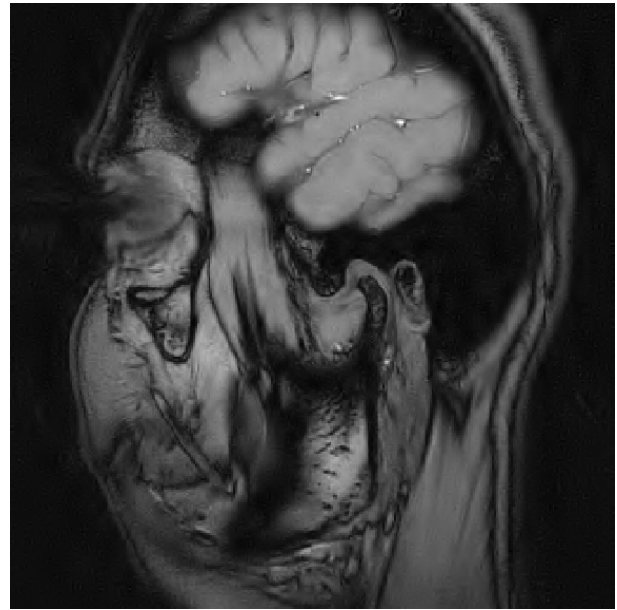
- | | |
|---|------------|
| - metoda prahování | <i>all</i> |
| - počet úrovní dekompozice | 5 |
| - počet ponechaných prahovacích koeficientů | 35 % |

Tento potlačený obraz je uveden v Příloze C, pro srovnání je v Příloze B ukázán výsledek po potlačení šumu vlnkou *bior4.4*.

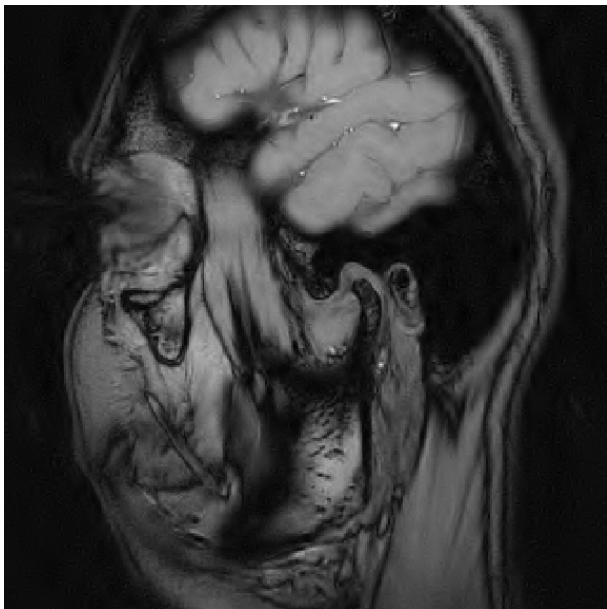
Při ponechání hodnot těchto parametrů jsem se pak zaměřil na konkrétní volbu rodiny použitých mateřských vlnek. Při použití rodiny *rbio* se výsledky lišily jen velmi málo, proto zde ani neuvádím příklad jejich srovnání. Zajímavější to bylo při využití rodiny *Daubechies*. Obraz po upravení pomocí vlnky *db8* byl celkem rozmazán a detaily kolem čelistního kloubu byly značně nečitelné. Naproti tomu vlnka rodiny *Symlet sym10* vykazovala výsledky, kde detaily byly lépe viditelné. Poslední srovnávanou rodinou mateřských vlnek byla rodina *Coiflet*, konkrétně vlnka *coif5*. Potlačení šumu v tomto případě bylo na velmi dobré úrovni, dle mého názoru nejlepší ze všech srovnávaných. Výsledky těchto čtyř mateřských vlnek jsou uvedeny na obr. 7.6.



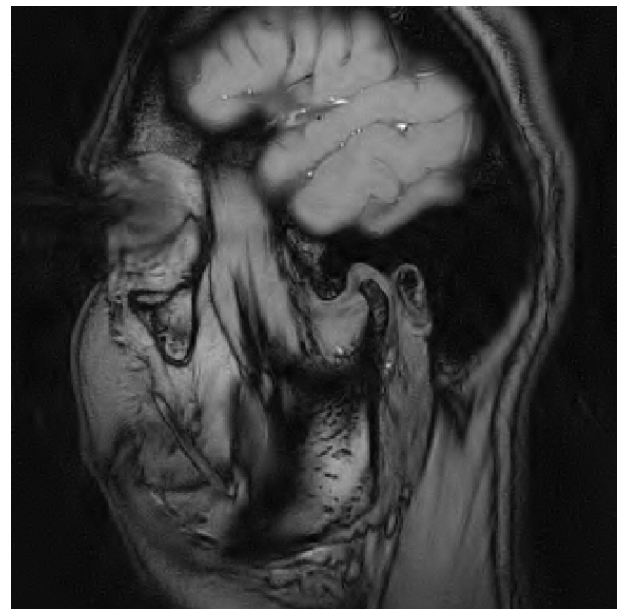
a)



b)



c)



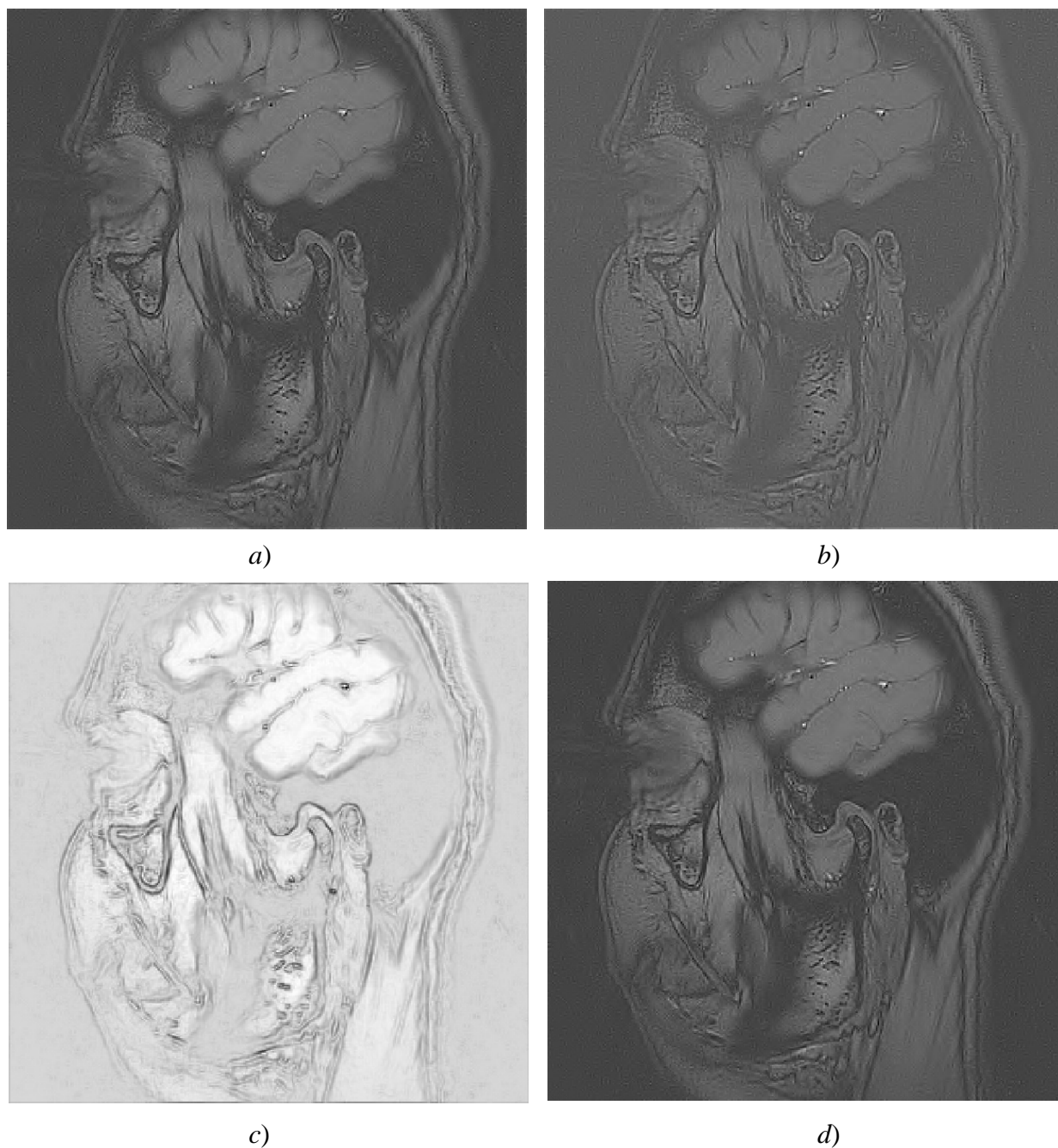
d)

Obr. 7.6 Použití různých typů mateřských vlnek na potlačení *a) db8 b) bior6.8 c) sym8 d) coif5*.

Po porovnání všech možných nastavení různých parametrů jsem došel k závěru, že pro potlačení šumu je nejvhodnější použít vlnku *coif5*.

7.2 Zvýraznění detailů v obraze

Obraz po provedení potlačení šumu je v některých místech částečně rozostřen. Pro zvýraznění byly vyzkoušeny metody uvedené v kap.5.3. Obrazy jsou po úpravě šedé (jedná se o posun v jasových hodnotách). Některé hrany jsou sice zvýrazněny, nicméně ztrácíme pro nás jiné důležité informace v obraze. Porovnání při použití různých operátorů je ukázáno na obr. 7.7



Obr. 7.7 Zvýraznění obrazu pomocí operátorů *a) Laplacián4 b) Laplacián8 c) Sobelovy d) unsharp.*

Při využití operátorů *Laplacián4* nebo *Laplacián8* si můžeme všimnout, že ve výsledných obrazech jsou hrany zvýrazněné, nicméně ztratíme pro nás potřebné informace z obrazu. Lze říci, že čím vyšší bude řád Laplaciánu, tím bude obraz více tmavší a budeme ztrácet informace. Při použití je tedy nutno zvolit vhodnou velikost x v (4.17). Při použití Sobelova operátoru naopak pozadí bude světlejší. Výsledky dosažené pomocí operátoru *unsharp* jsou podobné jako při použití Laplaceova operátoru.

8 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo navrhnout vhodnou metodu pro zvýraznění tomografických MR obrazů a na základě identifikace hran stanovit hrubé dělení sledovaných oblastí.

V první části práce jsem se zabýval teoretickým návrhem metody. Uvedl jsem zde metody kterých se využívá pro odstranění šumu z obrazu. Vycházel jsem z waveletová transformace, která je v dnešní době velmi rozšířenou metodou v oblasti zpracování signálů. Její základ tvoří mateřské vlnky, které se dělí do několika rodin (*Daubechies*, biortogonální atd). Každá rodina se vyznačuje svými charakteristickými vlastnostmi. Důležitým prvkem pro potlačení šumu z obrazu je nastavení vhodného prahu. Ten se volí pomocí histogramu jasu v obraze. Dále byl pak popsán teoretický rozbor metody, díky níž lze zvýraznit hrany v obraze. Ta je založena na principu vyniknutí jasových přechodů. tzn. zvýraznění vysokých frekvencí v obraze.

V praktické části byly zpracovány MR obrazy čelistního kloubu v grafickém rozhraní v prostředí MATLAB. Při zpracování byla upřednostněna metoda měkkého prahování waveletových koeficientů. Ukázalo se, že vhodnými mateřskými vlnkami pro tuto práci jsou vlnky rodiny Coiflets. Při jejich použití a při ponechání 40 % procent prahovaných koeficientů na každé úrovni dojde k dostatečnému potlačení šumu. Jelikož při potlačení šumu v obraze dochází ke ztrátám informací v detailech, byly vyzkoušeny metody pro zvýraznění hran. Jejich aplikace ovšem nepřinesla dobré výsledky a proto jsem od jejich použití upustil.

Celkové vyhodnocení obrazu jsem pak provedl podle zrakového vjemu bez odborných znalostí o problematice čelistního kloubu. Šum je potlačen dostatečně nicméně i tak někdy nelze obraz přesně diagnostikovat. Pro dosažení ještě lepších výsledků bych doporučil aplikování této metody na obraz v lepším rozlišení, kde bude pouze detail čelistního kloubu a ne celého okolí.

9 Použitá literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2001. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 500 s.
- [2] DRASTICH, A.: *Tomografické zobrazovací systémy ZS MR (MRI)* [online]. Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně, 2006. [cit 8.12.2007]. Elektronická verze přednášky kurzu Tomografické zobrazovací systémy (MTZS). URL: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/ubmi/courses/MKZS/TZS_MRI.pdf>.
- [3] GONZALES, C., R., WOODS, E., R., EDDINS, L., S. *Digital Image Processing Using MATLAB*. : Pearson Education, 2004. ISBN 0-13-008519-7.
- [4] *Funkční magnetická rezonance - Wikipedia otevřená encyklopedie* [online]. 3.12.2008 [cit. 2008-12-10]. URL: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1_rezonance>.
- [5] *Funkční magnetická rezonance* [online]. 2004 , 11. 1. 2008 [cit. 2008-12-15]. URL: <http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13>.
- [6] *Laboratoř biomechaniky člověka* [online]. 2006 [cit. 2009-04-16]. URL: <<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=individualni-nahrady-temporomandibularniho-kloubu>>.
- [7] LIM, J.S. *Two-Dimensional Signal and Image Processing*. Prentice Hall, New Jersey, 1990. ISBN 0-13-935322-4
- [8] Limberda, Ondřej. *Anatomie TMK*[online] [prezentace]. [cit. 2009-04-31]. Přednáška pro ÚTKO
- [9] MALÝ, Jan. *Metoda pro kompresi obrazových signálů pomocí waveletové transformace* 2006. 62 s. VUT. Diplomová práce. URL: <<http://wavelets.triablo.net/down/diplomova-prace.pdf>>.
- [10] *Magnetic resonance imaging - Wikipedia, the free encyclopedia* [online]. 15.12.2008 [cit. 2008-12-15]. URL: <http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging>.
- [11] *Magnetická rezonance - Wikipedia otevřená encyklopedie* [online]. 3.12.2008 [cit. 2008-12-10]. URL: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1_rezonance>.
- [12] MATOUŠEK, L. *Waveletová analýza zvýrazňování MR tomografických a ultrazvukových obrazů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 52 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Zdeněk Smékal, CSc.
- [13] KOZUMPLÍK, J.: *Multitaktní systémy*. Skripta VUT, Brno 2006 (elektronické texty)
- [14] National Electrical Manufacturers Association: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 5: Data Dictionary* , verze 2008, URL: <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/08_05pu.pdf>

- [15] National Electrical Manufacturers Association: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 6: Data Dictionary*, verze 2008, URL: <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/08_06pu.pdf>
- [16] *Onemocnění čelistního kloubu* [online]. 2006 [cit. 2009-04-14]. URL: <<http://www.webclient.cz/klouby/index.php?action=obsah&id=28>>.
- [17] ŘÍHA, K.: *Pokročilé techniky zpracování obrazu*. Elektronické texty VUT, poslední modifikace 30.11.2007, Ústav telekomunikací FEKT VUT v Brně, 2007.
- [18] SMÉKAL, Z.: *Číslíkové zpracování signálů (MCSI)*. Elektronické texty VUT poslední modifikace 26.4.2007, Ústav telekomunikací v Brně, 2007
- [19] *Temporomandibular joint* [online]. 2007 [cit. 2009-04-10]. Dostupný z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Temporomandibular_joint>.
- [20] *Temporomandibular joint disorder* [online]. 2007 [cit. 2009-04-12]. Dostupný z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Temporomandibular_joint_disorder>.
- [21] The MathWorks, Inc.: *MATLAB v. Release 14 with Service Pack 3 (R14SP3) manual*, elektronický manuál k programu, 2005.
- [22] The MathWorks, Inc.: *MATLAB Wavelet Toolbox v. 3.0.3 manual*, elektronický manuál k programu, 2005.
- [23] ZBRANEK, L. *Souvislost mezi vlnkovou transformací a bankami filtrů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 51 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Zdeněk Smékal, CSc.

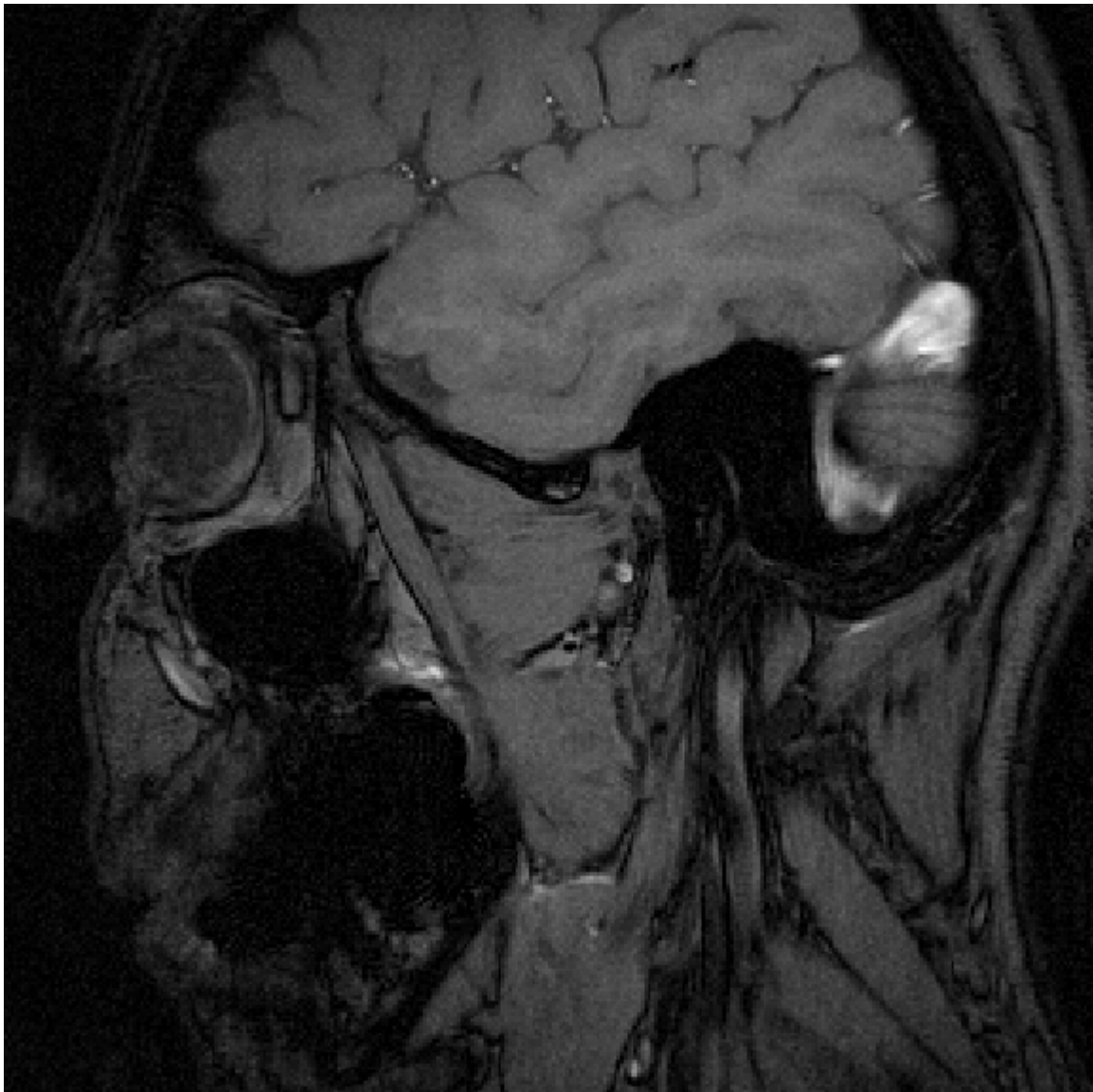
Seznam použitých zkratek, veličin a symbolů

2D	(Two Dimensional) <i>dvourozměrný</i>
2DFT	(Two dimensional Fourier Transform) <i>dvourozměrná fourierova transformace</i>
3D	(Three Dimensional) <i>trojrozměrný</i>
ACR	(American College of Radiology)
A/D	<i>analogově digitální převodník</i>
CD	(Compact Disk) <i>kompaktní disk</i>
DICOM	(Digital Imaging and Communications in Medicine) <i>standard pro ukládání dat v medicíně</i>
DTWT	(Discrete Time Wavelet Transform) <i>diskrétní vlnková transformace s diskrétním časem</i>
DWT	(Discrete Wavelet Transform) <i>diskrétní vlnková transformace</i>
FAT16	<i>souborový systém</i>
FID	(Free Induction Decay) <i>signál volné precese</i>
FIR	(Finite Impuls Response) <i>konečná impulsní odezva</i>
IOD	(Information Object Definition) <i>definice informačního objektu</i>
JPEG	(Joint Photographic Experts Group) <i>standardní metoda ztrátové komprese</i>
LSB	(Least Significant Byte) <i>nejméně významný bajt</i>
M	<i>vektor magnetizace</i>
M_0	<i>velikost vektoru magnetizace v termodynamické rovnováze</i>
M_{xy}	<i>velikost vektoru magnetizace v příčné rovině</i>
MSB	(Most Significant Byte) <i>nejvíce významný bajt</i>
MR	(Magnetic Resonance) <i>magnetická rezonance</i>
MRI	(Magnetic Resonance Imaging) <i>magnetická rezonance</i>
NEMA	(National Electrical Manufacturers Association)
PC	(Personal Computer) <i>počítač</i>
RF	(Radio Frequency) <i>radiofrekvenční</i>
RLE	(Run Length Encoding) <i>bezeztrátová komprese</i>
TCP/IP	(Transmission Control Protocol / Internet Protocol) <i>síťový komunikační protokol</i>
TV	<i>televizní</i>
WT	(Wavelet Transform) <i>vlnková transformace</i>

Seznam příloh

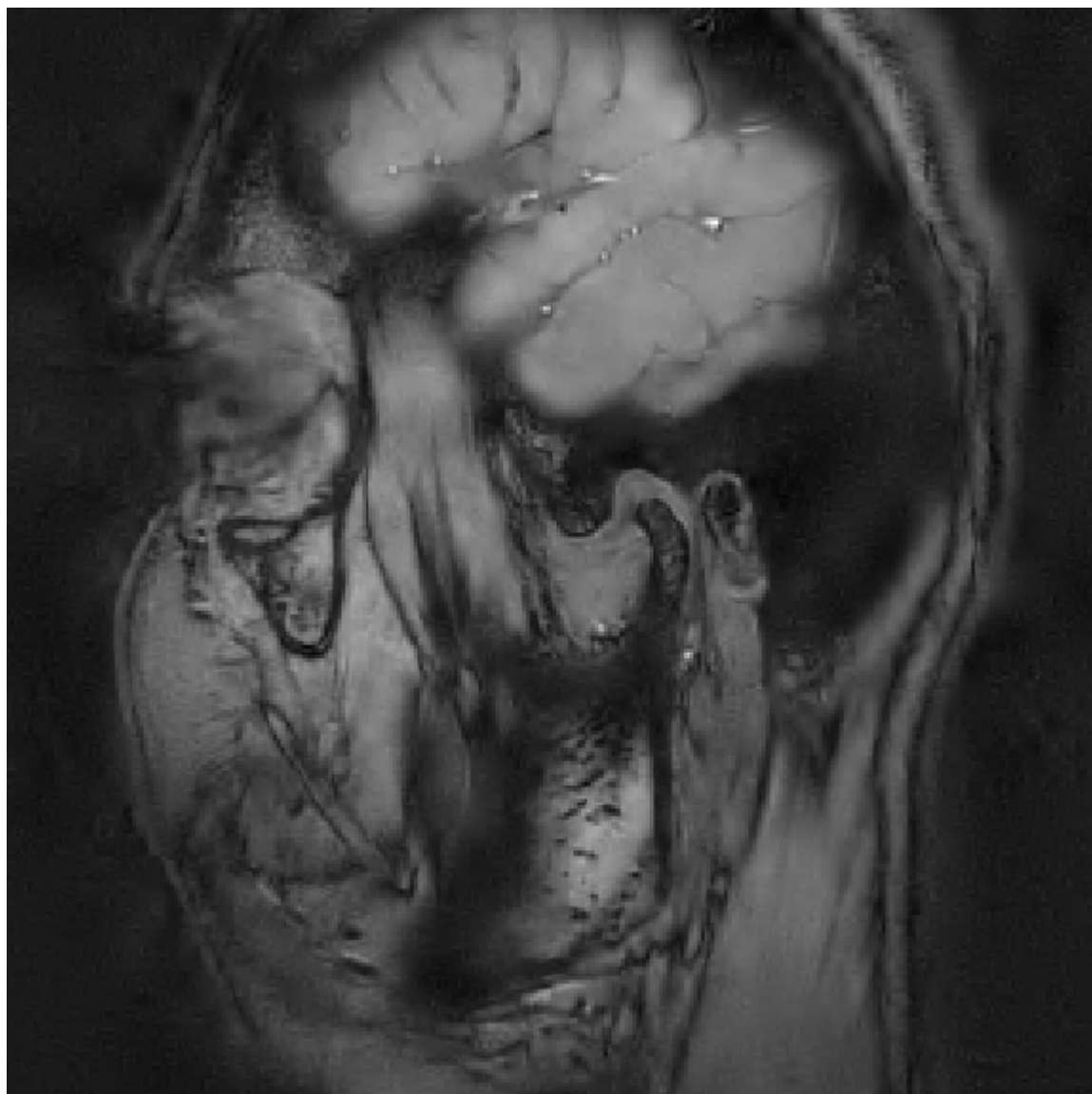
PŘÍLOHA A : ORIGINÁLNÍ OBRAZ.....	56
PŘÍLOHA B: POTLAČENÍ ŠUMU WAVELETOVOU TRANSFORMACÍ (1)	57
PŘÍLOHA C: POTLAČENÍ ŠUMU WAVELETOVOU TRANSFORMACÍ (2)	58
OBSAH CD	59

Příloha A : Originální obraz



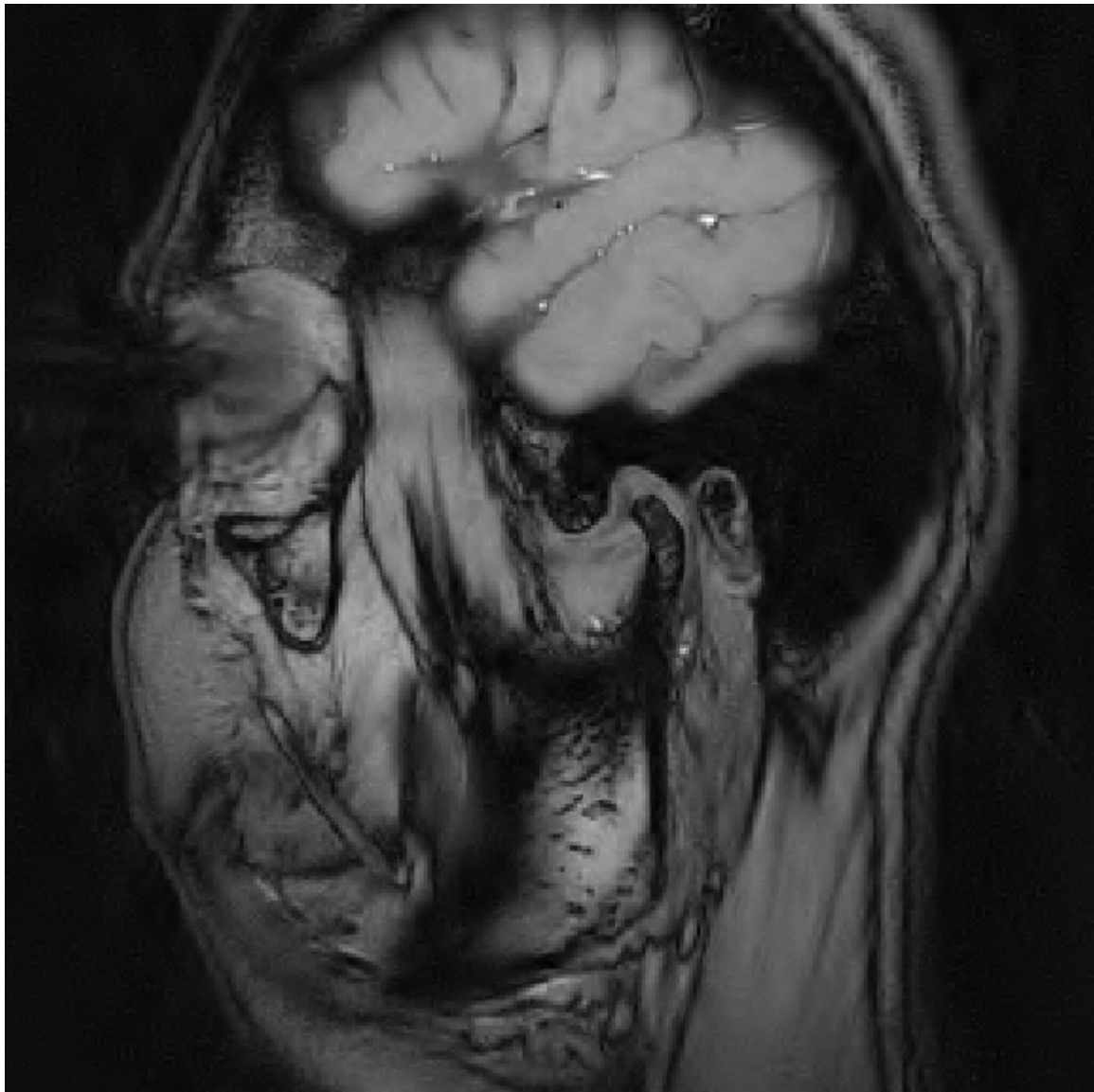
Obr. A. Původní originální obraz před zpracováním.

Příloha B: Potlačení šumu waveletovou transformací (1)



Obr. B. Obraz po zpracování při použití vlnky *bior4.4* pro 4 úrovně rozkladu při ponechání 40% prahovaných koeficientů.

Příloha C: Potlačení šumu waveletovou transformací (2)



Obr. C. Obraz po zpracování při použití vlnky *coif5* pro 5 úrovní rozkladu při ponechání 35% prahovaných koeficientů.

Obsah CD

adresář *DP* s verzí diplomové práce v elektronické podobě

adresář *matlab* s funkcemi

adresář *obrazy* s obrazy po zpracování ve větším rozlišení