

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

FACULTY OF ELECTROTECHNICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF TELEKOMUNICATIONS

TVORBA 3D MODELU ČELISTNÍHO KLOUBU

CREATING 3D MODEL OF TEMPOROMANDIBULAR JOINT

ZKRÁCENÁ VERZE DOKTORSKÉ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. Ondřej Šmirg

ŠKOLITEL

SUPERVIZOR

prof. Ing. Zdeněk Smékal, CSc.

BRNO 2014

KLÍČOVÁ SLOVA

Zpracování obrazu, segmentace obrazů, aktivní kontury, genetické algoritmy, polygonální modely, vyhlazování, decimace, vzorkování, interpolace

KEYWORDS

Image processing, image segmentation, active contours, genetic algorithm, polygon mesh, smoothing, decimation, sampling, interpolation

OBSAH

ÚVOD.....	4
1 ANATOMICKÉ VLASTNOSTI ČELISTNÍHO KLOUBU	5
2 CÍLE DIZERTAČNÍ PRÁCE	7
3 DOSAVADNÍ VÝVOJ	7
3.1 Současný stav diagnostiky u čelistního kloubu.....	7
3.2 Současný stav rekonstrukce tkáně do 3D modelu.....	9
4 TECHNICKÉ ŘEŠENÍ	11
4.1 Filtrace dat.....	12
4.2 Segmentace kloubní hlavice z MRI snímků	14
4.3 Segmentace kloubního disku z MRI snímků	17
4.4 Nadvzorkování dat a tvorba 3D modelu	20
5 ZÁVĚR.....	24
6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	26

ÚVOD

Dizertační práce se zabývá procesem rekonstrukce 3D modelu tkání čelistního kloubu na základě měření získaných z magnetické rezonance. Čelistní kloub je nejvytíženějším kloubem lidského těla, který během dne provede největší počet rotačních a i translačních pohybů. Jedná se tedy o velice složitou kombinaci pohybů, což s sebou nese i velké množství problémů. To samozřejmě vede k nemocem s tímto kloubem spojeným. Ve studii [6] bylo zjištěno, že až 33% populace trpí nějakou formou disfunkce čelistního kloubu a zároveň, že se jedná o druhou nejčastější příčinu bolesti hlavy. Kloub je tvořen tvrdou a hlavně měkkou tkání. Měkká tkáň čelistního kloubu je v odborné literatuře [2] a [3] označována jako kloubní disk a bývá nejčastější příčinou disfunkcí čelistního kloubu. Protože se jedná o měkkou tkáň, není ji možné zobrazit pomocí počítačové tomografie, která je založena na ionizujícím rentgenovém záření. Právě nemožnost zobrazení kloubního disku na snímcích z počítačové tomografie vedla k využití nukleární magnetické rezonance, která sice má nižší rozlišení a nižší kontrast pořizovaných snímků, než je tomu u počítačové tomografie, ale dokáže zobrazit i měkké tkáně. Současné studie a výzkumy čelistního kloubu popsané např. v [6],[8] a [9], se zaměřují buď na analýzu 2D snímků magnetické rezonance, nebo na 3D model tvořený tvrdou tkání získanou z obrazů počítačové tomografie (hlavně výzkum v lékařské oblasti traumatologie). Ze studií 2D snímků z magnetické rezonance lze odvodit, že je velice důležitá vzájemná poloha tvrdé tkáně kloubní hlavice a měkké tkáně kloubního disku. Právě vzájemná poloha kloubního disku a kloubní hlavice zobrazená v trojrozměrném prostoru je hlavním cílem této práce. V práci se využívá 2D řezů z magnetické rezonance získávaných při současném postupu při léčbě pacienta, které obsahují dostatek informací pro rekonstrukci 3D modelu čelistního kloubu, ale v současné praxi se tyto informace nevyužívají. [5]

Hlavní přínos této práce spočívá v nalezení efektivního procesu pro rekonstrukci čelistního kloubu vycházejícího z metod pro filtraci MRI dat, nových technik segmentace kloubního disku a kloubní hlavice, metod pro nadzorkování binární masky a využití objektivního vyhodnocování hloubky decimace (zmenšování počtu polygonů v polygonální síti) a počtu iterací vyhlazovacího algoritmu. V oblasti filtrace se jedná hlavně o nalezení nejefektivnější kombinace parametrů pro metody filtrace založené na vlnkové transformaci. V oblasti segmentace se jedná o algoritmus využívající rozšíření metody rozvodí u kloubní hlavice a kombinace znalosti anatomie čelistního kloubu se statistikou využívající genetického algoritmu u kloubního disku. Tyto algoritmy dosáhly $87,7\% \pm 3,8\%$ účinnosti u kloubní hlavice a $71,5\% \pm 3,2\%$ u kloubního disku. Dosáhly tak lepších výsledků, jaké byly dosaženy s experimentálně nejlepším možným nastavením algoritmu založenému na Level set funkci, jehož účinnost činila $78,5\% \pm 8,4\%$ u kloubní hlavice a $61,3\% \pm 4,8\%$ u kloubního disku. Výsledky korelují i s ruční segmentací, která u kontrastnější kloubní hlavice dosahuje účinnosti 93% a u kloubního disku, který je mnohem složitější pro segmentaci, dosahuje znatelně menší 82,6% účinnosti. Je tedy vidět, že nové metody dosahují dobrých výsledků i v porovnání s ruční segmentací,

kteřou můžeme označit jako zlatý standart. V oblasti nadvzorkování, decimace a vyhlazování jde hlavně o nalezení kompromisu mezi tvarovým zkreslením a přiblížením se reálné podobě tkáně. Pro tyto metody bylo využito Hausdorfovy vzdálenosti pro objektivní zhodnocení změn v rekonstruovaném 3D modelu. Bylo tak možné objektivně zhodnotit hloubku decimace i počet iterací vyhlazovacího algoritmu Laplacian HC. Zde bylo provedeno subjektivní zhodnocení výsledného modelu čelistním chirurgem, který zhodnotil model jako velice podobný skutečné tkáni a využil model vytištěný pomocí 3D tiskárny pro studijní potřeby.

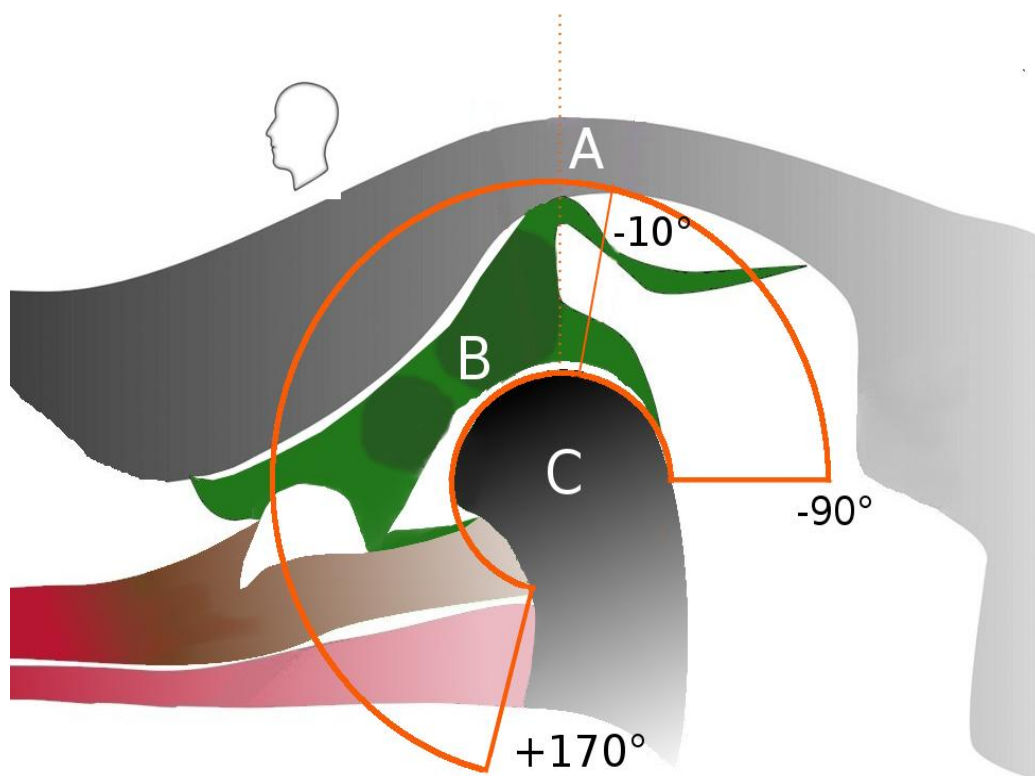
1 ANATOMICKÉ VLASTNOSTI ČELISTNÍHO KLOUBU

Hlavní jádro TMK je složeno ze tří částí, kloubní hlavice (kondyl), kloubní jamky (mandibular fossa) a kloubního disku (diskus). [4],[5] U kloubní hlavice a kloubní jamky se jedná o tvrdé tkáně, zatímco kloubní disk je měkká tkáň. U tvrdých tkání je důležitá kloubní hlavice, která je individuální pro různé pacienty. V 60% případů má kloubní hlavice okrouhlý nebo konvexní tvar, a u přibližně 20-30% případů se jedná o vzácné tvary. Tvary kloubní hlavice můžete vidět na obr. 1.1.



Obr. 1.1: Kloubní hlavice (vlevo okrouhlý tvar, vpravo plochý tvar) [5]

Nejdůležitější tkáň čelistního kloubu je kloubní disk. Tato měkká tkáň tvoří kluzný materiál mezi tvrdými tkáněmi, a protože kloub vyklovává velice složitý pohyb (translační i rotační), dochází často k nesprávnému pohybu této měkké tkáně a s tím k souvisejícím problémům. Poloha kloubního disku se určuje od polohy kloubní hlavice, a právě na základě této vzájemné polohy se určují tzv. diskopatie čelistního kloubu. Základní anatomie čelistního kloubu je vidět na obr. 1.2, ve kterém je zobrazen i prostor vymezující oblast všech možných variant kloubního disku. Tento prostor byl určen podle polohy disku všech stupňů diskopatie popsané ve Wilkesově klasifikaci. [10] Jedná se tedy o omezení prostoru pro vlastní segmentaci kloubního disku na základě jeho anatomických vlastností. Není nutné prohledávat celý prostor MRI snímku, protože mimo vymezenou oblast je výskyt kloubního disku buď vysoce nepravděpodobný, nebo zcela vyloučený. Jak je na obrázku vidět poloha disku se počítá od vertikály, která je usazena do středu opsané kružnice kloubní hlavice. Podle principů určování diskopatií je špatná poloha disku posuzována jako odchylka disku -10° a $+30^\circ$ od polohy vertikály. Případů, kdy se disk pohybuje v oblasti -10° až -90° je tak zanedbatelné množství, že se v práci tato oblast zanedbává. Úhel 170° je přibližný, skutečná krajní hodnota se určuje podle tvaru kloubní hlavice a je počítána automaticky algoritmem.



Obr. 1.2: Anatomie čelistního kloubu s ukázkou principu vymezení prostoru kloubního disku (A-kloubní jamka, B – kloubní disk, C-kloubní hlavice)

2 CÍLE DIZERTAČNÍ PRÁCE

Cílem dizertační práce je návrh metod pro tvorbu 3D modelu kloubní hlavice a kloubního disku u temporomandibulárního kloubu. Velice důležitou částí tvorby realistického modelu je vytvoření segmentačních metod, které by dokázali účinně segmentovat kloubní hlavici a kloubní disk z 2D řezů vytvořených pomocí tomografu magnetické rezonance. V této oblasti je velice důležité správně segmentovat kloubní disk, který vykazuje velmi slabý kontrast v porovnání s jeho nejbližším okolím, což je problematické pro použití běžných segmentačních metod.

Dizertační práce řeší následující problémy:

- návrh filtrů pro odstranění šumu ze vstupních dat,
- návrh segmentačních metod, které by dokázaly segmentovat měkkou tkáň kloubního disku, jež má velmi nízký kontrast a splývá s okolní tkání. Pro segmentaci bude využita informace založená na znalosti anatomie pohybu kloubního disku a pozice kloubní hlavice,
- návrh metody pro objektivní kvalitativní zhodnocení segmentačních metod pro 3D data magnetické rezonance,
- dopočítání dat v ose z, tak aby co nejvíce odpovídaly tvarovým vlastnostem segmentované tkáně a to jak pro kloubní hlavici, tak i pro kloubní disk,
- rekonstrukci 3D modelu temporomandibulárního kloubu,
- návrh metody pro objektivní kvalitativní vyhodnocení míry zkreslení rekonstruovaného modelu, při decimaci a vyhlazování polygonální sítě.

3 DOSAVADNÍ VÝVOJ

Dosavadní vývoj se dá rozdělit podle úhlu pohledu na současný stav v oblasti diagnostiky čelistního kloubu a na současný stav v oblasti rekonstrukce 3D modelu biomedicínských tkání.

3.1 SOUČASNÝ STAV DIAGNOSTIKY U ČELISTNÍHO KLOUBU

Stejně jako u jiných tkání, tak i čelistního kloubu probíhá diagnostika disfunkcí čelistního kloubu na několika úrovních současného lékařského systému. Nejjednodušší je založena na znalosti symptomů jednotlivých disfunkcí kloubu a tím na odhadu přibližného stavu tkáně. Abychom mohli poměřovat výsledky práce, je nutné zaměřit se na nejmodernější techniky diagnostiky stavu tkáně. V této oblasti lze považovat za nejlepší současnou používanou metodu snímání tkáně pomocí magnetické rezonance. [12] Tato metoda je velice drahá, ale doktor dostane soubor dat, na kterých jsou vidět obrazy 2D řezů tkáně. Tato metoda je nejkompaktnější, protože dokáže zahrnout jak měkkou, tak i tvrdou tkáň čelistního kloubu. To umožňuje stanovit dostatečně přesnou diagnózu stavu tkáně čelistního kloubu a

umožní to doktorům vytvořit si obraz o stavu tkáně v různých řezech. Vstupní data, která se pro tuto diagnostiku používají, mají tvar, který je vidět na obr. 3.1.



Obr. 3.1: MRI obraz jednoho řezu tkáně čelistního kloubu

Diagnostika například stupně diskopatie podle Wilkesovy klasifikace [10] je založena na zkušenostech radiologa. V současné době se tedy nepoužívá žádná pokročilá metoda segmentace tkáně čelistního kloubu a její automatická diagnostika. Navíc se využívá pouze část informace, která je v datech obsažena, jakou je například informace o prostorovém uložení a prostorovém tvaru. Radiolog v současné době provádí diagnózu na základě snímků, jaký je vidět na obr. 3.1 a jeho prostorová informace spočívá pouze ve znalosti pořadí snímků a jejich návaznost. Ze současných dat získaných zdlouhavým a drahým procesem skenování pomocí magnetické rezonance se dá vytěžit větší množství informace, jakými jsou například tvarové vlastnosti kloubní hlavice a kloubního disku, jejich vzájemná poloha v prostoru atd. Právě to je cílem této dizertační práce.

3.2 SOUČASNÝ STAV REKONSTRUKCE TKÁNĚ DO 3D MODELU

Rekonstrukce 2D řezů tkáně do 3D modelu je celý řetězec operací, kde každá část tohoto řetězce prošel velkým vývojem.

První fází rekonstrukce je filtrace dat. Data MRI obsahují velké množství šumu, a proto je nutné tento šum odstranit. V současné době, jak je popsáno v pracích [13], [14], [15] se nejvíce na datech z NMR osvědčila metoda založená na vlnkové transformaci. V tab. 3.1 je porovnání vlnkové transformace pro různé vlnky a typy prahování. Jako objektivní parametr vyhodnocení je použit SNR. Jak je vidět odstup signálu od šumu může dosáhnout hodnoty až 37,4dB, což je dobrá hodnota u tak zašuměných dat jakými jsou MRI.

Tab. 3.1: Výsledky SNR v [dB] pro různé typy vlnek a prahování [14]

Univerzální práh pro	Haar	Daubechy	Coiflet
Tvrdé	33,6	32,6	33,1
Měkké	37,4	36,4	36,8
Poloměkké	37,3	36,4	36,8
Hybridní	37,1	36,2	36,7

Druhou fází zpracování dat při rekonstrukci 3D modelu z 2D řezů MRI je segmentace. V této oblasti jde vývoj velice dopředu a každým dnem jsou vylepšovány a vyvíjeny nové a nové techniky segmentace. Nejvíce se vývoj zaměřuje na techniky tzv. strojového učení. Tyto techniky jsou založeny na statistice oblastí, na které je segmentace zaměřena. Aby bylo možné získat dostatečné množství dat nutných pro relevantní výsledky statistické analýzy, je nutné ve velké míře provést ruční segmentaci na velkém počtu dat. Řádově se jedná až o tisíce dat. To je samozřejmě velice časově náročná procedura, která zahrnuje spoustu práce odborníků, kteří v oblasti biomedicínských dat pracují a samozřejmě dostatečné množství pacientů s podobnými klinickými příznaky. V případě, že databáze takto označených biomedicínských dat není dostatečná, nejsou tyto metody schopny získat dostatek informací pro rozpoznávání oblastí. Pokud je problematické vytvořit dostatečnou databázi pro metody strojového učení, je nutné využít jiných technik, které by byli schopny oddělit jednotlivé tkáně biomedicínských dat od sebe. Jako nejprogresivnější technikou současnosti používanou pro segmentaci biomedicínských dat bez velké databáze, lze označit metody **aktivní kontury**. Tyto algoritmy jsou vždy iterační s počátečními podmínkami, které na základě vlastností obrazu tvarují uzavřenou křivku reprezentující hranici objektu. V principu se jedná o minimalizaci energetické funkce dané vztahem [16][17]:

$$\int_0^1 E_{snake}(v(s))ds = \int_0^1 [E_{internal}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{constrain}(v(s))]ds, \quad (3.1)$$

kde $v(s)$ reprezentuje parametrickou křivku, s je délka kontury. $E_{internal}$, E_{image} a $E_{constrain}$ reprezentují jednotlivé energetické funkce, ze kterých je složena celková energetická funkce E_{snake}

Jako jednu z největších nevýhod metody lze považovat neúměrné zvýšení složitosti výpočtu při rozšíření do vícedimenzionálního prostoru. Pro vícerozměrnou soustavu je velice obtížné definovat parametricky počáteční objekt a přepočítání tvaru a pohybu během jednotlivých iterací. Nárůst složitosti implementace je neúměrně vysoká a pro složitost stanovení jednotlivých energií nedává ani přijatelné výsledky. Problémy nastanou i při rozdělávání či slučování hranice kontury během jednotlivých iterací. Pro zmíněné nevýhody bylo přistoupeno k popisu kontury za pomoci tzv. úroňové množiny – LSM (Level Set Method) [16], [17]. Množina LSM využívá k popisu kontury průnik roviny s úroňovou funkcí. Tvar této funkce je dán počátečními podmínkami a řešením parciálních diferenciálních rovnic nad touto funkcí. Nevýhodou této reprezentace je, že při každé iteraci se počítá parciální diferenciální rovnice nad velkým objemem čísel, které jsou dány velikostí obrazu. Objem čísel se dá snížit přepočítáváním jen oblasti v nejbližším okolí křivky, což je pod názvem rychlá LSM popsáno v [18].

LSM vychází ze základní rovnice [16]:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + F |\nabla \phi| = 0, \quad (3.2)$$

kde $\phi(t, x, y)$ je LS funkce, která se vyvíjí podle rychlostní funkce F v čase t . Kontura je pak definována řezem v nulové hladině vícerozměrné funkce LS popsané v [16].

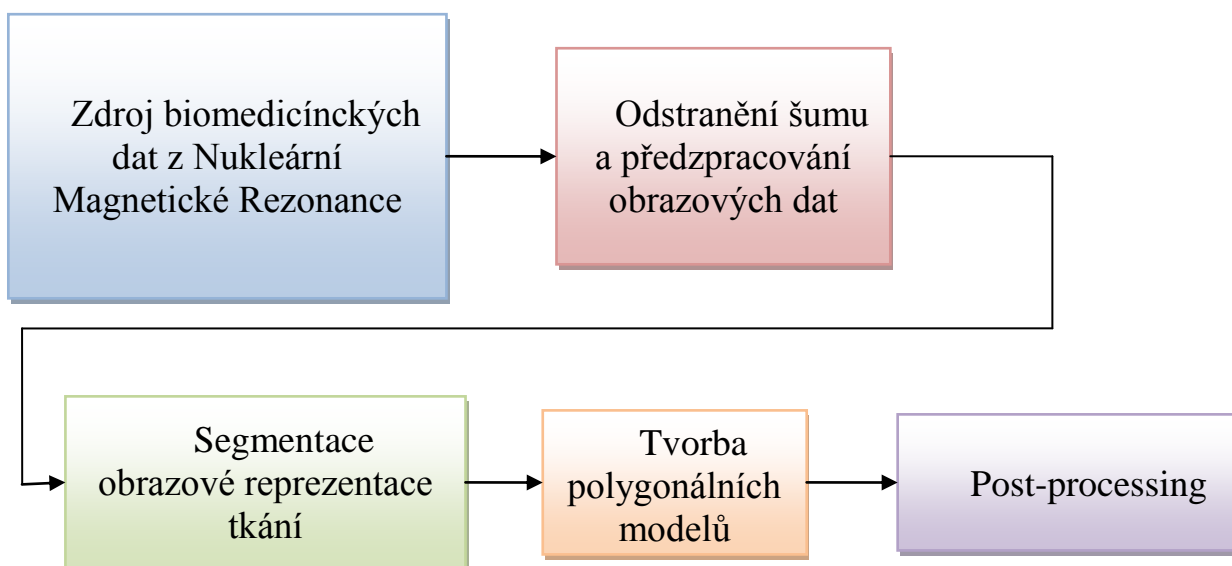
Další v pořadí řetězce tvorby 3D objektu je modul převodu 2D segmentovaných řezů, které reprezentují jednotlivé voxely tkáně do vektorového tvaru polygonálního modelu. Polygonální geometrie vychází z tvorby povrchu modelu za pomoci sítě polygonů, které jsou tvořeny přímkami propojených vrcholy. Vzniká tak síť po částech lineárních, hraničně omezených polorovin, které na sebe navazují.

V oblasti převodu voxelů na polygonální model se nejvýrazněji prosadila technika zvaná **Marching Cubes** (Pohybující se kostka). Původní návrh se datuje do roku 1987 kdy ji v [19] publikovali W.E.Lorensen a H.E.Cline. Pro polygonální vyjádření povrchu modelu se zde využívá trojúhelníků a je vždy aplikován na dva po sobě jdoucí řezy tkání. Posouváním krychle v oblasti mezi sousedními vrstvami se vytváří logická prostorová mřížka. Po průchodu krychlí celým prostorem se protnutím hran krychle vytvoří povrch tvořený trojúhelníky

Závěrečná fáze procesu tvorby modelu se zabývá zpracováním a úpravou již trojrozměrného modelu tvořeného polygonální sítí. Tento závěrečný modul zahrnuje několik typů operací, které se s trojrozměrným modelem provádějí. V první řadě se jedná o **decimaci**. Při decimaci se prochází polygonální model a slučují se jednotlivé buňky sítě do větších struktur na základě jejich směrových vektorů.

4 TECHNICKÉ ŘEŠENÍ

V celém technickém řešení rekonstrukce čelistního kloubu bylo přistoupeno k návrhu nových metod, které by byly přizpůsobeny vlastnostem získaných vstupních dat a anatomickým vlastnostem čelistního kloubu. Jak již bylo řečeno rekonstrukce 3D modelu tkání čelistního kloubu se skládá z několika kroků, které na sebe navazují a tvoří celý řetězec, který je vidět na obr. 4.1.



Obr. 4.1: Blokové schéma rekonstrukce 3D modelu tkání čelistního kloubu

V první fázi řetězce je získávání dat. V našem případě se jedná o data získávána standardně během vyšetření čelistního kloubu pro předoperační přípravu, nebo pro stanovení diagnózy. Pro získání byl použit tomograf nukleární magnetické rezonance s parametry uvedenými v tab. 4.1. Algoritmy byly testovány na obou typech vstupních dat, ale protože pro data bez použití mikroskopické cívky měly výsledky segmentovaných dat tak malé rozlišení, že nebyly použitelné pro běžnou praxi, nebyly tyto data použity pro celkové hodnocení algoritmů. Přestože pro malé rozlišení jsou tyto data nepoužitelné pro vlastní rekonstrukci, lze je použít pro ukázky principu algoritmů segmentace, protože je v datech obsažena celá oblast hlavy a je možné vidět, v které její části se procesy segmentace odehrávají.

Tab. 4.1: Parametry tomografu NMR

Parametry	Bez mikroskopické cívky	S mikroskopickou cívkou
Indukce magnetického pole	1,5 T	1,5 T
Velikost viditelné oblasti v mm	150x150	70x70
Typ cívky	C3	Micro-47

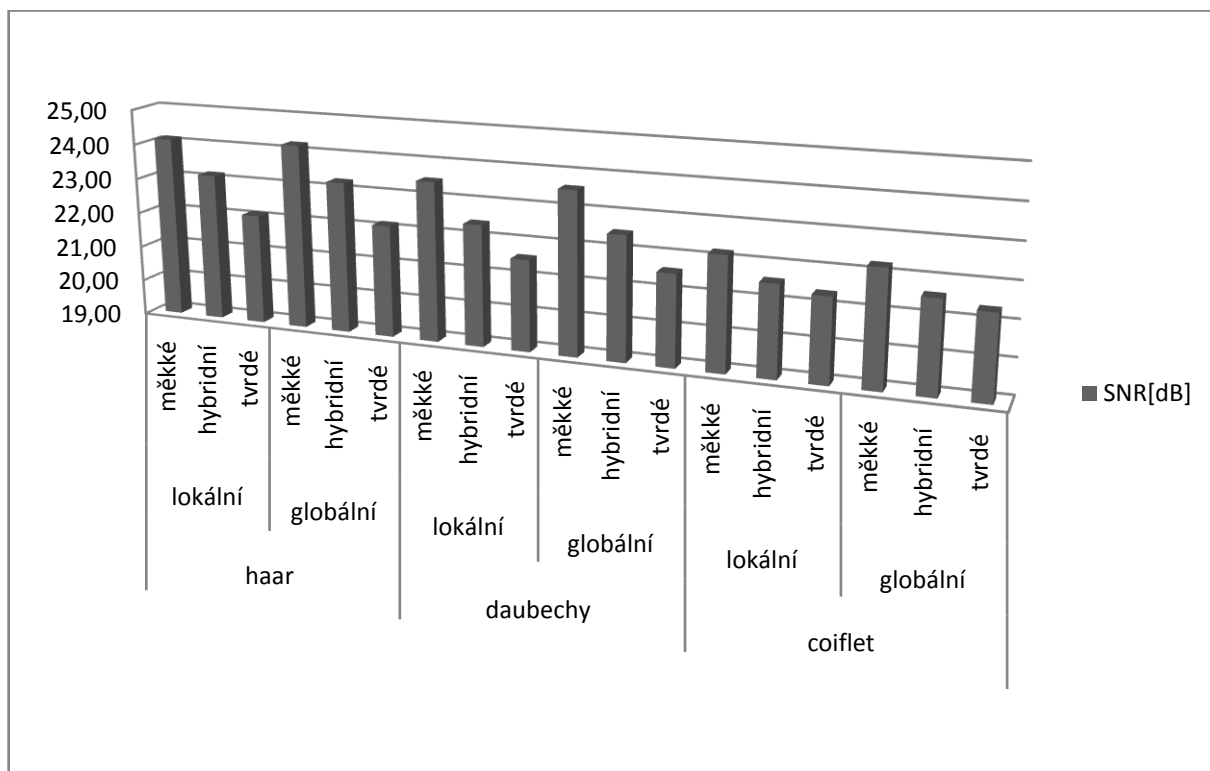
4.1 FILTRACE DAT

Pro odstranění šumu ze vstupních dat bylo využito filtrace za pomoci vlnkové transformace. Jedná se o nejmodernější techniku filtrace šumu využívanou pro obrazy magnetické rezonance, jak lze vyčíst z [13], [14] a [15]. Protože v práci [14] jsou použita podobná data, bylo možné využít použité techniky pro filtraci a bylo tedy možné využít poznatků o použitých typech mateřských vlnek (Haar, Coiflet), hloubky dekompozice a typu prahování vlnkové filtrace (měkké, hybridní a tvrdé). Pro vyhodnocení kvality filtrace jsme využili parametry kontrast, SNR (odstup signálu od šumu) a variace. Naměřené výsledky filtrace jsou vidět v tab. 4.2, kde jsou vyznačeny i nejvyšší dosažené hodnoty pro zvolené parametry. Nejdůležitějším parametrem je SNR, určující odstranění šumu a zlepšení homogenity tkání. SNR nejlépe vychází pro Haarovu vlnku pro měkké prahování, což koresponduje i s výsledky popsány v [14] a zároveň pro tuto vlnku vychází i nejvyšší hodnota variace. Z pohledu kontrastu, který byl měřen v oblasti hrany kloubní hlavice, nejlépe vychází coiflet vlnka a to při použití prahu v hybridním režimu. Protože hlavním cílem filtrace bylo snížení šumu v obraze, který nejvíce ovlivňuje segmentační metody, jako nejlepší řešení se jeví filtr s Haarovou mateřskou vlnkou a měkkým prahováním v globálním režimu. Experimentálně byla zvolena hloubka dekompozice 4. Pro odhad prahu byla zvolena metoda univerzální prahové hodnoty, která měla v [14] nejlepší výsledky. Tato technika stanovení prahu byla otestována pro režimy globálního (stanovení prahu pro všechny vzorky) a lokálního (stanovení prahu na lokálních vzorcích nezávisle)

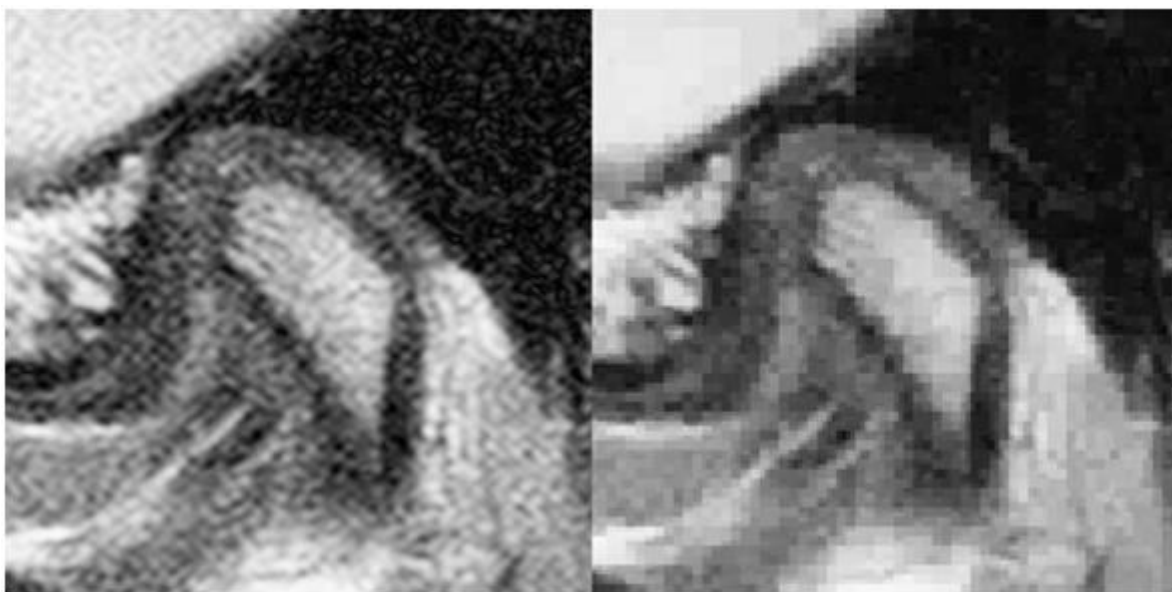
Tab. 4.2: Výsledky SNR pro vybrané parametry vlnkové filtrace

Typ vlnky	Typ prahu	Typ prahování	SNR[dB]	Kontrast	Variace
Haar	Lokální	Měkké	24,14	0,53	0,61
		Hybridní	23,18	0,56	0,84
		Tvrdé	22,12	0,58	1,23
	Globální	Měkké	24,23	0,53	0,60
		Hybridní	23,28	0,56	0,82
		Tvrdé	22,16	0,58	1,22
Coiflet (4. řádu)	Lokální	Měkké	22,22	0,62	0,70
		Hybridní	21,58	0,64	0,88
		Tvrdé	21,38	0,63	0,97
	Globální	Měkké	22,26	0,62	0,69
		Hybridní	21,60	0,64	0,88
		Tvrdé	21,38	0,63	0,97

Na obr. 4.2 je vidět graf porovnání SNR pro různé vlnky a různé typy prahování. Jak je vidět nejvyšší SNR zde má Haarova mateřská vlnka, která dosahuje hodnoty 24,23dB. Na dalším obrázku je vidět detail kloubní hlavice před a po filtraci. Můžeme zde vidět, že tkáň kloubní hlavice vykazuje více homogenní charakter, jak se dá od této tkáně očekávat. Díky vlnkové filtraci je možné odstranit šum ze segmentované oblasti a zároveň zachovat její statistické a tvarové vlastnosti.



Obr. 4.2: Srovnání SNR podle použitých mateřských vlnek a typů prahování



Obr. 4.3: Detail kloubní hlavice před a po filtraci za pomoci vlnkové transformace

4.2 SEGMENTACE KLOUBNÍ HLAVICE Z MRI SNÍMKŮ

Při vývoji nové metody pro segmentaci kloubního disku z MR snímků je velice důležité nejprve detekovat kloubní hlavici. Jak je uvedeno v kapitole 1, kloubní disk se vždy objevuje v prostoru, který je vymezen právě kloubní hlavici. Při návrhu nové metody, která provádí segmentaci kloubního disku, bylo využito znalosti anatomického uložení kloubu, kdy bylo zjišťováno pravděpodobnostní uložení kloubního disku na základě možné pozice kloubní hlavice. Protože oproti kloubnímu disku, má kloubní hlavice ve snímcích větší kontrast, bylo pro segmentaci kloubní hlavice využito metody značkami řízeného rozvodí. [21]

- Metoda značkami řízeného rozvodí (watershed method) si představuje obraz jako reliéf, kde tmavé oblasti jsou považovány za nížiny a světlé oblasti za hřebeny. Tato metoda se skládá z několika kroků:
- Výpočet segmentační funkce. Jedná se o obraz kde tmavé regiony značí objekty, které se pokoušíme segmentovat.
- Výpočet značek popředí. Jedná se o obraz tvořený shlukem pixelů, které jsou vždy uvnitř každého objektu.
- Výpočet značek pozadí. Jedná se o obraz s pixely označujícími oblasti, které nejsou považovány za objekty.
- Modifikace segmentační funkce tak, že obsahuje minima pouze na místech značek symbolizujících popředí a pozadí.
- Výpočet metody rozvodí pro modifikovanou segmentační funkci.
- Pro segmentaci obrazu pomocí rozvodí je často využíváno gradientního operátoru.

Při aplikaci gradientního operátoru na obraz jsou nalezeny hranice objektů, které vykazují nejvyšší strmost. Gradientní funkce f v bodě (x, y) je definována jako sloupcový vektor:

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}. \quad (4.1)$$

Velikost samotného vektoru se označuje jako *gradient*. Prvky gradientního vektoru jsou lineární, zatímco *gradient* vlivem operací mocnění a odmocnění není lineární. Výsledná velikost gradientního vektoru vykazuje invarianci k rotaci. *Gradient* lze zjednodušit do tvaru podle této rovnice

$$\nabla f = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \approx |G_x| + |G_y|. \quad (4.2)$$

V našem případě to také může způsobit přesegmentování, čímž dojde k rozdělení obrazu na velké množství malých regionů, které nevyznačují významné objekty jako celky, ale rozdělují je jen na malé části. Je velice obtížné následně seskládat

významné objekty z těchto malých regionů. Tato vlastnost je pro základní metodu rozvodí velice typická. Proto byla navržena rozšířená verze této metody, a to značkami řízené rozvodí. Takto upravená metoda uvádí jen obecný předpis, jaké vlastnosti by měly jednotlivé značky mít. Mnohem složitější je však navrhnout způsob, jak oblasti automaticky nalézt, a to se řeší na základě specifických vlastností obrazu. [22][23]

V případě segmentace kloubní hlavice se osvědčilo využití morfologických operací. Vyjdeme-li z morfologických operací a dvourozměrný řez MRI označíme jako I , potom inicializační funkce popředí F je výsledkem následujících operací. Nejprve se algoritmus zaměřuje na vyhlazení regionů, tak aby nám vznikla regionální maxima. Takto filtrovaný obraz I_1 je dán vztahem:

$$I_1 = N - (\rho_{I_0}((N - I_0) \ominus B)) \quad (4.3)$$

kde I_0 je $\rho_I(I \oplus B)$, tedy *otevření podle rekonstrukce* obrazu I . Výsledkem tohoto filtru je vyhlazení regionů, které spolu sousedí a mají podobné jasové vlastnosti. Můžeme tedy mluvit o homogenizaci regionů v šedotónovém obraze.

Vyjádríme-li si regionální maximum šedotónového obrazu I jako množinu pixelů M s hodnotou h , potom je regionální maximum definováno jako soubor navazujících pixelů, kde všechny okolní sousední pixely mají hodnotu nižší, než je hodnota h . Pokud to vztáhneme k obrazu I , potom je regionální maximum o výšce h v šedotónovém obraze I spojitou oblastí C , která musí splňovat podmínku:

$$C \cap T_{h+1}(I) = 0 \quad (4.4)$$

kde $T_h(I)$ reprezentuje prahování obrazu I . Pro detekci regionálních maxim v obraze existuje velké množství algoritmů, jak je popsáno v pramenu [22] [23]. Jedna z nejčastěji používaných metod využívá popsané morfologické rekonstrukce. Definujeme si $M(I)$ jako funkci obrazu I , která nám udává binární obraz s vyznačenými regionálními maximy. Tato funkce je pak dána vztahem:

$$M_h = T_h(I) \setminus \rho_{T_h(I)}(T_h(I - 1)) \quad (4.5)$$

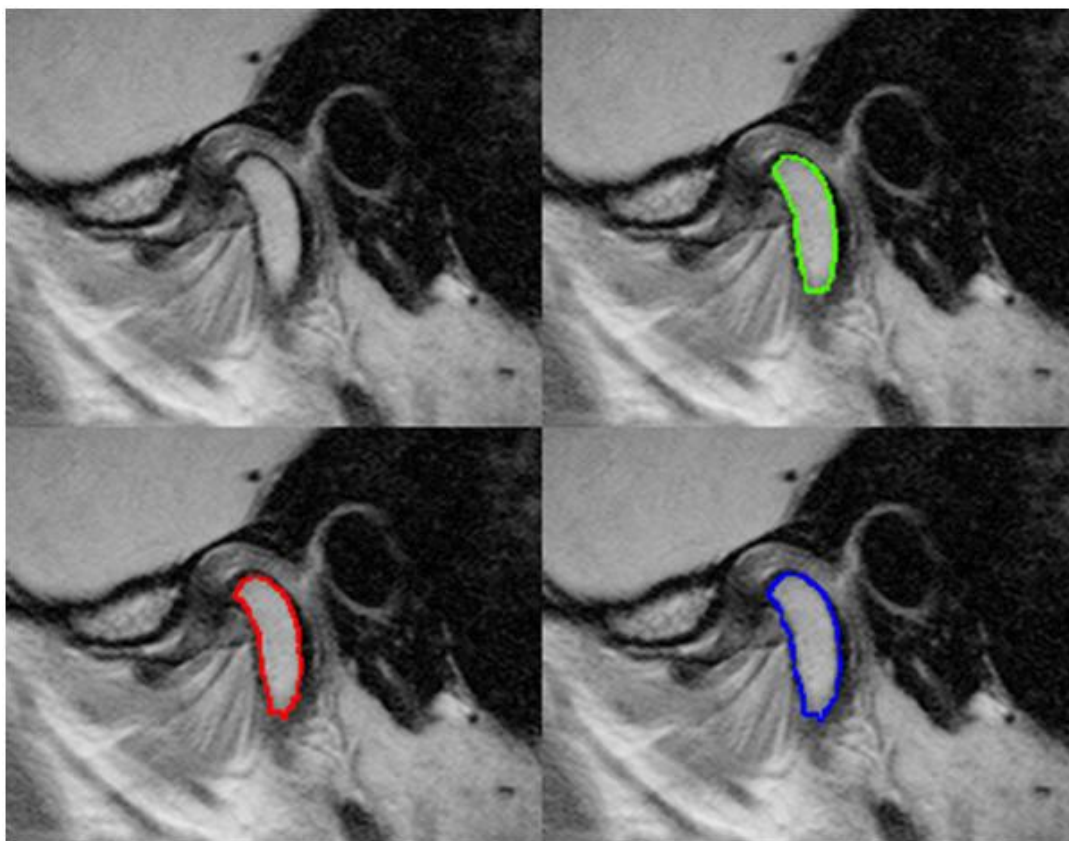
Výsledkem je soubor binárních obrazů, kde pro jednotlivé hladiny h jsou vykresleny regionální maxima. Tyto maxima po převodu do binární podoby obrazu a filtraci šumu nám vyjadřují značky popředí.

Po nalezení značek popředí, které označují oblasti, odkud se bude rozlévat voda, je nutné nalézt značky pozadí, které oddělí jednotlivé části objektů a vytvoří oddělující hranice, které se v odborné literatuře připodobňují přehradám v terénu, které zadržují vodu. Pro tvorbu hranic se vychází z výsledků I_1 ze vzorce (4.3). Tento obraz obsahuje regionální maxima, které zvýrazňují plochy objektů. Pro pozadí je potřeba vytvořit úzké spojnice v oblastech mezi jednotlivými objekty. Vyjdeme-li z předpokladu, že potřebujeme rozdělit šedotónový obraz na dvě

kategorie objektů, kde v první kategorii jsou regionální maxima, a v druhé kategorii je pozadí, dostáváme se do oblasti prahování. Pro automatickou volbu prahu jsme zvolili algoritmus Otsu pojmenovaný podle jeho autora Nobuyuky Otsu [7]. Po aplikaci Otsu prahovacího algoritmu získáme binární obraz s maximy, které vyjadřují přibližné polohy jednotlivých regionů, a je nutné nalézt spojnice, které tyto regiony oddělí a vytvoří tak značky pozadí.

Pro vytvoření značek pozadí byly otestovány dvě metody. První z nich je založena na Dirichletově teselaci. Druhou metoda využívá distančního algoritmu. Distanční algoritmus se nejčastěji využívá na skeletonizaci postav lidí a zvířat ve videu. Při hledání linií značek pozadí jsme vyšli z algoritmu popsaného v pramenu [25], kde je popsán princip použití algoritmu na binární obraz tak, aby byla nalezena linie minimalizující funkce vzdálenosti od jednotlivých regionů.

Protože distanční algoritmus dokáže omezit počet segmentovaných regionů a přesněji definuje i oblast okolo kloubní hlavice. Pro segmentaci kloubní hlavice bylo tedy přistoupeno k použití tohoto algoritmu. Na obr. 4.4 je vidět výsledek segmentace kloubní hlavice popsaným algoritmem, která je porovnána s průměrnou ruční segmentací a metodou založenou na level-set funkci. Jak je vidět algoritmus se velice přibližuje ruční segmentaci.



Obr. 4.4: Ukázka výsledků segmentace (zelená-ruční segmentace, červená – popsaný algoritmus, modrá – level set funkce)

Protože vstupní data jsou trojrozměrná, zaměřili jsme se při hledání porovnávacího koeficientu po algoritmech, které se používají např. u volumetrie

mozku. Podle zdroje [24] se pro zhodnocení segmentačních algoritmů v prostorových datech využívá Sørensen–Dice koeficientu, který umožňuje porovnávat algoritmy, které provádí segmentace, které jsou na sebe prostorově navázány. Sørensen–Dice koeficient vychází z rovnice:

$$QS = \frac{2C}{A+B} = \frac{2|A \cap B|}{|A|+|B|}, \quad (4.6)$$

kde A a B jsou v našem případě oblasti označené jako tkáň pro testovací a testovaný trojrozměrný binární obraz. Výsledky porovnání popsaného algoritmu se současně nejlepším algoritmem používaným pro segmentaci biomedicínských dat založeném na level-set funkci a s ruční segmentací je vidět v tab. 4.3

Tab. 4.3: Tabulka Sørensen–Dice koeficientu pro kondyl

Metoda	QS
Ruční segmentace	93,0% ± 2,0%
Level set	78,5% ± 8,4%
Vlastní algoritmus založený na rozvodí	87,7% ± 3,8%

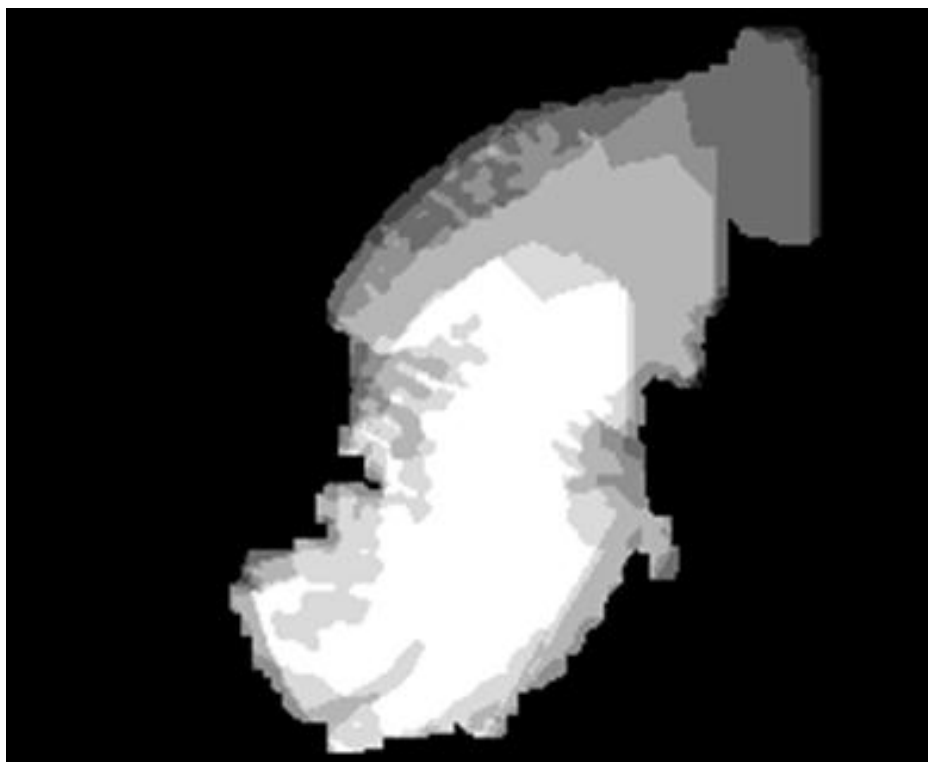
4.3 SEGMENTACE KLOUBNÍHO DISKU Z MRI SNÍMKŮ

V první fázi metody byl pomocí analýzy anatomie vytvořen prostor, ve kterém se může disk pohybovat a to i disk, který může být defektní. Tento prostor vymezuje maximální oblast, kde se může fyzicky kloubní disk nacházet a vychází z polohy kloubní hlavice v daném řezu. Princip vymezení oblasti je vidět na obr. 1.2.

Protože je kloubní disk tkáň, u níž jsou tvarové změny velice malé, nemůže dojít k tomu, že by se mezi jednotlivými vrstvami tyto tkáně nepřekrývaly. Tato vlastnost je velice důležitá, protože nemůže dojít k nespojitosti v sagitální rovině. Existuje tedy s vysokou pravděpodobností oblast, která má velice podobné jasové vlastnosti a zároveň je spojitá (navazuje v jednotlivých řezech) ve všech řezech. Naproti tomu, pokud vezmeme okolní tkáň, dochází u ní k velkým změnám v celém rozsahu řezů (přechází z měkké do tvrdé atd.). To nám umožňuje nalézt oblast, která s vysokou pravděpodobností vymezí užší prostor, ve kterém se kloubní disk nachází. Princip výpočtu odhadu pravděpodobnosti výskytu tkáně disku pomocí funkce voxelu $f(x,y,z)$ lze definovat jako

$$E(F(x, y, z)) = \sum_{z=0}^Z f(x, y, z)p(f(x, y, z)), \quad (4.7)$$

$$\sigma(F(x, y, z)) = \sqrt{\sum_{z=0}^Z [f(x, y, z) - E(F(x, y, z))]^2 p(f(x, y, z))}. \quad (4.8)$$



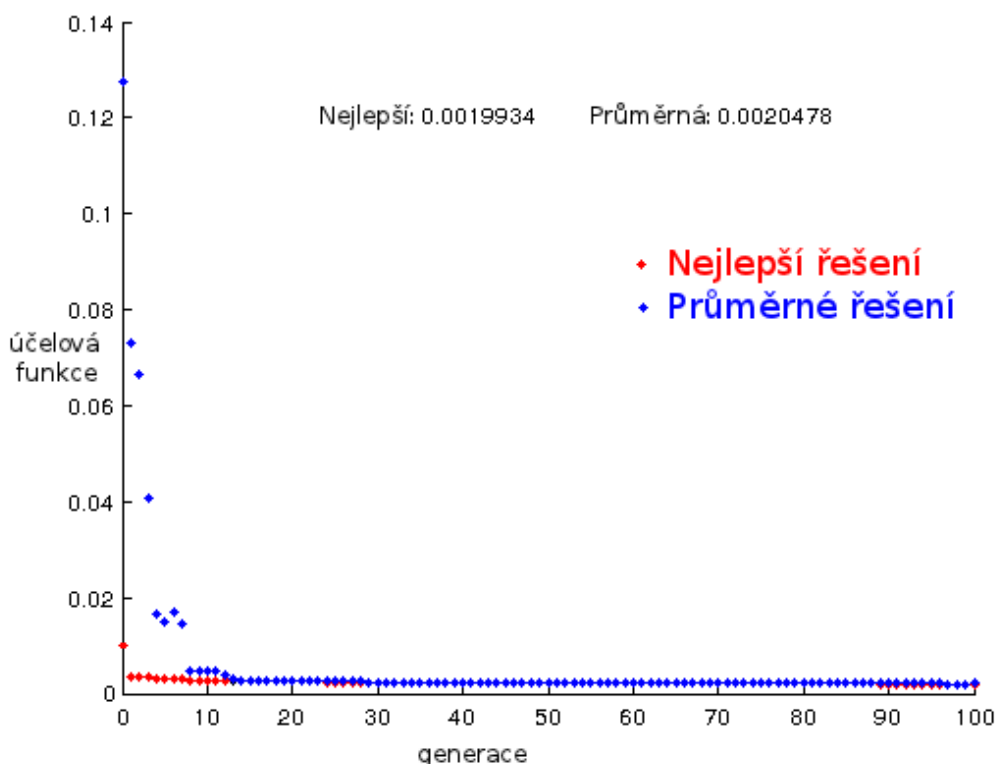
Obr. 4.5: Ukázka pravděpodobnostního modelu výskytu kloubního disku v sagitální rovině

Na obr. 4.5 je vidět výsledek použití vzorce (4.8) na všechny řezy s vymezenými oblastmi vytvořenými podle principu popsaného na obr. 1.1. Jak je vidět, tak prostor, kde se kloubní disk může pohybovat, se velice omezil jen na velice malou oblast, kde je tkáň vlastního disku a jeho nejbližší okolí, které má také statisticky stálé vlastnosti ve všech řezech, jako je tomu u kloubního disku. Nyní je tedy nutné odstranit tuto okolní tkáň a vymežit tak prostor a tvar kloubního disku. Protože se nejbližší tkáň v okolí disku projevila statisticky podobně ve všech řezech, lze předpokládat, že bude mít stále statistické vlastnosti, které však budou jiné od vlastností, které má disk. Této skutečnosti se dá využít, pokud vyjdeme z předpokladu, že v dané oblasti se nachází dvě tkáně, které mají přibližně Gaussovo rozložení pravděpodobnosti a lze je popsat různými Gaussovými křivkami. Jedná se tedy o problém oddělení směsi dvou Gaussových křivek. Na problém se však dá pohlížet jako na nalezení směsi dvou Gaussových křivek, kdy tyto křivky jsou tvořeny na základě jejich parametrů. U výřezu obrazu získáme směs Gaussových křivek těchto tkání na základě normovaného histogramu obrazu. Pro generování Gaussových křivek je potřeba parametrů směrodatné odchylky σ , střední hodnoty μ a četnosti ω . Celý problém spočívá v nalezení kombinace ω, μ, σ pro dvě křivky. Protože známe výslednou směs, lze tento problém přenést do problému hledání globálního minima ve vícerozměrném spojitém prostoru. Z matematického hlediska je to velice složitý problém, který nelze analyticky řešit v reálném čase. Pro tyto typy problémů se proto velice hodí genetické algoritmy. U těchto algoritmů nemáme sice zaručeno nejlepší možné řešení, ale vzhledem k tvaru vícerozměrného prostoru se výsledek bude blížit globálnímu minimu.

Pro genetický algoritmus je nutné určit tvar genomu. Jednotlivé genomy jsou tedy generovány jako matice o velikosti 2×3 , kde jednotlivé sloupce budou obsahovat parametry μ , σ , ω každé ze dvou Gaussových křivek. Abychom mohli použít genetický algoritmus, je nutné určit tzv. vhodnost [25] jedince (v anglické literatuře označována jako fitness funkce). Kvalita neboli vhodnost jednotlivých genomu se určuje pomocí účelové funkce, která je zde počítána jako chyba nejmenších čtverců k aproximaci histogramu pravděpodobnostní funkcí a lze definovat vztahem

$$LSE = \sum_{i=1}^n (\tilde{y}_i - y_i)^2, \quad (4.9)$$

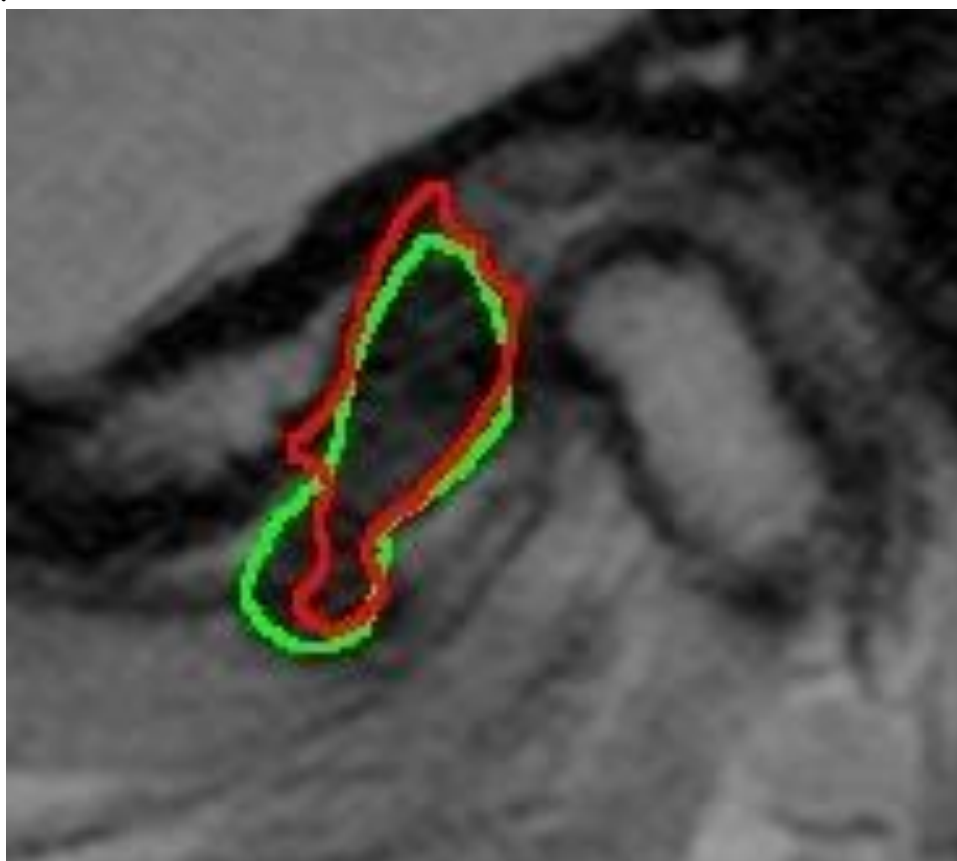
kde \tilde{y}_i je odhadovaná hodnota pravděpodobnostní funkce, y_i je hodnota pravděpodobnostní funkce získaná aproximací z histogramu obrázku. Hodnota n značí počet jasových složek, určujících délku histogramu. Protože je genetický algoritmus založen na iteracích, ve kterých vznikají jednotlivé generace, je možné vidět vývoj LSE funkce v závislosti na jednotlivých generacích. Vývoj této funkce je vidět na obr. 4.6.



Obr. 4.6: Graf vývoje účelové funkce po 100 generacích genetického algoritmu pro 2 gausovy křivky

Na obr. 4.7 je vidět výsledek segmentace kloubního disku na základě ruční segmentace a navrženého algoritmu. V tab jsou porovnány metody ruční

segmentace, level-set funkce a navrženého algoritmu na základě Sørensen–Dice koeficientu.



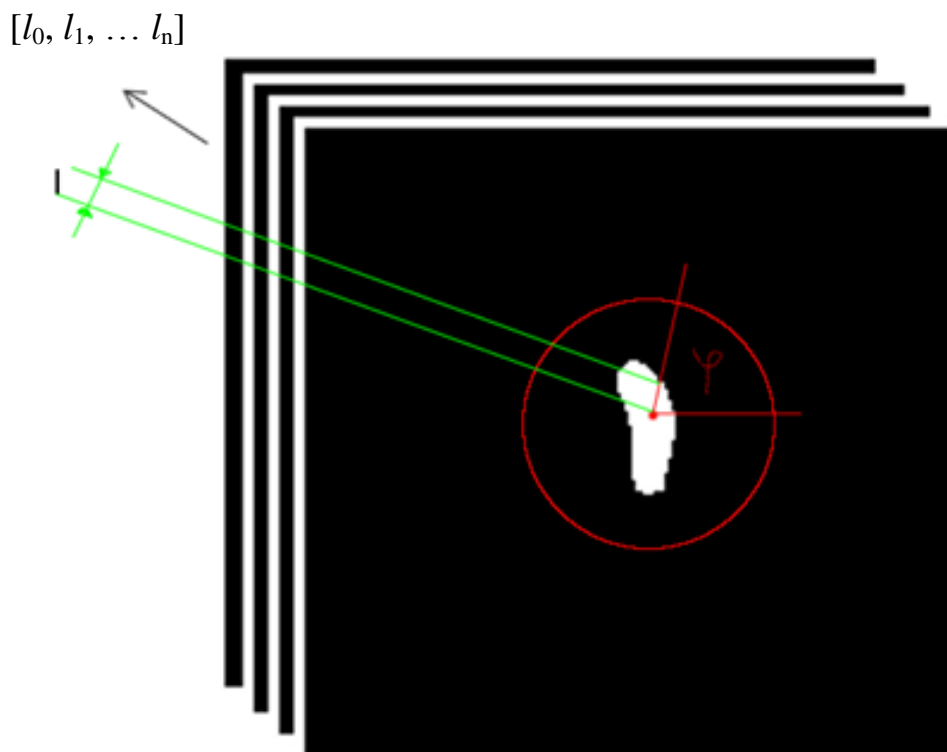
Obr. 4.7: Porovnání průměrné ruční segmentace kloubního disku s navrženou metodou

Tab. 4.4: Sørensen–Dice koeficienty pro kloubní disk

Metoda	QS
Ruční segmentace	82,6% ± 2,0%
Level set	61,3% ± 4,8%
Nový algoritmus	71,5% ± 3,2%

4.4 NADVZORKOVÁNÍ DAT A TVORBA 3D MODELU

Dáky mikroskopické cívce jsme získaly vyšší rozlišení v osách x a y, ale zůstal nám stejný počet řezů, tedy menší rozlišení v ose z. Pokud bychom použili algoritmus pochodující kostky pro tento nesymetrický tvar voxelu, výsledný model by byl v ose z nerovnoměrně užší, než je tomu v reálu. Proto je nutné nadvzorkovat objekt v ose z. Abychom zachovaly tvarové vlastnosti objektu, využili jsme pro nadvzorkování kubické interpolace, kde jsme propočítávali změnu hranice objektu od těžiště procházejícího všemi řezy. Princip je vidět na obr. 4.8.



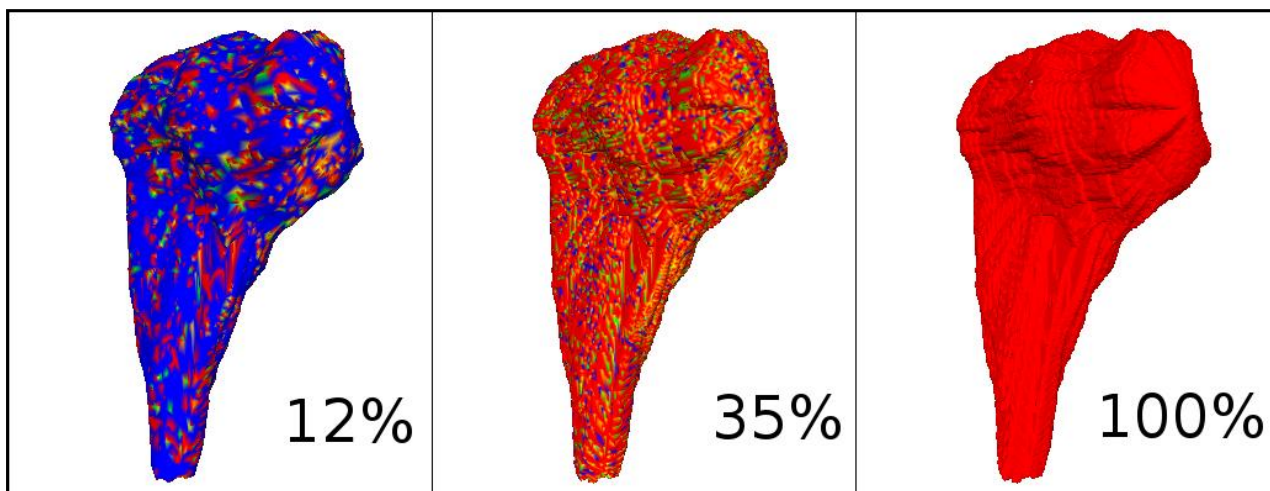
Obr. 4.8: Grafické vyjádření principu interpolace v ose z .

Po nadvzorkování v ose z je možné pomocí metody pochoduující kostky vytvořit polygonální model kloubního disku i kloubní hlavice. Poslední fází je úprava polygonálního modelu tak aby více odpovídal reálným tvarům skutečné tkáně a zároveň snížit množství polygonů, tak aby se snížila co nejvíce náročnost zpracování modelu a zároveň aby co nejvíce byla zachován původní tvar modelu. Abychom mohli snížit počet polygonů v polygonální síti a vyhladit model, je nutné určit míru změny na povrchu modelu, která se při těchto operacích děje. Pro určení velikosti této změny bylo využito metriky Hausdorffovy vzdálenosti [27], pomocí které se prováděla detekce změn vzdálenosti mezi jednotlivými isoplochami polygonální sítě modelu. Porovnání vzdálenosti se vždy provádělo mezi algoritmy upraveným modelem a jeho původní verzí získanou metodou pohybující se kostky. Vyjdeme-li ze dvou neprázdných podmnožin X a Y metrického prostoru (M, d) , potom můžeme Hausdorffovu vzdálenost $d_H(X, Y)$ definovat jako

$$d_H(X, Y) = \max\{\sup_{x \in X} \inf_{y \in Y} d(x, y), \sup_{y \in Y} \inf_{x \in X} d(x, y)\}, \quad (4.10)$$

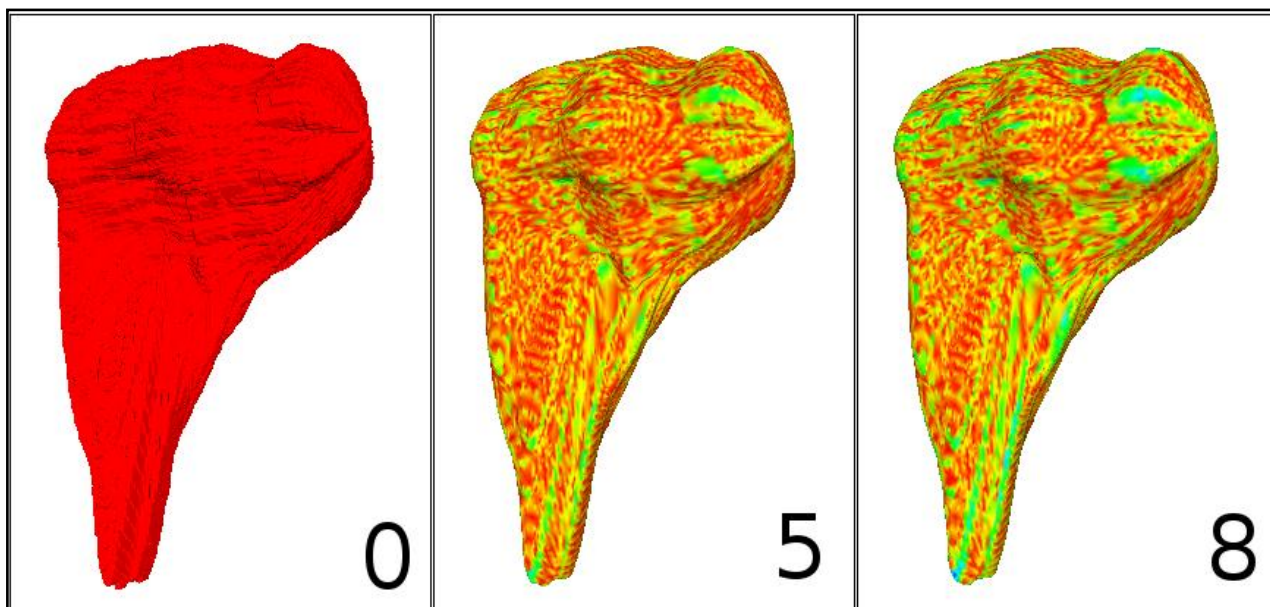
kde \sup reprezentuje supremum a \inf označuje infimum.

Pro decimaci byla zvolena metoda kvadratického hroucení hran a pro vyhlazování byla zvolena metoda Laplacian HC, která dokáže vyhlazovat polygonální model, ale zároveň zachovává jeho objem.



Obr. 4.9: Hloubka decimace polygonálního modelu kloubní hlavice

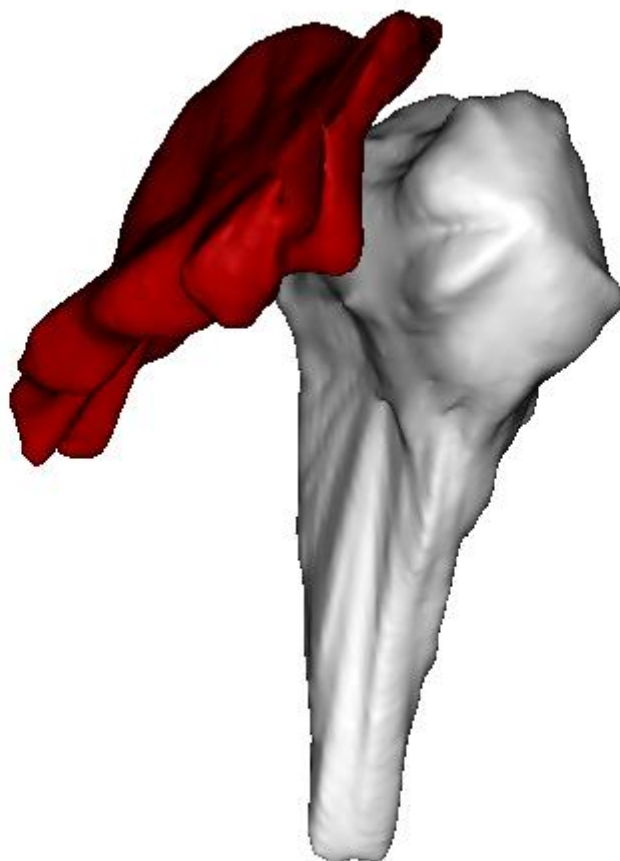
Na obr. 4.9 je vidět hloubka decimace kdy vpravo je původní model se 100% polygonů sítě. Ostatní obrázky ukazují hloubku decimace, kdy při hloubce 12% původního počtu polygonální sítě je vidět, že 90% modelu má již vysokou úroveň Housdorffovy vzdálenosti [27]. Uprostřed je vidět optimální hodnota decimace, kdy model obsahuje 35% počtu původních polygonů modelu. Velké změny Hausdorffovy vzdálenosti jsou pouze na malých detailech modelu a neovlivňují základní tvar modelu.



Obr. 4.10: Ukázka vlivu počtu iterací vyhlazovacího algoritmu na Hausdorffovu vzdálenost

Na obr. 4.10 je vidět vliv vyhlazovacího algoritmu Laplacian HC na změny tvaru polygonálního modelu. Jak je vidět při počtu 8 iterací se v oblasti nejširší části kloubní hlavice projeví velká změna hausdorffovy vzdálenosti, která ovlivní tvar zakřivení kloubní hlavice. Optimální hodnota decimace je 5 iterací, kdy ještě nedochází k velkým změnám a neovlivní se tak zásadně hlavní tvar kloubní hlavice.

Výsledný 3D model kloubní hlavice a kloubního disku a kloubní hlavice ve vzájemné poloze je vidět na obr. 4.11. Na kloubním disku jsou vidět i zakončení kde je kloubní disk napojen na okolní vazy. Z rekonstruovaného modelu je vidět tvar i hloubka kloubní hlavice a vzájemná pozice kloubního disku a kloubní hlavice. Výsledný model je ve formátě, který umožňuje 3D tisk a pro potřeby prezentace byl tento model i vytištěn a následně bylo potvrzeno čelistními chirurgy, že tvar kloubní hlavice i kloubního disku odpovídá skutečné tkáni.



Obr. 4.11: Zrekonstruovaný model kloubní hlavice a kloubního disku

5 ZÁVĚR

Práce se zabývá oblastí segmentace a tvorbou 3D modelu čelistního kloubu. Jedná se o nejčastěji používaný kloub v lidském těle. Právě složitost a vytíženost kloubu způsobuje značné problémy velké části populace, aniž by si to kolikrát konkrétní lidé uvědomovali, protože projevy nemusí zdánlivě s čelistním kloubem souviset. Problémy s čelistním kloubem postihuje podle studie [1] 33% populace a lze je zařadit mezi civilizační choroby. Právě proto se mnoho současných odborných týmu z oblasti čelistní chirurgie zabývá nemocemi čelistního kloubu, jak je popsáno v odborných pracích [30]-[33]. Čelistní kloub je tvořen třemi částmi, ale pro diagnostiku je nejdůležitější vzájemná pozice kloubní hlavice a kloubního disku. Současný stav diagnostiky je založen na zkušenosti odborníků z oboru radiologie, kteří na základě 2D snímků MRI porovnávají vzájemnou polohu kloubní hlavice a kloubního disku a do protokolu pro čelistního chirurga slovně popisují tuto vzájemnou pozici a diagnózu. V oblasti zlomenin čelisti a čelistního kloubu se rekonstrukce 3D modelu používá, ale jedná se o rekonstrukci z dat CT, na kterých není kloubní disk viditelný. To samozřejmě znemožňuje použití v případech disfunkce kloubu způsobené kloubním diskem, který je vidět pouze ve snímcích magnetické rezonance. Díky použití magnetické rezonance je kromě tvaru tkáně v datech obsažena i jejich prostorová informace. Zatímco zjišťování stavu na základě 2D snímků tuto informaci nevyužívá, při tvorbě 3D modelu můžeme tuto informaci využít a rozšířit tak informace, které mohou posloužit pro zlepšení diagnózy a předoperační přípravy. Proces rekonstrukce 3D modelu čelistního kloubu se skládá z několika procesů, v první řadě se jedná o filtraci a segmentaci tkání z 2D snímků MRI, další fází je nadvzorkování dat a převod do polygonálního modelu. Poslední fáze vylepšuje vlastnosti rekonstruovaného modelu, jakými jsou snížení počtu polygonů v síti (decimace) a vyhlazení modelu, tak aby více odpovídal tvaru reálné tkáně.

V práci byly navrženy a otestovány techniky pro segmentaci kloubní hlavice a kloubního disku s možností ruční korektury se zachováním informace o jejich vzájemné poloze. Tyto algoritmy vycházejí ze znalosti anatomie čelistního kloubu a využívají vzájemných statistických vlastností jednotlivých řezů a genetického algoritmu, pro modelování statistických odlišností disku od okolních tkání. Ruční korekturou je myšleno to, že přestože segmentace probíhá automaticky bez nutnosti vnější intervence, výsledky segmentace jsou vždy kontrolovány radiologem a případně upravovány. Pro vyhodnocování účinnosti algoritmu pro 3D data byl zvolen Sørensen–Dice koeficient, který je obecně uznávaný pro porovnávání 3D modelů lidských tkání. Ruční segmentace, pomocí které byly algoritmy vyhodnocovány, byla vícenásobná, a proto mohla být statisticky zhodnocena. Pro oblast kloubní hlavice vychází účinnost ruční segmentace $93\% \pm 2\%$ a pro kloubní disk $82,6\% \pm 2\%$. Z oblasti segmentace a zpracování biomedicínských dat popsaných v [11], [23] vyplývá, že největší progresi v posledních letech zažívají metody založené na level-set funkci a dokonce v [23] byla tato technika využita i pro segmentaci disku čelistního kloubu z MRI dat, kde měla dobré výsledky, a proto

byl použit i pro srovnání s vyvinutou metodou. Výsledek segmentace kloubní hlavice pomocí aktivní kontury využívající Level-set funkci popsany pomocí Sørensen–Dice koeficientu je $78,5\% \pm 8,4\%$ u kloubní hlavice a $61,3\% \pm 4,8\%$ u kloubního disku. Námi navržená metoda dosahuje hodnoty $87,7\% \pm 3,8\%$ u kloubní hlavice a $71,5\% \pm 3,2\%$ kloubního disku a to s významnou časovou úsporou. Následně po segmentaci tkání je vytvářen polygonální model. Pro tvorbu modelu byly použity standardní techniky jako Marching Cubes a pro vyhlazování byla využita metoda Laplacian+HC umožňující zachování minimálně 98% objemu modelu. Protože metoda Laplacian+HC je iterační metodou, bylo nutné vyřešit počet iterací, při kterých ještě nedojde k příliš velkému zkreslení modelu. K objektivnímu zhodnocení modelu bylo využito metody Hausdorffovy vzdálenosti, pomocí které je možné porovnávat polygonální mapy. Aby bylo možné použít segmentovaná data pro tvorbu polygonálního modelu, musely být data nadzorkována v ose z. Zde byl navržen algoritmus nadzorkování tkáně pomocí kubického splajnu tak, aby byla co nejvíce zachována její tvarová kontinuita. Výsledkem byl realistický 3D model kloubní hlavice a disku s významnými detaily, které nebylo možné v 2D oblasti vůbec zaznamenat.

Hlavní přínos práce spočívá v nových technikách, které přinesou více informací pro stanovování diagnózy v oblasti čelistního kloubu a umožní tak zlepšit předoperační přípravu. Hlavně v oblasti segmentace kloubní hlavice a kloubního disku z dat MRI bylo dosaženo dobrých výsledků, které s přibývajícím množstvím takto označených dat mohou dále přispět k vytvoření větších databází čelistního kloubu a s tím souvisejícím využitím metod strojového učení. Tyto databáze mohou dále zpřesnit metody segmentace a na ně navazující polygonální modely. Zavedení metod do praxe a využití rozvíjejícího odvětví 3D tisku může pomoci při předoperačních přípravách čelistních chirurgů, kteří tak s větší přesností budou moci provádět invazivní zásahy v oblasti kloubu a urychlí se tak doba rekonvalescence po těchto zákrocích. Více detailů a informací získaných z 3D modelů mohou napomoci k odhalení různých deformací, které nejsou v 2D zobrazení vůbec zaznamenatelná a umožní tak nasadit včasnou léčbu, což by mohlo pomoci předejít různým komplikacím. U získaných modelů je například možné identifikovat místa, kde se kloubní disk propojuje s okolními vazy. Tyto modely byly konzultovány s čelistními chirurgy, kteří potvrdili jejich podobu se skutečnou tkání čelistního kloubu.

Uvedené metody a aplikace byly navrženy při řešení projektu Grantové agentury české republiky GAČR 102/12/1104 a projektu KONTAKT ME10123 a dále ve spolupráci s Fakultní nemocnicí Brno. Některé části byly navrženy ve spolupráci se zahraničními instituty Universitat Politècnica de Catalunya a Hospital de Mataró a University of Southern California. Výsledky práce byly publikovány na mezinárodních konferencích jako např. Sixth International Conference on Contemporary Computing, International Conference on Telecommunications And Signal Processing a v odborných a vědeckých impaktovaných časopisech jako Measurement Science Review a International Journal Of Colorectal Disease.

6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] American Academy of Orofacial Pain, de Leeuw R (ed). Orofacial Pain: Guidelines for Assessment, Diagnosis and Management, 4th ed., Chicago: Quintessence, 2008: 131– 133, 158.
- [2] Okeson JP. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion, 6th ed. St. Louis: CV Mosby, 2008: 133
- [3] Tomas X.; Pomes J.; Berenguer J. MR Imaging of Temporomandibular Joint Dysfunction. RadioGraphics[online]. 2006, 1, [cit. 2010-04-27]. Dostupný z WWW: <<http://radiographics.rsna.org/content/26/3/765.full>>.
- [4] Rammelsberg P, Pospiech PR, Jager L, Pho Duc JM, Bohm AO, Gernet W. Variability of disk position in asymptomatic volunteers and patients with internal derangements of the TMJ. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;83:393–399.
- [5] Liberda, Ondřej. Onemocnění čelistního kloubu- posouzení terapeutického efektu distenze a laváže čelistního kloubu. Brno, 2012. Atestační práce z oboru orální a maxilofaciální chirurgie. Klinika ústní, čelistní a obličejové chirurgie LF MU a FN Brno. Vedoucí práce Školitel: Doc. MUDr. Milan Machálka, CSc.
- [6] Kircos T. L., Ortendahl A. D., Mark S. A., Arakawa M., Magnetic resonance imaging of the TMJ disc in asymptomatic volunteers, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Volume 45, Issue 10, October 1987, Pages 852-854, ISSN 0278-2391, [http://dx.doi.org/10.1016/0278-2391\(87\)90235-7](http://dx.doi.org/10.1016/0278-2391(87)90235-7).
- [7] Nobuyuki Otsu (1979). "A threshold selection method from gray-level histograms". IEEE Trans. Sys., Man., Cyber. 9 (1): 62–66. doi:10.1109/TSMC.1979.4310076
- [8] Zeliha Kapusuz Gencer, Mahmut Özkiriş, Aylin Okur, Murat Korkmaz, Levent Saydam, A comparative study on the impact of intra-articular injections of hyaluronic acid, tenoxicam and betametazon on the relief of temporomandibular joint disorder complaints, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2014,
- [9] Mark D. Litt, Felipe B. Porto, Determinants of Pain Treatment Response and Nonresponse: Identification of TMD Patient Subgroups, *The Journal of Pain*, 2013, 14, 11, 1502
- [10] Wilkes CH. Internal derangement of the temporomandibular joint pathological variations. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1989;115:469–77.
- [11] Jan, Jiří. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods. Boca Raton (FL, USA) : CRC Press, Taylor & Francis, 2006. xxiii, 730 s. ISBN 9780824758493.

- [12] Válek, Vlastimil a Jan Žižka. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.
- [13] Kozumplík J., *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálu EKG*, Habilitační práce, ÚBMI, FEKT, VUT v Brně, 2004.
- [14] Přinosil, J.; Smékal, Z.; Bartušek, K. Wavelet Thresholding Techniques in MRI Domain. In *Proceedings of the First International Conference on Biosciences BioSciencesWorld 2010*. IEEE Computer Society Conference Publishing Services, 2010. s. 58-63. ISBN: 978-0-7695-3968-3.
- [15] Chang, S.G., Yu, B., And Vetterli, M.: Adaptive Wavelet thresholding for image denoising and compression, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 9, pp. 1532-1546, 2000
- [16] Osher, S., Fedkiw, R. *Level Set Method and Dynamic Implicit Surfaces*. New York: Springer-Verlag New York, Inc., 2003, ISBN 0-387-95481-1.
- [17] Ayed, I., B., Mitiche, A. A Region Merging Prior for Variational Level Set Image Segmentation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2008, vol. 17, no. 12, s.2301- 2311, ISSN 1057-7149.
- [18] Shi, Y., Karl, W., C. A Real-Time Algorithm for the Approximation of Level-Set-Based Curve Evolution. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2008, vol. 17, no. 5, s. 645-655, ISSN 1057-7149.
- [19] Lorensen, W.E.; Cline, H.E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics* 1987, 21(4):163–9.
- [20] Lewiner, Thomas; Lopes, Hélio; Vieira, Antônio W.; Tavares, Geovan: Efficient implementation of Marching Cubes' cases with topological guarantees. *Journal of Graphics Tools*. 2003, 8, 2, s. 1–15. ISSN: 1086-7651.
- [21] Fernand Meyer, Topographic Distance and watershed lines, *Signal Processing*, Volume 38, Issue 1, July 1994, Pages 113-125, ISSN 0165-1684, 10.1016/0165-1684(94)90060-4.
- [22] Vincent, L., "Morphological Grayscale Reconstruction in Image Analysis: Applications and Efficient Algorithms," *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 2, No. 2, April, 1993, pp. 176-201.
- [23] Mikulka, Jan. *Segmentační metody ve zpracování biomedicínských obrazů*. Brno, 2012. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?zp_id=41918. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Eva Gescheidtová.
- [24] Dice, Lee R. (1945). "Measures of the Amount of Ecologic Association Between Species". *Ecology* 26 (3): 297–302. doi:10.2307/1932409. JSTOR 1932409

- [25] Zelinka, Ivan, Zuzana Opletalová, Miloš Šeda, Pavel Ošmera a František Včelař. *Evoluční výpočetní techniky: principy a aplikace*. 1. české vyd. Praha: BEN, 2009, 534 s. ISBN 978-80-7300-218-3.
- [26] Fernand Meyer, Topographic Distance and watershed lines, *Signal Processing*, Volume 38, Issue 1, July 1994, Pages 113-125, ISSN 0165-1684, 10.1016/0165-1684(94)90060-4.
- [27] Wang, Yingjie a Chin-Seng CHUA. Robust face recognition from 2D and 3D images using structural Hausdorff distance. *Image and Vision Computing*. 2006, vol. 24, issue 2, s. 176-185. DOI: 10.1016/j.imavis.2005.09.025. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0262885605001873>
- [28] Osher, Stanley a James A Sethian. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. ISBN [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9991\(88\)90002-2](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9991(88)90002-2).
- [29] Vollmer J., Mencil R., Muller H., Improved laplacian smoothing of noisy surface meshes, Research report No. 711 /1999, June 1999
- [30] Hirofumi Y., Historical Transition of Prosthodontic Treatments for Temporomandibular Disorders with Special Reference to Splint Therapy, Occlusal Adjustments, and Occlusal Reconstruction, *Annals of Japan Prosthodontic Society*, 2012, 4, 3, 229
- [31] Chao Lu; Chelikani, S.; Jaffray, D.A.; Milosevic, M.F.; Staib, L.H.; Duncan, J.S. "Simultaneous Nonrigid Registration, Segmentation, and Tumor Detection in MRI Guided Cervical Cancer Radiation Therapy", *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, On page(s): 1213 - 1227 Volume: 31, Issue: 6, June 2012
- [32] Juntao Ye; Guoliang Xu "Geometric Flow Approach for Region-Based Image Segmentation", *Image Processing, IEEE Transactions on*, On page(s): 4735 - 4745 Volume: 21, Issue: 12, Dec. 2012
- [33] Weingart, M.; Vascan, O. "Image segmentation processing - some techniques and experimental results: A study of the experimental results of some segmentation techniques", *Electrical and Electronics Engineering (ISEEE), 2013 4th International Symposium on*, On page (s): 1 - 8

Curriculum vitae
Ondřej Šmirg

KONTAKT

Ke Karlovu 145/12, Ivančice 66491
smirg@feec.vutbr.cz
607148587

VZDĚLÁNÍ

2008-2014

Ústav telekomunikací,
Vysoké učení technické v Brně,
Doktorský studijní program

2006-2008

Ústav telekomunikací,
Vysoké učení technické v Brně,
Magisterský studijní program

2003-2006

Ústav telekomunikací,
Vysoké učení technické v Brně,
Bakalářský studijní program

PROJEKTY

2013-2014

COST IC1206 De-Identification for
Privacy Protection in Multimedia
Content

2012-2014

GAČR 102/12/1104 Study of
metabolism and localization of high
grade glioma using MR imaging
techniques

2011-2014

FR-TI3/170 Inteligentní videomoduly
pro systémy kontroly vstupů do objektů
kritické infrastruktury

2010–2014

MV VG20102014033 Zvyšování
účinnosti zabezpečení rizikových prostor
kombinovanými metodami biometrické
identifikace osob

2010–2013

MSM ED2.1.00/03.0072 Centrum
senzorických, informačních a
komunikačních systémů

CEKOVÉ VÝSLEDKY

Počet publikací (z toho s IF)

25(2)

Počet produktů

4

ABSTRAKT

Dizertační práce pojednává o 3D rekonstrukci temporomandibulárního kloubu z 2D řezů tkání získané z magnetické rezonance. Současná praxe používá 2D MRI řezů pro určení diagnózy. 3D model má mnoho výhod pro určení diagnózy, které vycházejí ze znalosti prostorové informace. Současná medicína používá 3D modely tkání, ale u tkáně čelistního kloubu existuje problém se segmentací kloubního disku. Tato malá tkáň, která má malý kontrast a velice podobné statistické vlastnosti, jako její okolí, lze jen složitě segmentovat. Pro segmentaci kloubního disku byly vyvinuty nové metody založené na znalosti anatomie oblasti kloubního disku a dále na statistice využívající genetického algoritmu. Soubor 2D řezu má různé rozlišení v osách x, y a ose z . Pro sjednocení rozlišení byl vyvinut algoritmus nadvzorkování, který se snaží zachovat tvarové vlastnosti tkáně. V poslední fázi tvorby 3D modelů bylo využito již standardně používaných metod, avšak tyto metody pro decimaci a vyhlazení mají různé možnosti nastavení (počet polygonů modelu, počet iterací algoritmu). Protože výsledkem práce je získání co nejuvěrnějšího modelu reálné tkáně, bylo nutné vytvořit objektivní metody, pomocí kterých by bylo možné nastavit algoritmy tak, aby bylo dosaženo co nejlepšího kompromisu mezi mírou zkreslení a dosažením věrohodnosti modelu.

ABSTRACT

The dissertation thesis deals with 3D reconstruction of the temporomandibular joint from 2D slices of tissue obtained by magnetic resonance. The current practice uses 2D MRI slices in diagnosing. 3D models have many advantages for the diagnosis, which are based on the knowledge of spatial information. Contemporary medicine uses 3D models of tissues, but with the temporomandibular joint tissues there is a problem with segmenting the articular disc. This small tissue, which has a low contrast and very similar statistical characteristics to its neighborhood, is very complicated to segment. For the segmentation of the articular disc new methods were developed based on the knowledge of the anatomy of the joint area of the disk and on the genetic-algorithm-based statistics. A set of 2D slices has different resolutions in the x -, y - and z -axes. An up-sampling algorithm, which seeks to preserve the shape properties of the tissue was developed to unify the resolutions in the axes. In the last phase of creating 3D models standard methods were used, but these methods for smoothing and decimating have different settings (number of polygons in the model, the number of iterations of the algorithm). As the aim of this thesis is to obtain the most precise model possible of the real tissue, it was necessary to establish an objective method by which it would be possible to set the algorithms so as to achieve the best compromise between the distortion and the model credibility achieve.