

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV POČÍTAČOVÉ GRAFIKY A MULTIMÉDIÍ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY
DEPARTMENT OF COMPUTER GRAPHICS AND MULTIMEDIA

SEGMENTACE OBRAZU JAKO VÝŠKOVÉ MAPY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

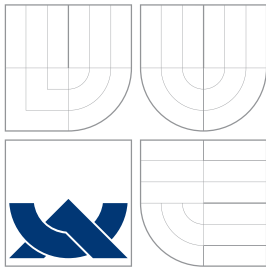
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

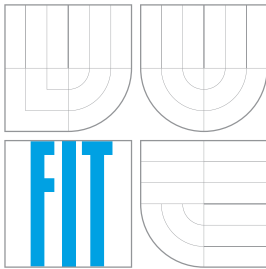
AUTHOR

Bc. MILAN MOUČKA

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV POČÍTAČOVÉ GRAFIKY A MULTIMÉDIÍ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY
DEPARTMENT OF COMPUTER GRAPHICS AND MULTIMEDIA

SEGMENTACE OBRAZU JAKO VÝŠKOVÉ MAPY

IMAGE SEGMENTATION USING HEIGHT MAPS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. MILAN MOUČKA

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. MICHAL ŠPANĚL, Ph.D.

BRNO 2011

Vysoké učení technické v Brně - Fakulta informačních technologií

Ústav počítačové grafiky a multimédií

Akademický rok 2010/2011

Zadání diplomové práce

Řešitel: **Moučka Milan, Bc.**

Obor: Počítačová grafika a multimédia

Téma: **Segmentace obrazu jako výškové mapy
Image Segmentation Using Height Maps**

Kategorie: Zpracování obrazu

Pokyny:

1. Prostudujte základy zpracování obrazu. Zaměřte se zejména na problematiku segmentace obrazu.
2. Zorientujte se v metodách segmentace, které obraz chápou jako výškovou mapu (např. zaplavování terénu vodou).
3. Vyberte vhodnou metodu a navrhnete segmentační nástroj.
4. Experimentujte s vaší implementací a případně navrhnete vlastní modifikace metody.
5. Porovnejte dosažené výsledky a diskutujte možnosti budoucího vývoje.
6. Vytvořte stručný plakát prezentující vaši diplomovou práci, její cíle a výsledky.

Literatura:

- Dle pokynů vedoucího.

Při obhajobě semestrální části diplomového projektu je požadováno:

- Splnění prvních tří bodů zadání.

Podrobné závazné pokyny pro vypracování diplomové práce naleznete na adrese

<http://www.fit.vutbr.cz/info/szz/>

Technická zpráva diplomové práce musí obsahovat formulaci cíle, charakteristiku současného stavu, teoretická a odborná východiska řešených problémů a specifikaci etap, které byly vyřešeny v rámci ročníkového a semestrálního projektu (30 až 40% celkového rozsahu technické zprávy).

Student odevzdá v jednom výtisku technickou zprávu a v elektronické podobě zdrojový text technické zprávy, úplnou programovou dokumentaci a zdrojové texty programů. Informace v elektronické podobě budou uloženy na standardním nepřepisovatelném paměťovém médiu (CD-R, DVD-R, apod.), které bude vloženo do písemné zprávy tak, aby nemohlo dojít k jeho ztrátě při běžné manipulaci.

Vedoucí: **Španěl Michal, Ing.**, UPGM FIT VUT

Datum zadání: 20. září 2010

Datum odevzdání: 25. května 2011

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta informačních technologií
Ústav počítačové grafiky a multimédií
602 00 Brno, Božetěchova 2
L.S.



doc. Dr. Ing. Jan Černocký
vedoucí ústavu

Abstrakt

Práce se zabývá segmentací objemových medicínských dat. Popisuje známou metodu rozvodí a klade důraz na předzpracování obrazových dat. Aplikace je navržena pro přímou segmentací trojrozměrných dat s využitím ITK a VTK knihoven. Před samotnou metodou rozvodí je použito několik metod předzpracování obrazu. Získané výsledky jsou porovnány s ručně anotovanou datovou sadu pomocí metriky F-Measure a následně zhodnoceny.

Abstract

This thesis deals with image segmentation of volumetric medical data. It describes a well-known watershed technique that has received much attention in the field of medical image processing. An application for a direct segmentation of 3D data is proposed and further implemented by using ITK and VTK toolkits. Several kinds of pre-processing steps used before the watershed method are presented and evaluated. The obtained results are further compared against manually annotated datasets by means of the F-Measure and discussed.

Klíčová slova

Segmentace obrazu, metoda rozvodí, ITK, VTK, segmentace ve 3D, předzpracování dat, F-Measure

Keywords

Image segmentation, watershed segmentation, ITK, VTK, three-dimensional segmentation, image pre-processing, F-Measure

Citace

Milan Moučka: Segmentace obrazu jako výškové mapy, diplomová práce, Brno, FIT VUT v Brně, 2011

Segmentace obrazu jako výškové mapy

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením pana Ing. Michala Španěla, Ph.D.

.....
Milan Moučka
16. května 2011

Poděkování

Moje práce vznikla pod vedením Ing. Michala Španěla, Ph.D. Za jeho odborné rady, za ochotu a čas, který mi věnoval, mu patří velký dík.

© Milan Moučka, 2011.

Tato práce vznikla jako školní dílo na Vysokém učení technickém v Brně, Fakultě informačních technologií. Práce je chráněna autorským zákonem a její užití bez udělení oprávnění autorem je nezákonné, s výjimkou zákonem definovaných případů.

Obsah

1	Úvod	3
2	Segmentace 3D medicínských dat	4
2.1	Definice segmentace obrazu	5
2.2	Významné algoritmy vzhledem k metodě rozvodí	5
3	Metoda rozvodí	9
3.1	Definice	10
3.2	Metoda rozvodí ve 3D	11
4	Existující nástroje pro zpracování metody rozvodí	16
4.1	Knihovna ITK	16
4.2	Metoda rozvodí v ITK	17
4.3	Knihovna VTK	18
4.4	Knihovna QT	19
4.5	Knihovna OpenCV	20
4.6	Existující aplikace pro zobrazení medicínských dat	21
5	Návrh aplikace	23
5.1	Obecný návrh	23
5.2	Uživatelské rozhraní	24
5.3	Vizualizace	25
5.4	Předzpracování dat	25
5.5	Metoda rozvodí ve 3D	27
5.6	Schéma aplikace	27
6	Implementace aplikace	29
6.1	Grafické rozhraní	29
6.2	Vizualizace dat	30
6.3	Výpočet segmentace	32
7	Testování	34
7.1	F-míra	34
7.2	Analýza testů	35
7.3	Shrnutí výsledků	55
8	Závěr	56
A	Obsah CD	66

B Manuál

67

C Plakát

68

Kapitola 1

Úvod

Segmentace obrazu je odvětví informatiky zabývající se zpracováním obrazových dat, jedná se důležitou součástí pro další zpracování a analýzu obrazových dat. Obraz je rozdělen na části, které jsou následně zpracovány. V této práci je kladen důraz hlavně na segmentační metodu rozvodí (angl. *watershed*) a práci s ní. Metoda rozvodí má široké spektrum využití v oblasti informatiky, ale v současnosti se často využívá v medicíně na zobrazování lidských tkání, kostí a jiných částí těla.

Cílem práce je experimentovat s metodou rozvodí v trojrozměrném prostoru, najít postupy, jak eliminovat přesegmentování obrazu. Tyto postupy jsou aplikovány před samotnou metodou rozvodí. Po aplikování a zobrazení patřičných dat lze pozorovat vzniklé rozdíly, které mohou být zřejmé ihned, nebo až po důkladnějším rozboru segmentovaného obrazu. Rozdíly v segmentaci se zjišťují s využitím metriky F-Measure, která umí vyjádřit, jak se výsledné segmentace od sebe liší. Pro porovnávání je vhodné použít dostupná anotovaná data.

Práce je rozčleněna na několik na sebe navazujících částí, na které bylo nutné se specializovat. V úvodní části 2 jsou vysvětleny obecné pojmy segmentace obrazu a jeho zpracování. Jelikož se práce zabývá segmentací ve 3D, je nutné analyzovat algoritmy, které se využívají pro zpracování trojrozměrných medicínských dat. Protože metoda rozvodí není jedinou metodou na zpracování a segmentaci obrazu, následující kapitola 2.2 seznamuje čtenáře s relevantními metodami k metodě rozvodí. Podrobněji jsou představeny jen zajímavé segmentační techniky vzhledem k metodě rozvodí.

Na stěžejní metodu rozvodí, které je věnována podstatná část práce, je zaměřena následující kapitola 3, v níž jsou rozepsány varianty tohoto segmentačního algoritmu.

Kapitola 4 seznamuje čtenáře s existujícími knihovny a nástroji, které lze použít k implementaci aplikace, také s použitím vzhledem k metodě rozvodí.

Po analýze všech aktuálních nástrojů k vývoji aplikace je stav shrnut a sestaven její návrh v kapitole 5. Nedílnou součástí je implementace aplikace, které je věnována kapitola 6.

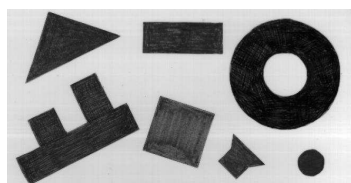
Výsledek z metody rozvodí je třeba vyzkoušet a porovnat a tento proces testování je popsán v kapitole 7, výsledky testování okomentovány.

Kapitola 2

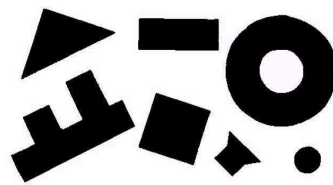
Segmentace 3D medicínských dat

Pojem segmentace¹ obrazu se zabývá členěním obrazu na části nebo také regiony podle specifických vlastností. Jedná se o odvětví, které analyzuje obraz pixel po pixelu, který bude zpracováván podle požadavků. Jde o důležitou část analýzy obrazu. Cílem segmentace obrazu je rozčlenění obrazu podle různých metod. Výsledkem je soubor oblastí, které se nepřekrývají. Můžeme rozlišovat dva typy segmentací:

- **Úplná segmentace** – Jednotlivé části vysegmentovaného snímku korespondují s objekty na vstupním obraze, které se shodují s objekty reálného světa. Tento stav je často nedosažitelný. Názorný příklad je znázorněn na obrázcích před segmentací 2.1 a po segmentaci 2.2.
- **Částečná segmentace** – Jednotlivé oblasti nemusí přímo odpovídat objektům na původním obraze.



Obrázek 2.1: Před úplnou segmentací viz [46]



Obrázek 2.2: Po úplné segmentaci prahováním viz [46]

Pokud bude použita částečná segmentace, budou jednotlivé části obrazu mít stejnorodé (homogenní) vlastnosti vzhledem k jasů, barvě, odrazu, textuře. Obecně platí, že se jednotlivé části mohou překrývat. Nepochybně je nutné použít další metody nebo postupy, pomocí kterých se získá výsledná segmentace obrazu, aby se výsledné části nepřekrývaly.

Pokud je celkový obraz složitý, nejde na něj aplikovat částečnou segmentaci, ani úplnou segmentaci. Musí být proto provedena segmentace na jednotlivých částech obrazu. Každý takto získaný výsledek je možné zpřesnit použitím dalších metod vyšších úrovní. Zásadním přínosem segmentace je snížení objemu zpracovávaných obrazových dat.

¹Segment – část, díl úsek
Segmentace – členitost, členění viz [12]

Výsledky segmentace obrazu se dají využít v širokém odvětví informatiky od počítačového vidění až po zpracování medicínských dat. V počítačovém vidění lze segmentaci obrazu použít k rozeznávání obličejů, prstů a rukou, ale také k pozorování dopravní situace apod. Více viz [60].

2.1 Definice segmentace obrazu

Pro obraz je segmentace definována jako $f(x, y)$ a rozdělení na podobrazy R_1, R_2, \dots, R_n . Jednotlivé podobrazy splňují následující vlastnosti (viz [47, 63]):

- $\bigcup_{i=1}^n R_i = f(x, y)$,
- $R_i \cap R_j = \emptyset, i \neq j$,
- Pro každý podobraz platí:
 - v podobraze R_i mají všechny pixely stejný odstín šedi,
 - v podobraze R_i se odstíny šedi liší maximálně o předem danou hodnotu,
 - v podobraze R_i je standardní odchylka pixelů relativně malá.
 - ...

2.2 Významné algoritmy vzhledem k metodě rozvodí

Pro segmentaci obrazu existuje celá škála algoritmů, s jejichž pomocí je možné provést segmentaci obrazu. Algoritmy lze rozdělit do několika skupin, kde každá skupina má specifické vlastnosti, dle kterých se přistupuje k segmentovaným datům. Zde jsou analyzovány segmentační metody, které mohou být použity jako náhražka za metodu rozvodí. Dělení převzato z [46, 47].

Metody vycházející z detekce hran

Detekce hran (angl. *edge-based*) patří mezi základní metody segmentace obrazu. Hrana je přechod, náhlá změna jasu dvou sousední pixelů.

- **Hranové detektory** – Základní rozdělení je podle typu derivace, podle kterých se počítají hrany [46]. Pokud je použita první derivace, pak výsledný gradient je porovnán s hodnotou prahu, která určuje, zda se pracuje s hranou. Při použití druhé derivace jsou hrany označeny, zda je prostorová změna v polaritě relativně významná. Mezi hranové detektory patří také metoda aktivních kontur a level-sets, které jsou popsány v kapitole 2.
 - **Detekce pomocí první derivace** – jedná se o rozdíl okolním bodů pixelu, přičemž se nemusí jednat přímo o sousední pixely.
 - **Detekce pomocí druhé derivace** – pro použití druhé derivace je využíván průchod nulou, který je jednodušší než nalezení extrému funkce.
- **Aktivní kontury** – Jedná se o metodě, která postupně tvaruje kontury² až ke hraně objektu v obraze. Aktivní kontura je řízený uzavřený model, která je deformována

²Kontura – obrys, náčrt v hlavních liniích (viz [12])

pomocí různých sil. Vnitřní síly se starají o hladkost průběhu, vnější síly zajišťují počáteční umístění kontury a obrazové síly směřují tvarování kontur k hranám objektu, viz obrázky 2.3, 2.4, 2.5. Pro více informací lze použít literatury [45, 47].



Obrázek 2.3:
Počáteční stav
(viz [47])

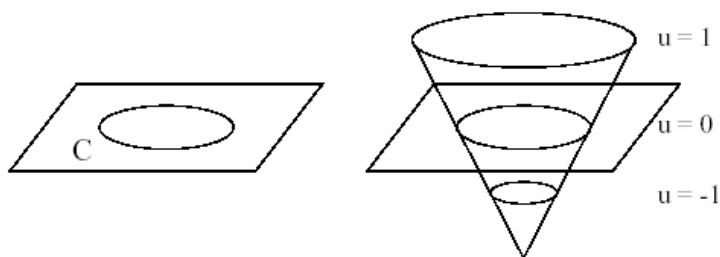


Obrázek 2.4:
Klasický postup
(viz [47])



Obrázek 2.5:
Výstup (viz [47])

- **Level-sets** – Jedná se o alternativu k metodě rozvodí. Křivka $f(x, y)$ je reprezentována řezem v rovině xy pomocí multidimenzionální funkce, která bývá nazývána *level set function*. Každému bodu v rovině xy přiřazuje jeho výšku nad nulovou hladinou, což je vidět na obrázku 2.6.



Obrázek 2.6: Level-sets funkce (vpravo) pro uzavřenou křivku v C (viz [47])

Rozdíl mezi level-sets a aktivními konturami je v tom, že se křivky mění pomocí level-sets funkce. Podrobněji viz [4, 47].

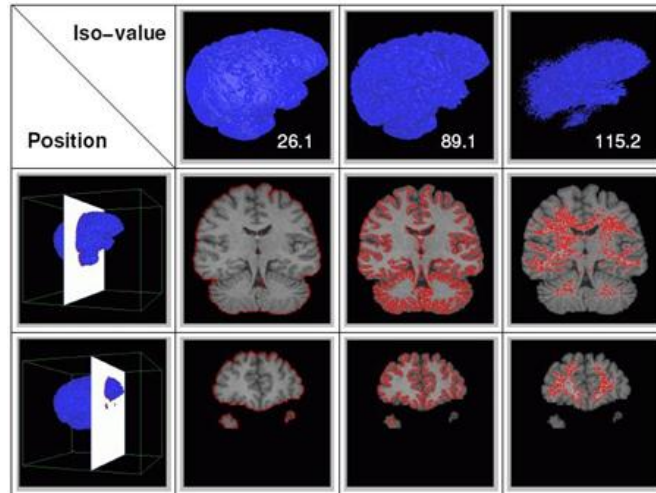
- **Isosurfaces** – Algoritmus isosurfaces (viz [47]) se používá především pro rekonstruování 3D povrchových modelů ze vstupních diskrétních dat. Povrch je definován propojením voxelů³, která v sobě nesou informaci o intenzitě, jež odpovídá zadané hodnotě. Často jsou tyto modely doprovázeny šumem, který je ovšem možné eliminovat pomocí vyhlazovacích filtrů.

Příklad, jak metoda isosurfaces funguje, je znázorněn na následujícím obrázku 2.7.

Metody orientované na regiony v obraze

Metody orientované na regiony (*region-based*) se zaměřují na hledání oblastí v obraze, čímž dochází k zanedbávání nežádoucího šumu. Prvky stejnorodosti oblastí jsou textury, tvar, model, úroveň šedi. Pro více informací lze použít [47].

³voxel – *volumetric pixel* tzv. objemový pixel



Obrázek 2.7: Příklad isosurface segmentace. Viditelný rozdíl mezi různými hodnotami *iso-value* (viz [5])

- **Metoda narůstání oblastí** – Jedná se o nejjednodušší metodu (angl. *Region growing*). V dané oblasti se vybere počáteční bod (semínko). Tento bod si vezme své sousední body.
- **Metoda dělení a spojování regionů** – Tato metoda (angl. *Split and merge*) je založena na dělení oblasti na kvadranty. Pokud každý kvadrant nemá homogenní vlastnosti, je dále rozdělen na čtyři části. Jakmile jsou části homogenní, dojde k jejich spojení.

Statistické metody

Tyto metody se opírají o statické vlastnosti analyzovaných dat, mezi které lze zařadit například jas, střední hodnotu okolí pixelu, rozptyl. Jednotlivé metody jsou dále popsány. Podrobnější informace o zmíněných metodách lze najít v [47].

- **Prahování** – Metoda prahování (angl. *Thresholding*) je základní metoda pro změnu vstupních dat. Prahování lze jednoduše zapsat následujícím vztahem:

$$G(x, y) = \begin{cases} 1, & I(x, y) \geq T \\ 0, & \text{jinak} \end{cases} \quad (2.1)$$

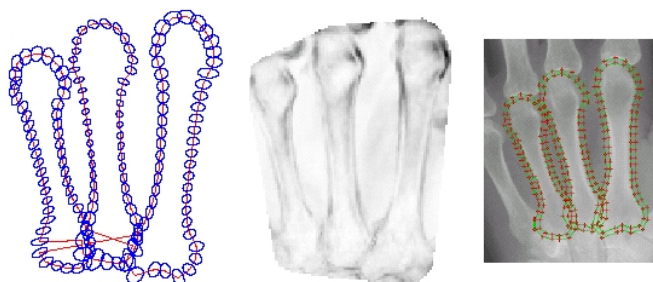
Vstupem je obraz ve stupních šedi $I(x, y)$, kde každý jeho bod je porovnán s prahovou hodnotou T . Výsledkem je výstupní binární obraz $G(x, y)$.

- **Přebarvování souvislých oblastí** – Přebarvování souvislých oblastí (angl. *Connected component labelling*) má na vstupu binární obraz, kde pixel s hodnotami 1, které se shromažďují v propojeném shluku, označí stejným indexem. Na výstupu je pak obraz neboli matice bodů, kde pixely obsahují navíc index segmentu, jehož jsou součástí.
- **Další statické metody** – Mezi další statické segmentační metody lze zařadit následující algoritmy:

- **Amplitudová projekce** – jednotlivé segmenty v obraze mohou být odděleny pomocí průměrné amplitudové projekce ve směru řádků a sloupců,
- **Shluková analýza** – metoda shromažďování pixelů podobných vlastností,
- **Kohenenovy mapy** – založena na učení neuronové sítě,
- **Fuzzy přístup** – založen na podobnosti objektů v obraze,
- **Markovská náhodná pole** – jsou doplňkem segmentačních metod. Metoda vytváří vazby v prostoru mezi sousedními a blízkými pixely obrazu.

Ostatní metody

- **Znalostní metody** – U těchto metod se předpokládá, že již znají nějaké vlastnosti o objektech, které se v obraze vyskytují. Tyto vlastnosti jsou často zobrazeny jako šablona objektů, nebo modely objektů, které jsou porovnávány s novým obrazem, a dochází k hledání změn. Nedostatky jsou ve špatné proměnlivosti objektů, špatné segmentaci složitých obrazů. Naopak pro podobné struktury jsou tyto metody velmi vhodné.
 - **Active Appearance Models** – Medicínská data se dobře zpracovávají právě Active Appearance Models – *AAM*. Mezi vlastnosti, které tato metoda zpracovává, lze zařadit tvar objektu a intenzita jednotlivých pixelů. Trénování začíná v ručním nastavení hraničních bodů. Průběh je následně zaznamenáván, viz [47, 48, 62]. Příklad této metody je na obrázku 2.8.



Obrázek 2.8: Záprstní kůstky a jejich segmentace. Zleva: Nezávislá analýza hraničních bodů, analýza změn v textuře, výsledný AAM model, (viz [48])

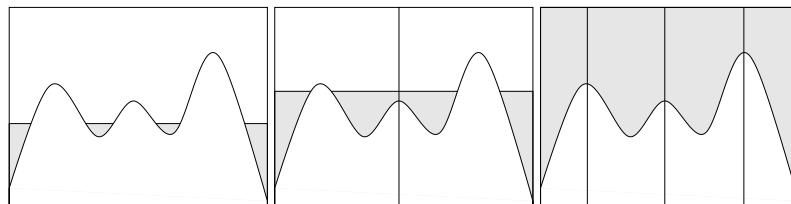
Při trénování je problém, protože je za potřeby vybrat reprezentativní vzorky dat, aby toto trénování mohlo proběhnout. Může také nastat selhání při porovnání modelu s objekty na novém obraze. Musí se tedy klást důraz na inicializaci počátečních bodů. Výhodou však je rychlost adaptace na nový obraz.

- **Hybridní metody** – Mezi hybridní metody jsou řazeny segmentace založené na neuronových sítích, více viz [43]. Metoda rozvodí [61] (angl. *watershed*) je založena na zaplavování terénu vodou. Hodnoty pixelu často ve stupních šedi jsou chápány jako výška, podle které dochází k zaplavování terénu (obrazu). S rostoucí vodní hladinou dochází ke spojování menších regionů ve větší. U metody rozvodí je vhodné provádět předzpracování obrazu. Do samotného algoritmu vstupuje gradientní obraz s vyznačenými hranami. Metoda rozvodí je podrobněji vysvětlena v kapitole 3.

Kapitola 3

Metoda rozvodí

Metoda rozvodí nebo také metoda zaplavování terénu vodou neboli *Watershed* segmentace chápe obraz jako výškovou mapu, nebo topologický reliéf, do kterého je napouštěna voda. Často se jako výška považuje intenzita pixelů ve stupních šedi. S rostoucí hladinou dochází ke stále většímu zaplavování, což je znázorněno na obrázku 3.4. Z obrázku je zřejmé, že



Obrázek 3.1: Průběh zaplavování terénu ve 2D (viz [13])

nejprve jsou zaplavovány oblasti s nízkou intenzitou. Počátkem se rozumí lokální minimum v obraze. Se stoupající hladinou vznikají povodí a nové počátky, které zaplavují další oblasti. Jakmile má dojít k překlenutí lokálního maxima (viz prostřední obrázek na 3.4), vzniká v tomto místě hráz, která brání spojení dvou zaplavených oblastí neboli regionů. Výsledkem je pak obraz, jenž je rozdělený do povodí oddělených hrázemi.

Pro segmentaci se nepoužívá originální obraz, ale gradientní obraz. Jedná se o obraz s vyznačenými hranami, ve kterém je znázorněno vektorové pole. Toto pole určuje růst a tedy rostoucí intenzitu v obraze. V blízkosti hranic objektů je proto gradient vysoký.

Na obrázku 3.2 je původní obrázek a na obrázku 3.3 jsou vyznačeny hrany, kde je vysoký gradient v obraze, pomocí Sobelova operátoru¹.

Podle složitosti obrazu vzniká množství regionů a obraz bývá přesegmentován. Existují metody, které regiony spojují.

Před samotným procesem metody rozvodí musí dojít k předzpracování obrazu, které může mít několik fází. Nemusí být ovšem použity všechny.

- **zpracování intenzit v obraze,**
- **odstranění šumu v obraze,**
- **prahování,**

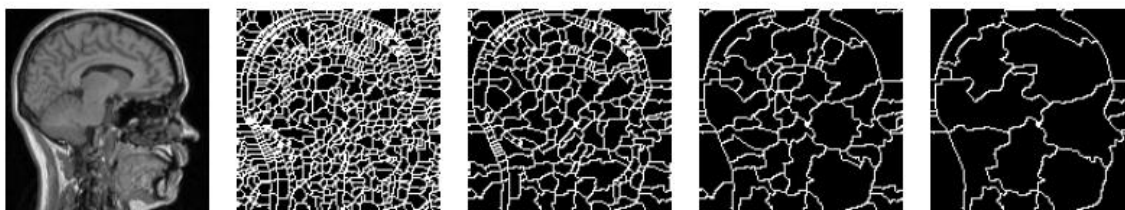
¹Sobelův operátor – používá se pro detekci vodorovných a svislých hran, používají se 2 masky



Obrázek 3.2: Původní obraz ve stupních šedi



Obrázek 3.3: Gradientní obraz, použit Sobelův operátor



Obrázek 3.4: Průběh spojování regionů v přesegmentovaném obraze (viz [55])

- **úprava regionů,**
- **morfologické filtrování.**

Po předzpracování obrazových dochází k samotnému algoritmu metody rozvodí. Jakmile je výpočet ukončen, je třeba, aby byl obraz dále upraven také díky častému přesegmentování obrazu. Po procesu výpočtu rozvodí mohou následovat následující kroky:

- **konstrukce modelu,**
- **spojování regionů s podobnými vlastnostmi.**

3.1 Definice

Definice metody rozvodí je založena na distanční funkci. Předpokládá se, že obraz f je prvek v prosoru $C(D)$ reálných funkcí spojených s doménou D pouze izolovaných kritických bodů. Pak je mezi body p a q v D topografická vzdálenost definována:

$$T_f(p, q) = \inf_{\gamma} \int \|\nabla f(\gamma(s))\| ds \quad (3.1)$$

kde infimum² vede přes všechny cesty uvnitř D s $D(0) = p$, $D(1) = q$.

²Infimum – je alternativa k pojmu nejmenší prvek

Nechť $f \in C(D)$ má minimum $\{m_k\}_{k \in I}$ pro nějaký index z množiny I . Povodí $CB(m_i)$ minima m_i je definováno jako množina bodů $x \in D$, které jsou topograficky blíže k m_i , než jiné regionální minimum m_j :

$$CB(m_i) = \{x \in D \mid \forall j \in I \setminus \{i\} : f(m_i) + Tf(x, m_i) < f(m_j) + Tf(x, m_j)\} \quad (3.2)$$

Rozvodí obrazu f je pak množina bodů, které nepatří do žádného jiného povodí.

$$Watershed(f) = D \cap \left(\bigcup_{i \in I} CB(m_i) \right) \quad (3.3)$$

Z čehož plyne, že transformace f přiřazuje indexy k místům D tak, aby různá povodí měla různé indexy a speciální index W je přiřazen všem bodům z f . Detailní popis viz [61].

3.2 Metoda rozvodí ve 3D

Metody pro zpracování v trojrozměrném prostoru se příliš neliší od výpočtu v 2D prostoru. Zásadní rozdíl může být v samotné prezentaci 3D medicínských dat. Tato obrazová data jsou uložena jako 2D řezy, jejichž kombinací se získá 3D model, který lze zobrazit například v ITK-SNAP [53] nebo v 3DSlicer [57].

Pro metody rozvodí existuje více postupů, které nemusí dávat vždy stejné výsledky.

Multidimenzionální interaktivní metoda rozvodí

Jedná se o metodu nezávislou na počtu dimenzí (angl. *Interactive Watershed Transform* (IWT)). Algoritmus rozvodí rozděljuje regiony podle lokálních maxim, zatímco IWT metoda nepracuje úplně stejně, ale přidává si ještě jistou míru interaktivity.

Nejprve jsou všechny obrazové body seřazeny podle své intenzity ve stupních šedi. Následně jsou seřazeny podle řadícího algoritmu přihrádkového řazení³. Po seřazení je každý pixel zpracován samostatně ve specifickém pořadí podle 6ti okolí.

Výsledek je hierarchicky organizován do stromu, čímž je zajištěno efektivní rozložení prvků, ke kterým lze přistupovat v lineárním čase.

Je vhodné zachovat interakci co nejmenší. Proto není žádoucí používat vstupní obraz C jako vstup, ale používat v metodě IWT jako vstup obraz C' , na který je obraz invertován. $C' = (c'_v)_{v \in V}$ je formálně definováno jako:

$$c'_v = \begin{cases} M + c_v, & ves(v) = 0 \\ M - i_v, & \text{jinak} \end{cases} \quad (3.4)$$

kde hodnota M značí maximální hustotu segmentovaného regionu obrazu. $ves(v)$ je definováno následovně:

$$ves(v) = \begin{cases} 1, & \text{pokud je v oznaeno jako voxel} \\ 0, & \text{jinak} \end{cases} \quad (3.5)$$

Více o této úpravě metody rozvodí je v [11].

³Přihrádkové řazení – (angl. *Bucket sort*) funguje na období mnohonásobného volání stabilního řadící algoritmu

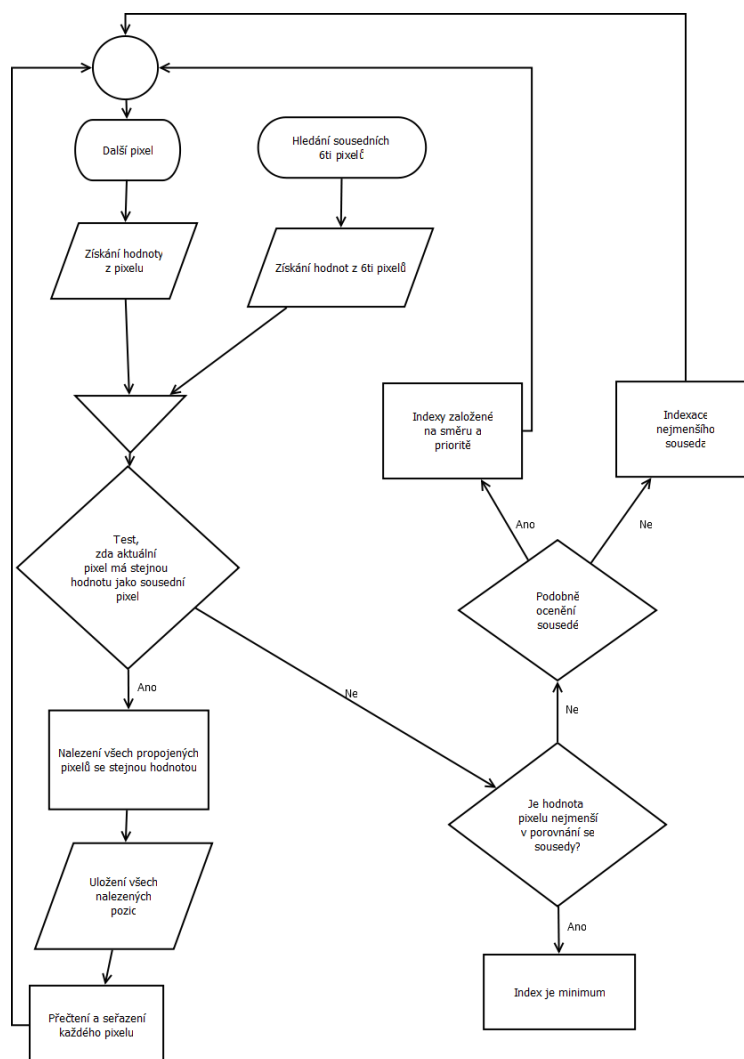
Vodopádová simulace

Vodopádová simulace pro 3D je odvozena od algoritmu, který pracuje ve 2D ([41]). Cílem je získat data z 3D prostoru. Tato metoda je vhodná pro použití na medicínská data.

Detekce hran v této variantě metody rozvodí ve 3D pracuje ve dvou krocích.

- Lokální hrany jsou detekovány na základě diferenciací ve stupních šedi.
- Tyto získané hrany jsou shlukovány v hranice, které oddělují od sebe jednotlivé regiony, jež jsou tvořeny voxely.

Jiný způsob získávání hran jsou Robertsův operátor⁴ nebo Sobelův filter. Princip algoritmu je znázorněn v diagramu 3.5.

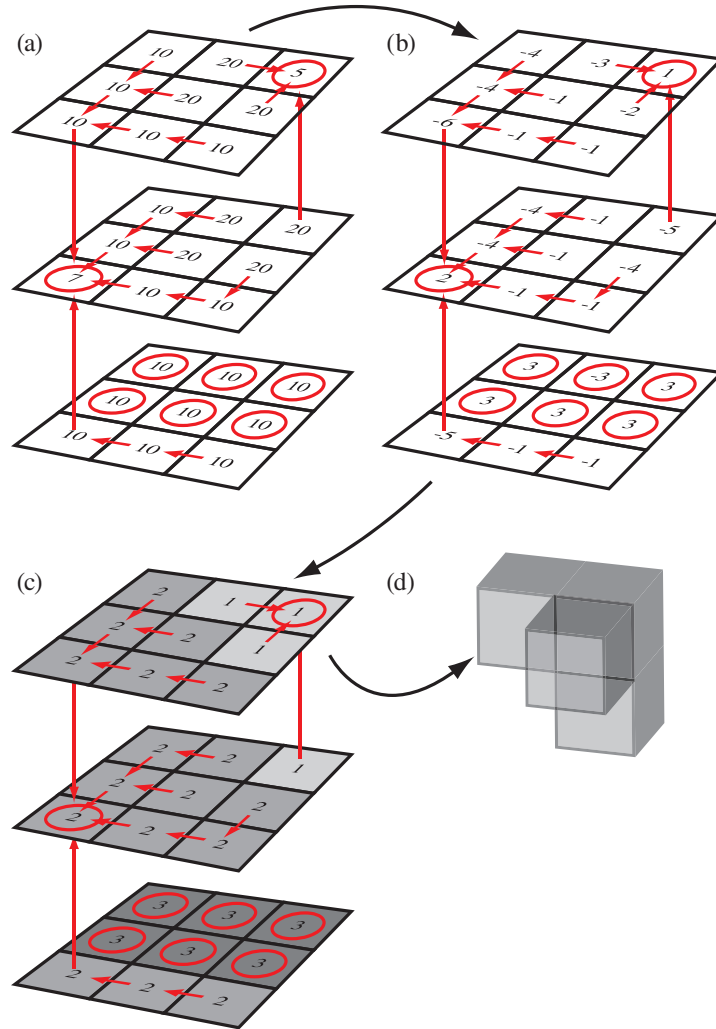


Obrázek 3.5: Vývojový diagram metody rozvodí pomocí vodopádové simulace (viz [41])

Výsledkem jsou pak vysegmentovaná data. Názorný příklad je na obrázku 3.6. Pro jednoduchost se jedná o kostku $3 \times 3 \times 3$. Na obrázku (a) jsou inicializační hodnoty, následující

⁴Robertsův operátor – nejjednodušší operátor pro detekci hran, využívá konvoluční masky o rozměrech 2×2

obrázek (b) znázorňuje indexy jednotlivých pixelů. Označení regionů indexy je na obrázku (c). Výsledná data po segmentaci jsou na posledním obrázku (d). V 3D se hledá nejbližších 6ti nebo 26ti bodoch. V původním dvourozměrném prostoru se berou v úvahu 4-okolí nebo 8-okolí.



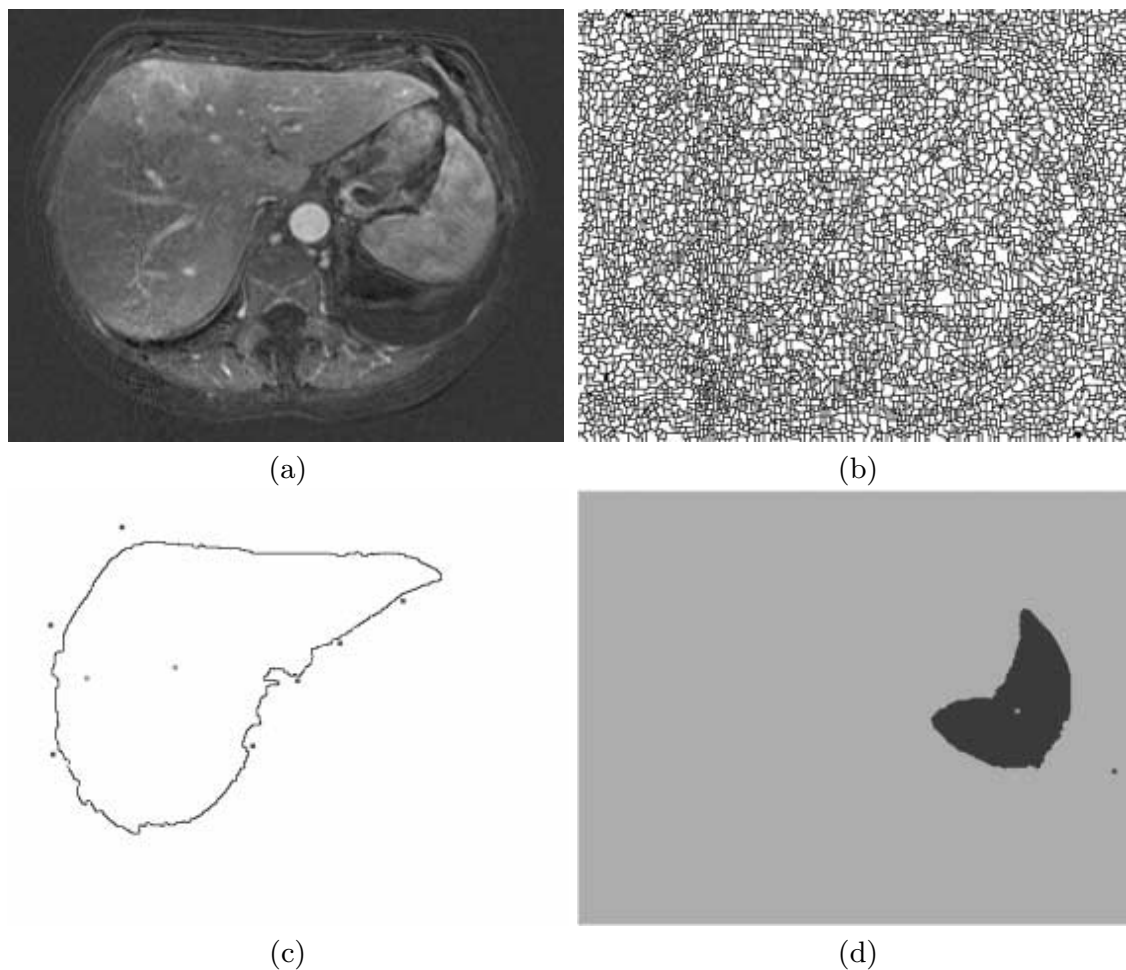
Obrázek 3.6: Výsledek 3D segmentace na kostce $3 \times 3 \times 3$ (viz [41])

Jelikož i zde dochází k přesegmentování obrazu, dochází ke slučování (angl. *merging*) regionů s podobnými vlastnostmi.

3D morfologie regionů

Segmentace je založena na rozpoznávání morfologických regionů. Rozšíření do trojrozměrného prostoru je následující. V každé oblasti jsou řazeny pixely podle stupňů šedi, kde v každém sloupci jsou obsaženy pole dalších pixelů ve stupních šedi. Při implementaci se využívá průchodů stromem viz [54] pro kopírování obrysů, které jsou potřebné pro segmentaci. Je používáno 8-okolí. Výsledkem jsou obrysy neboli kontury. Tento algoritmus využívá tzv. aktivních kontur.

Postup samotné segmentace je na obrázku 3.7.

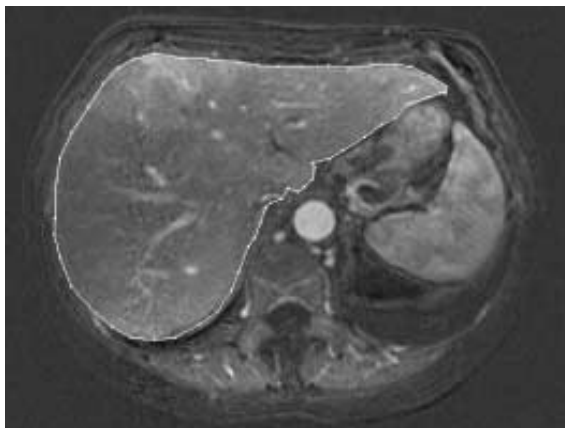


Obrázek 3.7: Segmentace s využitím aktivních kontur: (a) je původní obraz, (b) znázorňuje přesegmentovaný obraz, (c) zobrazení jater a (d) sleziny pomocí vnějších a vnitřních obrysových bodů (viz [54])

Po použití tohoto algoritmu je výsledný obraz s vyhlazenými hranicemi na obrázku 3.8.

Aktivní kontury jsou optimalizované a zjednodušené, je vyřešeno hledání hran a obrysů v obraze ve 3D na každý řez. Jejich definice je následující:

$$\gamma \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial t} = F_{int}(\mathbf{X}) + F_{ext}(\mathbf{X}) \quad (3.6)$$



Obrázek 3.8: Výsledná segmentace s využitím aktivních kontur (viz [54])

Podrobnosti k této metodě lze najít v [54].

Samotné regiony jsou tzv. iso-surface⁵. V této metodě jsou náhodně generovány počáteční body, které jsou testovány podle morfologických testů a statistik pixelů. Využití této metody s metodou aktivních kontur je podstatným nástrojem pro zpracování medicínských dat.

Hybridní 3D metoda rozvodí

Metoda je založena na kombinaci dalších dvou metod.

- Transformace vzdálenosti kombinuje intenzitu gradientu, přičemž současně dalším krokem metody rozvodí je použití geometrické vzdálenosti.
- Použití explicitního matematického anatomického modelu buňky s podstatnými vlastnostmi (velikost, tvar). Tento model je vytvořen automaticky z dat.

Nejprve se provede úmyslné přesegmentování obrazu, které je následováno sloučením podle získaných statistik. Statistická data se získávají z každého detekovaného jádra a zjišťuje se, jak se do okolí hodí. Zmíněný postup je použit v kombinaci s intenzitou stupně šedi a slouží k ovládní slučování regionů.

Tyto použité kombinace výrazně zlepšují přesnost automatické segmentace. Hybridní metoda rozvodí se používá převážně na segmentaci buněčných jader, hojně je používán v cytologii a podobných odvětvích biologie viz [6].

⁵Iso-surface – tato technologie umožňuje plynulé přechody mezi objekty. Jejich materiály jsou ideální nástroj pro vytváření složitých obrazců často organického původu.

Kapitola 4

Existující nástroje pro zpracování metody rozvodí

Pro implementaci aplikace je použito několik knihoven, které spolu vzájemně spolupracují. Následuje jejich stručný přehled.

4.1 Knihovna ITK

ITK 4.1 neboli *Insight ToolKit* je knihovna s otevřeným zdrojovým kódem (tzv. *opensource*) provádějící registraci a segmentaci obrazu. Registrace popisuje vzájemný vztah mezi obrazy, jejichž výsledkem jsou parametry transformace. Pomocí těchto parametrů je možné obraz upravit tak, aby odpovídal druhému. Typickým vzorkem dat pro ITK jsou obrazová data CT¹ a MRI² získaná z medicínských přístrojů.



Obrázek 4.1: Logo Insight ToolKitu (viz [42])

ITK je knihovna implementovaná v jazyce C++, což je dobrý předpoklad pro multiplatformní aplikace. Pomocí nástroje CMake se vytvoří prostředí, které řídí proces konfigurace. ITK využívá sílu šablon v C++, proto bývá programování v ITK označováno jako generické a efektivní, čímž dochází k odhalení chyb již během překladačů. Aplikace jsou také přenositelné nejen mezi platformami, ale také mezi různými typy překladačů.

Celou architekturu ITK lze rozložit do tří základních vrstev:

- **Šablonová** – celé ITK je založeno na práci se šablonami, což zajišťuje efektivitu kódu,

¹CT – počítačová tomografie – kombinace rentgenového vyšetření s počítačovým systémem

²MRI – *Magnetic resonance imaging* zařízení pro získání obrazu z vnitřního prostředí pacienta, používá magnetické a elektromagnetické vlnění

- **Runtime** – vzniká automaticky (pomocí CableSwig³) a umožňuje propojení s ostatními jazyky (Java, Python, Tcl),
- **Aplikační** – není obsažena přímo v ITK, ale obsahuje sadu příkladů.

Výhodou ITK je, že data jsou oddělena od procesů, protože často prochází řadou filtrů, kde výstup jednoho filtru je vstupem následujícího filtru. Takto strukturovanou knihovnu lze rozdělit na několik částí:

- **Jádro** – správa paměti, vláken a procesů,
- **I/O struktury** – řeší vstup/výstup, načítání/ukládání obrázků a dat, podporuje celou řadu obrazových dat, včetně DICOM⁴[49]
- **Filtrační struktury** – funkce pro práci s filtry,
- **Segmentační struktury** – část pro segmentační funkce,
- **Registrační struktury** – část pro funkce pracující s registrací obrazu.

Jelikož ITK umožňuje práci také s 3D daty, která často vyžadují alokaci většího množství paměti, je nutné správně pracovat s pamětí. V ITK knihovně je implementován tzv. *smart pointer* pro snazší správu odkazů a automatickou dealokaci místa v paměti za předpokladu, že počítadlo odkazů na data klesne na nulu.

Historie ITK

V roce 1999 US National Library of Medicine při National Institutes of Health se rozhodlo vytvořit nástroj pro registraci a segmentaci medicínských dat (viz [38]). Vývoje se účastnilo několik komerčních společností ve spolupráci s několika americkými univerzitami. Tato skupina nechala vzniknout sadě nástrojů. Tyto jsou volně dostupné všem vývojářům, kteří se zabývají zpracováním obrazových dat, zejména filtrací, segmentací a registrací převážně pro medicínské účely.

4.2 Metoda rozvodí v ITK

Implementace je v jazyku C++ s využitím knihovny ITK (více o ITK viz kapitola 4.1).

Algoritmus pro výpočet rozvodí je v knihovně ITK založen na rozpoznávání hran objektů, globální indexaci obrazu, hierarchičnosti. Aby byl algoritmus co nejvíce obecný, umožňuje segmentaci N -dimenzionálních dat. K rozpoznání dimenze se popisuje typ obrazu, kterým se určuje datový typ (`float`, `unsigned char`, atp.) a samotná dimenze. Tento vytvořený datový typ se předává samotnému jádru výpočtu metody rozvodí, viz ukázka 4.2 níže.

Obraz představuje topologický reliéf, kde intenzita představuje výšku terénu.

Jednoduchá ukázka kódu segmentace metodou rozvodí, při které se používá třída `WatershedImageFilter` [35]:

³CableSwig – vytváří rozhraní pro interpretaci jazyků Python, Tcl, více v [39]

⁴Digital Imaging and COmmunication in Medicine – mezinárodní standard pro zobrazování medicínských dat (CT, MRI, aj.)

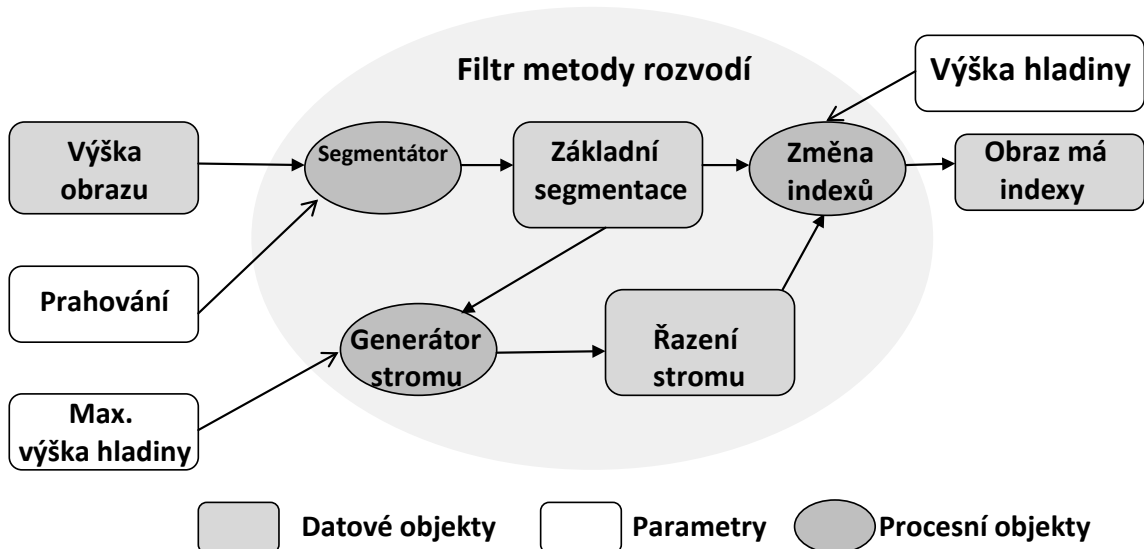
```

typedef itk::WatershedImageFilter<ImageType> WatershedFilterType;
WatershedFilterType::Pointer watershedFilter = WatershedFilterType::New();
watershedFilter->SetInput( image->GetOutput() );
watershedFilter->SetThreshold( 0.3 );
watershedFilter->SetLevel( 0.22 );

```

Inicializační hodnoty pro segmentaci často způsobují přesegmentování obrazu. Tímto dochází ke zvyšování hladiny, čímž se snižuje počet regionů.

Samotný filtr metody rozvodí má strukturu, která je znázorněna na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2: Konstrukce metody rozvodí v ITK (viz [42])

Obraz 4.2 popisuje, jak je v ITK konstruován filtr metody rozvodí. Jak je vidět, vstupem je obraz a výstupem je jiný obraz. Filtr je kolekce menších filtrů, které složením ve správném pořadí vytvoří požadovaný výstup. Je vytvořena inicializační segmentace podle pixelu v lokálním minimu. Mělká pozadí jsou eliminována pomocí prahování, což pomáhá snížit přesegmentování obrazu. Úvodní segmentace projde dalšími filtry, které vytváří hierarchii všech regionů (povodí) na uživatelem stanovenou hloubku.

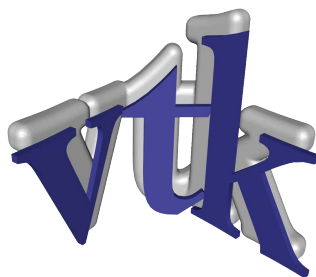
4.3 Knihovna VTK

Pro vizualizaci dat se používá knihovna, s otevřeným zdrojovým kódem (tzv. *opensource*), VTK 4.3 neboli *Visualization Toolkit*. Knihovna VTK je implementovaná v jazyce C++ včetně rozhraní pro jazyky Java, Python, Tcl/Tk [33].

Jsou podporovány algoritmy pro vizualizaci skalarů, vektorů, textur, trojrozměrných dat, atd. VTK knihovna umožňuje také mnoho typů modelování, redukci polygonů, vyhlazování, řezy, či tvarování.

Tuto multiplatformní knihovnu využívá mnoho komerčních aplikací (např. ParaView, Slicer, OsiriX, aj.).

Jednoduché vykreslení okna s daty může s použitím tříd `vtkRenderer` [36], `vtkRenderWindow` [37] vypadat následovně. Pro práci s dynamicky vytvořenými objekty VTK knihovny lze použít třídu `vtkSmartPointer` [40].



Obrázek 4.3: Logo Visualization ToolKitu (viz [34])

```
vtkSmartPointer<vtkRenderer> ren =  
    vtkSmartPointer<vtkRenderer>::New();  
ren->AddActor( vstup );  
vtkSmartPointer<vtkRenderWindow> renWin =  
    vtkSmartPointer<vtkRenderWindow>::New();  
renWin->AddRenderer( ren );  
renWin->Render();
```

Kromě samotné vizualizace dat umožňuje VTK také interaktivní propojení i s knihovnamy pro tvorbu grafických uživatelských rozhraní. VTK umožňuje dobrou interakci s knihovnou QT (viz kapitola 4.4).

Historie VTK

VTK knihovna byla původně implementována jako součást učebnice pro objektově orientovanou vizualizaci 3D dat. Její autoři Will Schroeder, Ken Martin a Bill Lorensen na ní začali pracovat již v prosinci 1993.

Po vytvoření jádra knihovny se začala šířit mezi vývojáři, kteří pokračují v jejím zdokonalování. V roce 1998 byl proto založen institut Kitware. Více viz [33].

4.4 Knihovna QT

Knihovna QT 4.4 je multiplatformní toolkit pro tvorbu aplikací s grafickým rozhraním (viz [52]). Balík knihoven nyní vlastní finská Nokia. Je vyvíjena primárně pro jazyk C++, ale existují nástavby například pro jazyky jako Python, ale i funkcionální Haskell. Součástí SDK⁵ je také QT Designer, který usnadňuje návrh grafického uživatelského rozhraní.

S knihovnou jsou vyvíjeny prohlížeč Opera, komunikátor Skype, linuxové prostředí KDE či Google Earth.

Existují dvě verze této knihovny. Jedna je pro nekomerční použití, je zdarma. Nenabízí ale komplexní možnosti jako komerční verze. U nekomerčního použití je požadováno, aby program nesloužil ke komerčním činnostem.

K zobrazení grafického prvku se používá třídy `QVTKWidget` [1] a `vtkRenderWindow` [37]. Pro vytvoření objektu lze použít ukazatel ze třídy `vtkSmartPointer` [40].

```
vtkSmartPointer<vtkRenderWindow> renderwin =  
    vtkSmartPointer<vtkRenderWindow>::New();
```

⁵Software Development Kit – vývojové prostředí



Obrázek 4.4: Logo knihovny QT (viz [52])

```
QVTKWidget *qwidget = new QVTKWidget( centralwidget );  
qwidget->SetRenderWindow( renderwin );  
qwidget->GetRenderWindow()->AddRenderer( vystup );  
qwidget->GetRenderWindow()->Render();
```

Třída `QVTKWidget` [1] není přímo součástí knihovny QT, ale umožňuje propojení grafických prvků z knihovny QT s vizualizací z knihovny VTK. Tato knihovna je implementována ve volně dostupném projektu CompuCell citecompuCell, což je volně dostupné (open source) prostředí pro řešení převážně parciálních diferenciálních rovnic pro biologie a fyziky. Následně byly implementovány nástavby pro další knihovny jako QT aj.

Historie QT

Historie QT spadá do roku 1999, kdy jej začala vyvíjet společnost Trolltech. Během této doby prošel celý balík knihoven řadou změn. V roce 2008 Trolltech prodal knihovnu Nokii a od tohoto okamžiku je hlavním vývojářem. V současnosti je QT dostupné ve verzi 4.7.2.

4.5 Knihovna OpenCV

Pro zpracování obrazových dat se používá také multiplatformní knihovna OpenCV⁶ 4.5 původně implementovaná v jazyce C. Nyní již má plně funkční rozhraní pro jazyk C++. V knihovně je k dispozici více než dva tisíce optimalizovaných algoritmů a přes pět set funkcí. Knihovna OpenCV umí pracovat s mnoha typy obrazových dat. Neumí ovšem pracovat s medicínským standardem DICOM[49]. Používá se hlavně v aplikacích pro počítačové vidění.

Další informace včetně zdrojových kódů lze naléznout v [7, 8].

Historie OpenCV

Vývoj započal Gary Bradski v roce 1999 ve spolupráci s firmou Intel pro urychlení výzkumných činností zabývajících se počítačovým viděním. Postupem času se vývojáři přesunuli především k robotice. Poslední dostupná verze knihovny OpenCV je ve verzi 2.2.0. V nedávné době byla započata spolupráce s nVidia a jejími grafickými procesory CUDA, což povede k paralelizaci a tím i ke zrychlení výpočtu [9].

⁶OpenCV – **O**pen **S**ource **C**omputer **V**ision



Obrázek 4.5: Logo knihovny OpenCV (viz [7])

4.6 Existující aplikace pro zobrazení medicínských dat

Existuje celá řada dostupných programů, které zobrazí medicínská data. Mezi často používané nástroje lze ovšem zařadit následující:

3D Slicer

Multiplatformní open-source aplikace pro vývoj. Program je vyvíjen v jazyce C++ s využitím knihoven ITK a VTK. Nabízí použitelnost jak pro klinický výzkum, tak i pro programátory. Nyní se objevuje využití 3D Sliceru také v astronomii (viz [2]). V aplikaci lze provádět registrace či segmentace obrazu. Samozřejmostí je vizualizace dat.

3D Slicer umí zpracovávat až čtyřrozměrná data. Podporuje také přidávání různých zásuvných modulů, načítání a zpracování MRML scény⁷. Mnoho dostupných informací včetně samotného programu lze najít v [57].

Protože se jedná o poměrně rozsáhlý program pro práci s vícerozměrnými daty, je kladen důraz na jeho výkonnost. Díky rozsáhlému použití je vhodné 3D Slicer důkladněji prostudovat pomocí dostupných manuálů k programu a vyzkoušet práci podle tutoriálů, což může způsobit problémy člověku, který se příliš neorientuje v daném odvětví. Díky množství ovládacích prvků může grafické uživatelské rozhraní působit složitě, což je vidět na obrázku 4.6. Od robustního programu lze očekávat širokou škálu podporovaných obrazových formátů. Nicméně u 3D Sliceru byla nalezena data, která program neuměl zobrazit korektně.

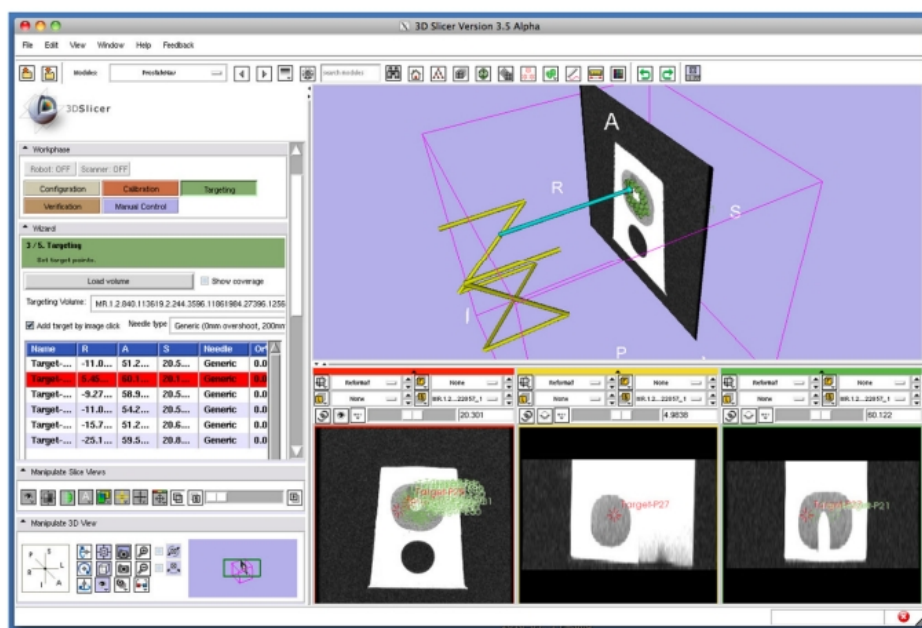
ITK-SNAP

ITK-SNAP [53] je open-source program pro segmentaci trojrozměrných medicínských dat. Již ze jména programu vyplývá, že jeho základem je knihovna ITK. Pro vizualizaci byla využita také knihovna VTK.

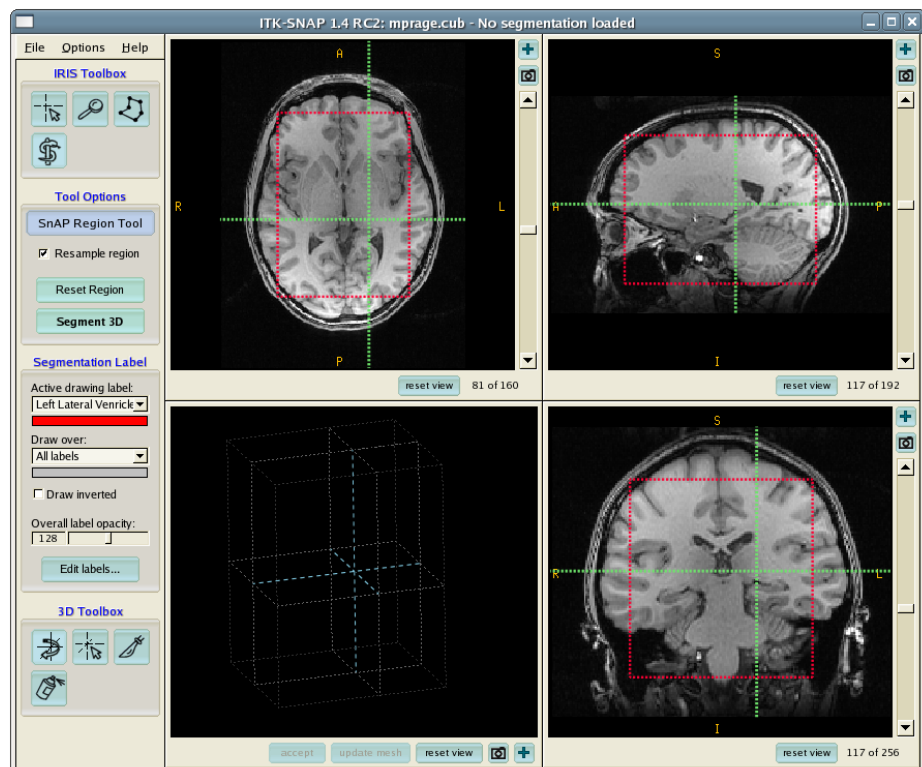
V programu je možné provádět segmentaci pomocí aktivních kontur, ale také provádět ruční segmentaci. Nabízí také podporu mnoha medicínských dat, umožňuje načítání serií obrazů podle standardu DICOM[49].

Program mohou využívat lidé pracující v oblasti neurologie, radiologie, psychiatrie, chirurgie. Nenabízí takový prostor pro segmentaci, jako 3D Slicer, ale nabízí jednodušší uživatelské rozhraní (obrázek 4.7), které je doplněno mnoha tutoriály a nápovědami, čímž umožňuje snadnější pochopení funkčnosti programu.

⁷Multimedia Retrieval Markup Language – cílem je sjednocení přístupu k multimediálnímu vyhledávání a jejich správě, viz [58], založeno na XML



Obrázek 4.6: Program 3D Slicer (viz [56])



Obrázek 4.7: Program ITK-SNAP (viz [53])

Kapitola 5

Návrh aplikace

Podstatnou částí práce je samotný návrh aplikace. Analýzou dostupných nástrojů pro implementaci a alternativ metody rozvodí je třeba vybrat všechny důležité aspekty, které ovlivňují funkčnost aplikace. Mezi důležité součásti návrhu lze zařadit následující body:

- Tvorba uživatelského rozhraní.
- Multiplanární zobrazení řezu.
- Zobrazení pomocí iso-surface.
- Vyhazení dat před zpracováním metodou rozvodí.
- Úprava a nastavování detektorů hran.
- Metoda rozvodí v trojrozměrném prostoru.

5.1 Obecný návrh

Vhodným řešením bude implementace aplikace, která bude umožňovat nastavovat parametry pro předzpracování obrazu a pro metodu rozvodí. V aplikaci bude možné upravit parametry, které ovlivňují výpočet. Aplikace umožní testování a to, jak se metoda rozvodí chová při použití jiných filtrů před samotným zpracováním obrazu. Umožní zobrazení výpočtu.

Jelikož je nutné pro segmentaci metodou rozvodí provádět předzpracování dat, které výrazně ovlivňuje výslednou segmentaci, je aplikace zaměřena převážně na tuto část. Součástí aplikace je také zpracování obrazu po samotném provedení segmentace. Výsledek segmentace je vhodné zobrazit tak, aby bylo možné jej prohlížet. Protože se jedná o prostorová data, měla by aplikace umět tato data zobrazit nejen pomocí multiplanárních řezů trojrozměrně, ale i z důvodu aby bylo možné pozorovat výsledek například pomocí *isosurface*. Takovou míru interaktivity nenabízí konzolová aplikace. U konzolové aplikace by muselo docházet k vícenásobnému spuštění aplikace a průběžnému vizuálnímu kontrolování výstupu v programu třetích stran.

Výhodnější je proto implementace aplikace s grafickým uživatelským rozhraním. Umožňuje praktičtější testování a zobrazování medicínských dat. Nepotřebuje znát parametry pro průběh segmentace a nabízí možnost si vybrat z nabídek. Vytvořením aplikace s grafickým rozhraním je možné také zobrazovat načtená nebo zpracovaná data.

Pro výpočet je vhodné použít knihovnu ITK, která byla vytvořena pro zpracovávání převážně medicínských dat. Nicméně knihovna ITK nenabízí možnosti vizualizace, proto je nutné propojení s knihovnou VTK, která tuto možnost nabízí.

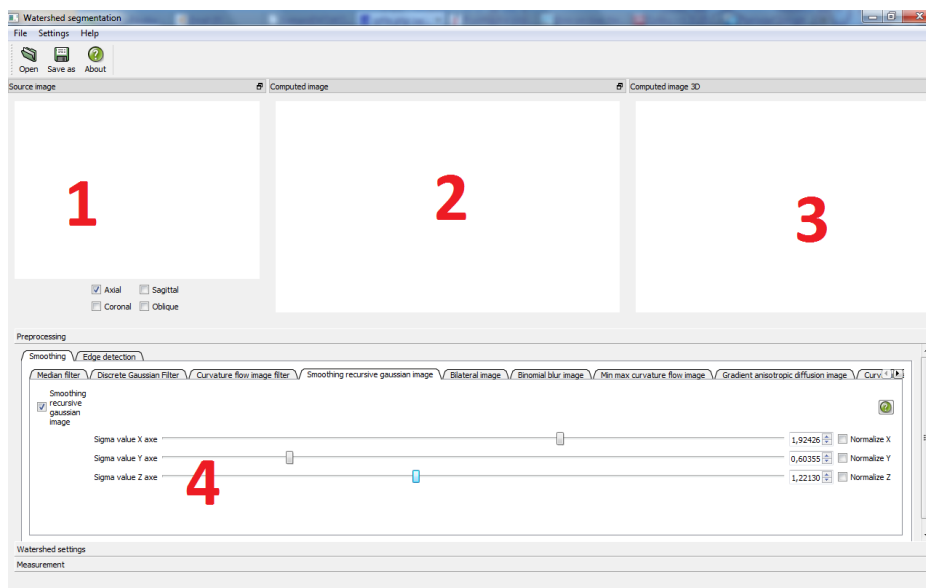
Oproti segmentačním nástrojům, jako ITK-SNAP nebo 3D Slicer, by aplikace měla umožňovat lépe pracovat s metodou rozvodí a nabízet dostatečné zobrazení dvourozměrných řezů a objemových dat. Výše zmíněné programy tuto možnost nabízí buď po dlouhém nastavování, případně nenabízí vůbec. Pro aplikaci je vhodné inspirovat se vícenásobným zobrazením dat (původních, či vypočtených), čímž by měla působit přehlednějším dojmem. Měla by umožňovat lepší orientaci mezi původními a segmentovanými daty.

5.2 Uživatelské rozhraní

Důležité je neopomíjet návrh grafického rozhraní. Nástroje pro zpracování medicínských dat jsou často robustní, proto je nutné jejich ovládání ovlivnit. Je potřeba navrhnout aplikaci s takovým uživatelským rozhraním, v němž budou snadno dostupné všechny potřebné ovládací prvky.

Pro tento účel byla použita knihovna QT [52]. Knihovna nabízí tvorbu grafických uživatelských rozhraní. VTK plnohodnotné grafické prvky, které jsou známe z jiných knihoven, nenabízí, čímž dochází k omezení interaktivity. Například uživatelské rozhraní v knihovně VTK nabízí jen několik typů posuvníků (sliderů), které jsou nedostatečné pro navrhovanou aplikaci.

Vizualizace dat by proto v aplikaci neměla chybět a mělo by být umožněno data prohlížet. Výsledný náhled aplikace je na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1: Náhled programu pro metodu rozvodí. **1)** Původní obraz po načtení. **2)** Data po segmentaci, 2D řez. **3)** Vizualizace ve 3D. **4)** Lišta se záložkami pro nastavování a úpravu parametrů.

Z uživatelského hlediska je možné v nastavení skrýt nebo zobrazit některé zobrazené komponenty, v případě, že není prostor na monitoru dostatečně velký. Bude-li zájem pouze o některý typ výstupu, měla by aplikace umožnit potřebné přiblížení dat.

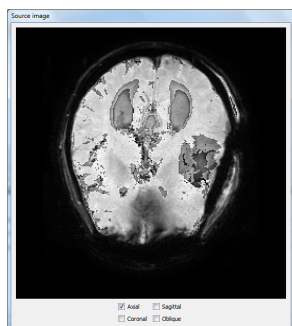
Každý z bodů 1, 2, 3 na obrázku 5.1 nabízí otevření ve vlastním okně a je zde možné se zaměřit i na některé detaily v datech. Pro úplnost je vhodné dodat, že jednotlivá okna lze uspořádat podle potřeb.

5.3 Vizualizace

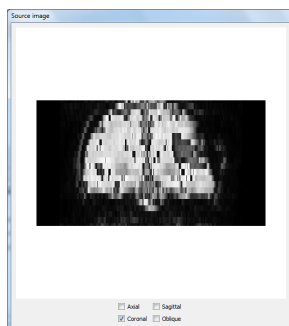
Jak již bylo zmíněno, pro vizualizaci bude použita knihovna VTK, která umí komunikovat s knihovnou ITK a nabízí propojení s knihovnou QT.

Segmentace metodou rozvodí probíhá na trojrozměrných datech, proto musí být navržen nástroj, kterým bude možné data čitelně zobrazit. Lze využít dvou způsobů vizualizace trojrozměrných dat.

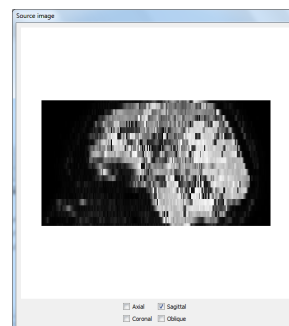
- **Iso-surface** – Umožňuje zobrazení trojrozměrných dat jako celku. Knihovna VTK nabízí algoritmus Marching Cubes.
- **Multiplanární zobrazení** – Podle standardu DICOM [49] mohou být data uložena v 2D řezech. Bylo by proto vhodné zobrazovat data tímto způsobem, který tak umožní aktuální přehled o zobrazených datech. U zobrazení 2D řezů může nastat problém, že jsou data uložena v rovině obrazu, což není žádoucí. Lze proto navrhnout algoritmus, který zvládne zobrazit data také v jiné, než základní rovině. Příklad změny zobrazení podle rovin lze vidět na obrázcích 5.2, 5.3, 5.4. Pokud nejsou data správně uložena, může dojít k nepřiliš korektnímu zobrazení v ostatních rovinách.



Obrázek 5.2: Axiální zobrazení



Obrázek 5.3: Koronální zobrazení



Obrázek 5.4: Sagitální zobrazení

Součástí zobrazení dat by měla být i možnost otočení, nebo změny řezu. Tuto míru interaktivity je důležité dobře navrhnout tak, aby nabídla požadované posouvání a otáčení dat. Pro tyto účely jsou přeprogramovány události na pohyby myši. Proto lze měnit různé polohy zobrazených dat.

5.4 Předzpracování dat

Práce je zaměřena na míru ovlivnění metody rozvodí pomocí algoritmů na předzpracování obrazu. Jak bylo představeno, k hlavním algoritmům pro předzpracování před metodou rozvodí patří odstranění šumu a zvýraznění, detekce hran. Pro tyto algoritmy je v knihovně ITK dostupné několik algoritmů.

Odstranění šumu

Při předzpracování je důležitou součástí odstranění šumu v datech, není však nutná.

- **Mediánový filtr** [28] – Vybírá z dostupných dat z okolí mediánovou hodnotu, kterou nastaví danému bodu. Existují různé modifikace, které se ve výsledku neprojevovaly rostatečnými rozdíly.
- **Diskrétní Gaussův filtr** [23] – Počítá konvoluci vstupního obrazu pomocí Gaussovy masky, která je složena z prvků, jenž jsou určeny Gaussovou funkcí.
- **Curvature Flow Image filtr** [21] – Provádí vyhlazení okrajů. Je podobný anizotropní difuzi. Je možné stanovit mezní hodnotu intenzity obrysu. Následně pak dochází podle stanovené hodnoty funkce k porovnání a pak může dojít ke spojení.
- **Rekurzivní Gaussův filtr** [30] – Pokud je směrodatná odchylka vysoká, pak je vyhlazování obrazu Gaussovou maskou pomalé. Dochází k aproximaci konvoluce a Gaussovy masky.
- **Bilaterální filtr** [18] – Eliminuje šum na souvislých plochách a zachovává ostré hrany. Nelze kombinovat více filtrů do jednoho jádra a provést filtraci najednou.
- **Binomiální filtr** [19] – Filtr počítá nejbližší průměrnou hodnotu v každé dimenzi. Tento proces je možné opakovat, což umožňuje nastavení parametrů v grafickém rozhraní.
- **Minmax Curvature Flow Image filtr** [29] – Obdoba *Curvature Flow Image* filtru. K difuzi šumu dochází od předem definované hodnoty. Pokud je v poloměru daného bodu šum, dojde k jeho odstranění.
- **Gradient Anisotropic Diffusion Image filtr** [25] – Anizotropní difúze patří mezi nelineární filtry. Výstupem je Gaussův vyhlazený obraz, který pomocí proměnné reguluje vyhlazování v okrajích.
- **Curvature Anisotropic Diffusion Image filtr** [20] – Filtr provádí anizotropní difúzi nad daty pomocí difúzní rovnice, která vyjadřuje závislost na směru dat. Tato rovnice nedává lepší výsledky u okrajů proti klasické anizotropní difúzi.

Detekce hran

Pro tvorbu výškové mapy se používá algoritmů pro detekování a zvýrazňování hran. Tyto algoritmy usnadňují výpočet metodě rozvodí.

- **Gradientní filtr** [26] – Slouží k určení kontur objektu a oddělení homogenních oblastí. Dochází k výpočtu u každého pixelu pomocí konečného diferenčního přístupu. Počítá se velikost intenzity přechodu pomocí konvoluční masky pro odhad parciální derivace.
- **Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem** [27] – Nejprve je pomocí Gaussovy masky spočítána konvoluce pro vyhlazení obrazu. Následně je vhodné definovat měřítko, ve kterém se hledá přechod pro každý pixel.
- **Derivátní filtr** [22] – Filtr využívá pro výpočet parciální derivace podél osy. Jsou vyžadovány parametry, které určují podél které osy se bude počítat.

5.5 Metoda rozvodí ve 3D

Princip metody rozvodí v trojrozměrném prostoru se z implementačního hlediska příliš neliší. Metodě jsou předány potřebné parametry v její šabloně.

Metodě rozvodí lze nastavit parametry hladiny prahování a samotnou výšku hladiny. Díky obecnosti se parametry nastavují v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Po bližším pochopení principu metody rozvodí v ITK lze říci, že hladina prahování může výpočet značně urychlit, proto je vhodné umožnit s tímto parametrem také pracovat.

Po proběhnutí filtru má metoda rozvodí v ITK na výstupu data, která se nezobrazují. Musí být proto navržen postup, který umožní segmentovaná data zobrazit. Tento algoritmus musí umožnit přemapovat zaplavenou oblast například do barevných RGB oblastí, jen tak bude možné identifikovat získaná vysegmentovaná data. Označení pomocí barev je u této metody standardní způsob jak v 2D tak i ve 3D.

5.6 Schéma aplikace

Z výše shrnutých poznatků lze sestavit postup, jakým bude probíhat výpočet. Na vstupu jsou očekávána trojrozměrná data. Po jejich načtení dochází k nastavování parametrů v grafickém uživatelském rozhraní. Aby bylo umožněno filtry mezi sebou kombinovat, byl navržen automat, který určuje na vstupu pořadí filtrů, v jakém se bude provádět předzpracování. Zjednodušený návrh je na obrázku 5.5.



Obrázek 5.5: Blokové schéma návrhu aplikace

Načtení dat

Obrazová data se mohou vyskytovat například ve standardizovaném formátu DICOM[49]. Aplikace by proto měla umožnit zpracovávat také tento typ dat. Všechny tyto požadavky knihovna ITK splňuje. Jelikož trojrozměrná data mohou mít velikost v řádech desítek megabytů a počítat data při každé změně parametru by velmi zpomalilo práci v aplikaci, bude proto vhodnější výpočet provádět jen při některých úkonech, které si přečtou data z jednotlivých ovládacích prvků.

Získání parametrů pro segmentaci

Pro získání parametrů budou sloužit prvky grafického uživatelského rozhraní. Protože parametry budou často celá nebo reálná čísla, nabízí se použití kombinace posuvníků (angl. *slider*) a počítadel (angl. *spinbox*) a jejich vzájemné provázání. Bude tak neustálý přehled, s jak přesnou hodnotou se bude pracovat.

Předzpracování dat v cyklu

V každém stavu automatu bude muset být zavolán nějaký filtr, který dostane na vstupu aktuální data, která zpracuje. Tato data postupně probublají přes všechny označené filtry pro předzpracování. Pro tento způsob výpočtu je třeba navrhnout jednotlivé metody tak, aby byla zajištěna jednoduchá práce s ukazateli na aktuální data a aby nedocházelo k předávání dat hodnotou.

Výpočet metody rozvodí

Pro segmentaci metodou rozvodí je implementovaná šablona v knihovně ITK (viz kapitola 4.1), která splňuje požadavky nejen na 3D segmentaci metody rozvodí, ale je i nezávislá na počtu rozměrů. Data po segmentaci jsou dále zpracována k zobrazení.

Vizualizace

Zobrazení dat knihovna ITK neumožňuje, proto je její výstup vykreslován pomocí spolupracující knihovny VTK (více v 4.3). VTK knihovna umožní vykreslování v dvourozměrném, ale i trojrozměrném prostoru, což je žádoucí pro práci s trojrozměrnými daty.

Výpočet a porovnání pomocí F-Measure

Součástí návrhu je také vhodné zvolení metody, která bude zjišťovat rozdíly mezi referenční segmentovanou datovou sadou a segmentovaným obrazem v aplikaci. V knihovně ITK jsou implementovány metody na analýzu binárních obrazů nebo různých histogramů, které ale pro porovnávání nejsou příliš vhodné, protože vysegmentovaná data budou barevně označena. Toto barevné označení se může relativně snadno změnit, aniž by došlo k razantní změně segmentovaných dat. Proto se nabízí použití nějakého průměrovacího algoritmu, který umí zohlednit nerovnoměrné rozložení hodnot kolem aritmetického průměru, jenž je pro danou situaci nevhodný. Určené kritérium splňuje harmonický průměr, respektive jeho alternativa F-Measure, ze které lze určit, jak si jsou data po segmentaci podobná. Výpočet F-Measure je vhodné navrhnout tak, aby nebyl závislý na obarvených segmentovaných datech.

Kapitola 6

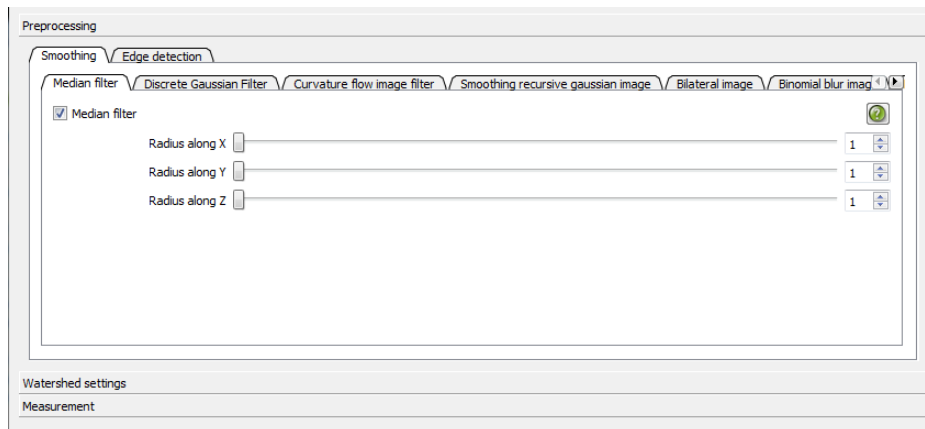
Implementace aplikace

6.1 Grafické rozhraní

Pro nastavování parametrů segmentace, výběr filtrů pro předzpracování a zobrazování výsledku výpočtu F-míry je implementována třída `WatershedWindow`, která dědí prvky grafického uživatelského rozhraní ze třídy `GUI`. Tato třída je generovaná ze souboru `WatershedWindow.ui`, což je XML soubor pro QT Designer [51].

V samotné třídě `WatershedWindow` jsou implementovány reakce na události, které interaktivním způsobem získávají parametry pro samotný proces segmentace. Tyto parametry se následně při spuštění výpočtu podle potřeb použijí při segmentaci.

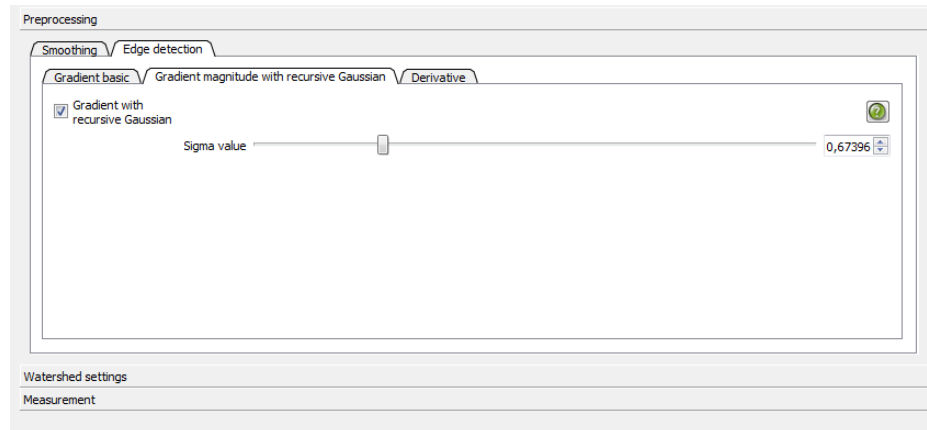
Pro předzpracování načteného obrazu je možné využít celé řady filtrů, viz obr. 6.1, kde si lze zvolit filtr pro vyhlazování, a obr. 6.2 s filtry pro detekci hran. U každé této nabídky zde lze nastavit různé parametry, se kterými se bude počítat.



Obrázek 6.1: Nabídka s vyhlazovacími filtry

Jednotlivé filtry je možné mezi sebou kombinovat. Například pro použití více vyhlazovacích filtrů za sebou lze jednotlivé záložky přesunout a podle tohoto pořadí budou aplikovány na vstupní data.

Aby byly čitelné parametry a také bylo umožněno rychlé nastavení, je každý vodorovný posuvník (tzv. *slider*) propojen s počítadlem (tzv. *spinbox*). Každý filtr může mít vstupní parametry jiné. Pro popis parametru, k jakému nastavení parametru slouží, lze zobrazit nápovědu.



Obrázek 6.2: Výběr filtrů pro detekci hran

Nastavení parametrů pro metodu rozvodí je na obrázku 6.3. Princip je stejný, jako u filtrů pro předzpracování. Samotný výpočet se neděje po jakékoli změně hodnot parametrů, ale až po spuštění výpočtu, protože zpracování objemných dat v řádu megabytů trvá minimálně několik desítek vteřin.



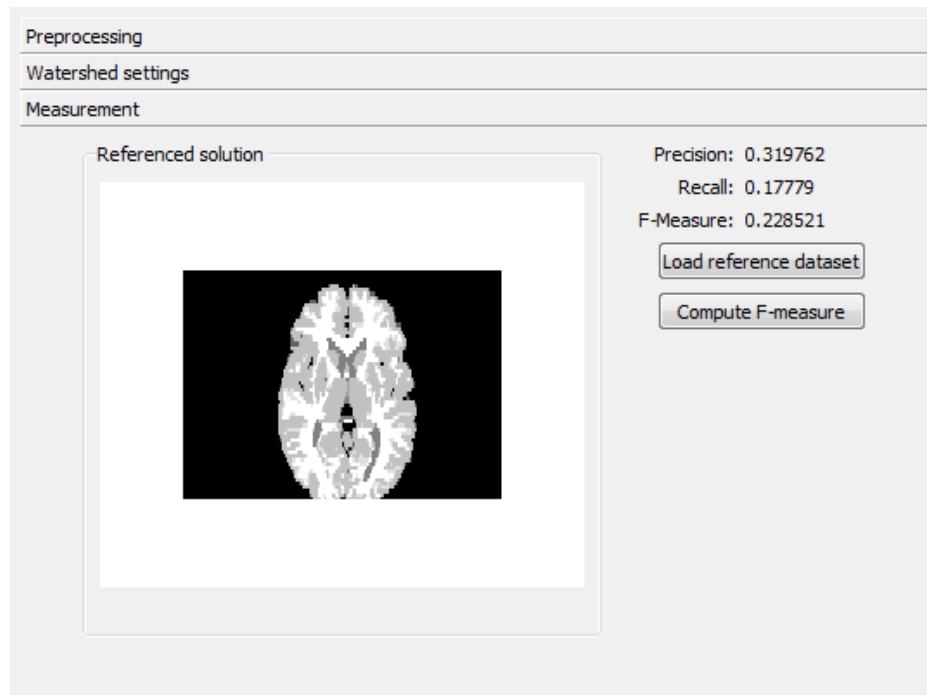
Obrázek 6.3: Nastavení parametrů pro metodu rozvodí

Po výpočtu a vykreslení výsledku segmentace metodou rozvodí je možné v další nabídce načíst anotovanou datovou sadu a provést porovnání (obr. 6.4) pomocí F-míry (viz kapitola 7.1).

6.2 Vizualizace dat

Je možné zobrazit několik typů dat.

- data na segmentaci,
- data po segmentaci,
- data po segmentaci v trojrozměrném prostoru,



Obrázek 6.4: Anotovaná datová sada a výpočet F-míry

- anotovaná datová sada.

Pro načtení dat je možnost výběru mezi formáty `mha`, `mhd` nebo sérií dvourozměrných řezů `dcm`. O získání cesty k datům se stará dialog pro načítání dat `QFileDialog` [50], který předá tento textový řetězec metodě

```
WatershedLoading::loadingData(QVTKWidget *widget, int orientation),
```

která má parametry metody `kde` a jak budou data zobrazena.

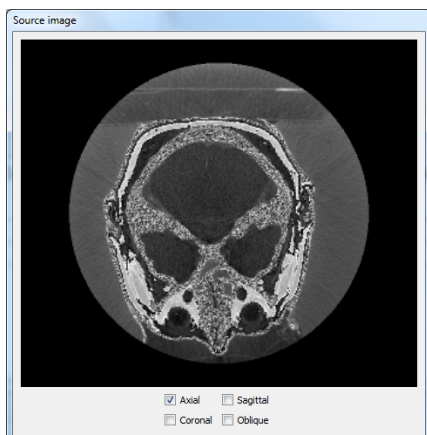
Do objektu třídy `QVTKWidget` [1] jsou vložena a vykreslena data. Jelikož třída `QVTKWidget` [1] přímo nepodporuje vykreslení v trojrozměrném prostoru, bylo nutné vytvořit zobrazení multiplanárního řezu, což se děje ve třídě `WatershedImageInteraction`, kde je reimplementována metoda `Execute` a odchyťování událostí podle pohybu nebo stisku myši. Pokud je stisknuto tlačítko myši a je s taženo, dojde ke změně řezu.

Zjistí se poslední a aktuální pozice, jejichž rozdílem se získá změna v ose `z`. Dále se zjistí vzdálenost mezi jednotlivými řezy, zjistí se osy aktuálního řezu. Z těchto dostupných informací již lze získat informace o novém řezu, který je pak vykreslen.

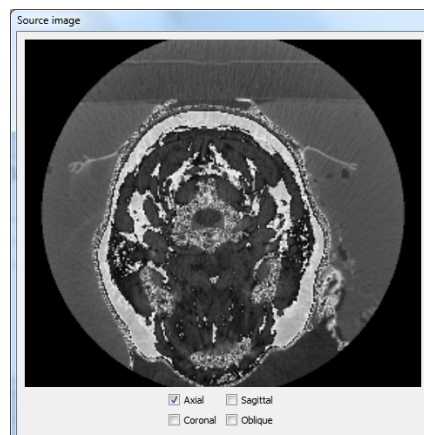
Ostatní zděděná funkčnost interakce zůstává nezměněna. Je možné přiblížit nebo oddálit obraz kolečkem myši, nebo tažením se stisknutým pravým tlačítkem. Po načtení série dvourozměrných řezů mohou data vypadat tak, jak je vidět na obrázcích 6.5 a 6.6.

U trojrozměrných dat lze také transformovat zobrazení multiplanárního zobrazení podle tří rovin. Je implementováno také šikmé zobrazení. Podle načtených dat se následně zobrazují také vypočtená data, aby byl zachován homogenní pohled na všechna data.

Trojrozměrné zobrazení segmentovaných dat umožňuje prohlížet data jako celek. To je umožněno pomocí algoritmu `Marching cubes` („Pochodující krychle“), který se používá pro vykreslení voxelů. Algoritmus se používá při zobrazování medicínských dat. V knihovně `VTK` je implementován ve třídě `vtkImageMarchingCubes` [14]. Pro lepší orientaci v trojrozměrném obraze je možné mít zobrazenou mřížku okolo vysegmentovaných trojrozměrných

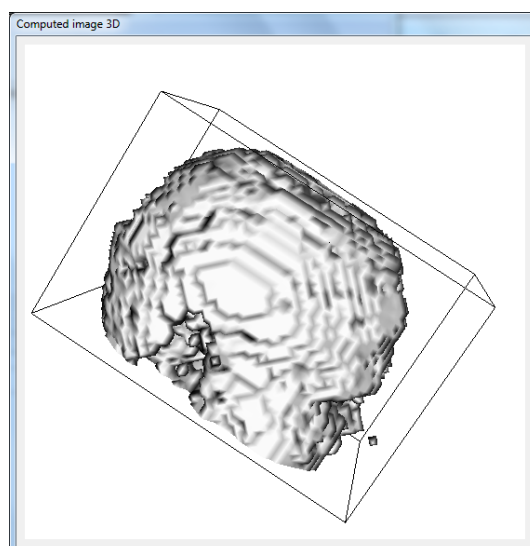


Obrázek 6.5: Načtený obraz



Obrázek 6.6: Obraz po přiblížení a změně řezu

dat. Výsledný obraz po segmentaci ve trojrozměrném prostoru je na obrázku 6.7.



Obrázek 6.7: Data po segmentaci zobrazená v 3D prostoru metodou Marching cubes

Pro lepší manipulaci je možné otevřít zdrojová a cílová data ve vlastním okně, popř. změnit samotné zobrazené okno s daty. Data po segmentaci je možné uložit do datového souboru, se kterým umí pracovat například 3D Slicer [57] nebo program ITK-SNAP [53].

6.3 Výpočet segmentace

Segmentace a její předzpracování se děje za použití tříd šablon knihovny ITK. Samotný proces výpočtu lze rozdělit do tří částí, které byly analyzovány v kapitole věnované metodě rozvodí 3, odstranění šumu, detekce hran a výpočet segmentace. Výpočet byl navrhnut tak, aby jednotlivé metody bylo možné použít na jakákoliv trojrozměrná data.

Pro zobrazovaný obraz je nadefinován datový typ `typedef itk::Image< PixelTypeWS,`

3 > ImageTypeWS; [16] ve třídě `WatershedLoading`, jenž má parametry šablony `PixelTypeWS`, který definuje RGB typ obrazu, a jeho dimenzi.

Jelikož se pro algoritmus metody rozvodí očekává gradientní obraz, který je ve stupních šedi, je proto definován ve zděděné třídě `WatershedCompute` jiný datový typ, který má jako parametr šablony přesnější typ `float`.

Zpracování dat

Zpracování dat je implementováno ve třídě `WatershedLoading`, ve které jsou metody pro načítání, ukládání a zobrazování dat. Zajímavé je načítání série dat. Metodě je předána cesta do adresáře. S využitím třídy `GDCMSeriesFileNames` [15] je vytvořen ukazatel na vytvořený objekt, kterému na nastavena cesta do adresáře, kde je série obrazových dat. Pomocí metody `GetInputFileNames()` jsou získány jména souborů, která jsou předána k přečtení. Načítání souboru z jednoho souboru se provádí analogicky.

V aplikaci ve třídě `WatershedCompute` je implementováno několik privátních metod, které slouží k vyhlazování nebo odstranění šumu. Použití těchto metod není nutné, ale může vést ke zlepšení výstupních dat.

U některých filtrů lze také přeskárovat intenzitu dat v obraze. Při testování je možné vybrat, zda k přeskárování dojde. Pokud k tomu dojde, je vyvolána šablona metody `rescaleIntensityFilter()` (viz [31]), která provede danou transformaci. Poněvadž je tato metoda navržena jako šablona, umí přeskárovat jednotlivá data mezi sebou, umí i změnit typ výstupních dat.

Algoritmus metody rozvodí umí zpracovat data i bez zvýrazněných hran. Přesto je v aplikaci implementována řada algoritmů pro detekování hran.

Výpočet metody rozvodí

Jádrem výpočtu metody rozvodí je ve funkci `computeWatershed()`, ve které dochází nejprve v cyklu k vyhlazení, pak může být nastaven různý počet vyhlazovacích algoritmů a následně mohou být data zpracována algoritmem pro zvýrazňování hran. Nyní končí fáze předzpracování obrazu a dochází k výpočtu algoritmu metody rozvodí.

Jelikož algoritmus na výstupu nezobrazuje data, která by se dalo zobrazit, je nutné přemapování obrazu na RGB hodnoty pixelů, potažmo voxelů. Z tohoto důvodu bývá výstup z metody rozvodí barevný.

Následující fragment kódu ukazuje, jak dochází k mapování výstupních dat z metody rozvodí (`LabeledImageType`) na obarvená data typu (`RGBImageType`). Proces mapování se provádí pomocí funktoru `ColorMapFunctorType` [24] s filtrem `UnaryFunctorImageFilter` [32].

```
typedef itk::Functor::ScalarToRGBPixelFunctor< unsigned long >
    ColorMapFunctorType;
typedef itk::UnaryFunctorImageFilter< LabeledImageType,
    RGBImageType,
    ColorMapFunctorType >
    ColorMapFilterType;
ColorMapFilterType::Pointer colorMapFilter = ColorMapFilterType::New();
colorMapFilter->SetInput( watershedFilter->GetOutput() );
```

Získaná data jsou zobrazena jako trojrozměrný model a také pomocí multiplanárních řezů.

Kapitola 7

Testování

Výstup z aplikace je vhodné porovnat s ručně anotovaným výsledkem a následně analyzovat vypočítané rozdíly.

7.1 F-míra

F-míra (angl. *F-Measure*) definována jako harmonický průměr přesnosti P (angl. *Precision*) a úplnosti R (angl. *Recall*) [3, 64].

Pro pochopení, jaká vybrat data pro analýzu bylo důležité porozumět výpočtu F-míry. Obecný vzorec harmonického průměru H :

$$H = \frac{n}{\sum_{i=1}^n \frac{1}{x_i}} \quad (7.1)$$

$$H = \frac{n}{\frac{1}{x_1} + \dots + \frac{1}{x_n}} \quad (7.2)$$

$$H = \frac{2}{\frac{1}{P} + \frac{1}{R}} \quad (7.3)$$

$$H = \frac{2PR}{P + R} \quad (7.4)$$

F-míra se používá často k analýze textu, ale lze ji použít i na obrazová data. Vyjádření samotných hodnot P a R se provádí následujícím postupem.

$$P = \frac{\text{obraz_po_segmentaci} \cap \text{referencni_reseni}}{\text{obraz_po_segmentaci}} \quad (7.5)$$

$$R = \frac{\text{obraz_po_segmentaci} \cap \text{referencni_reseni}}{\text{referencni_reseni}} \quad (7.6)$$

Při ideálním, totožném s referenčním řešením, výstupu je výsledek F-míry roven jedné. Z toho vyplývá, že čím je výsledek F-míry blíže jedné, tím je řešení segmentace přesnější, podobné s referenčním řešením.

Hodnoty měření F-míry se nachází v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Pokud jsou přesnost a úplnost blízké hodnoty, blíží se hodnota F-míry jejich aritmetickému průměru. U vzdálených hodnot se hodnota F-míry blíží k nižší hodnotě z P a R .

7.2 Analýza testů

Pro zjištění efektivnosti segmentace a změn parametrů předzpracování obrazových dat je žádoucí mít k dispozici data před segmentací a anotované datové sady. Existují databáze dostupných CT nebo MRI datových souborů, které jsou často volně ke stažení, viz například [10, 59].

Daleko méně dostupných dat lze najít na porovnání dat před a po segmentaci, což je žádoucí pro porovnání výsledků segmentace metodou rozvodí. Anotované sady pro CT obrazy nebyly k dispozici. Pro testování byla použita data z [44]. Nabízí mnoho formátů dat, ale není specifikováno, jak nebo kde lze data zobrazit. Obsahují data magnetické rezonance (MR data) lidské hlavy.

Pro analýzu byla proto vybrána data, která jsou složena z hlavičkového souboru (*.hdr) a obrazového, datového souboru (*.img). Jedná se o osmibitové soubory ve stupních šedi, které mají svůj ekvivalent ve vysegmentovaném obraze, se kterým bude docházet k porovnání výsledků z metody rozvodí. Každý MRI soubor, který byl použit pro testování, má ekvivalent pomocí ručně segmentovaného mozku. Výsledky segmentace metodou rozvodí jsou porovnány s těmito anotovanými sadami. Všechna použitá data jsou uložena na příloženém disku. Pro testování byly nejčastěji použity datové soubory se jménem 7_8 (viz [44]) o rozměrech $256 \times 256 \times 60$ bodů. Další použitá objemová data byla 112_2 202_3, které se liší maximálně v jednom z rozměrů. Výsledky jsou závislé na samotných datech, ale díky stejnému typu dat (z magnetické rezonance) se výsledky lišily pouze v jednotkách procent a vykazovaly velmi podobný průběh.

Testy bez předzpracování

Detekce hran je důležitým prvkem předzpracování, přesto metoda rozvodí dokáže zpracovat data bez zvýraznění hran. Tento test bude analyzovat, jak ovlivňuje metodu rozvodí obraz bez jakéhokoliv předzpracování.

Pokud bude výpočet zaměřen na čas, pak podle předpokladů platí, že čím nižší je hodnota hladiny prahování, tím výpočet trvá delší časovou jednotku.

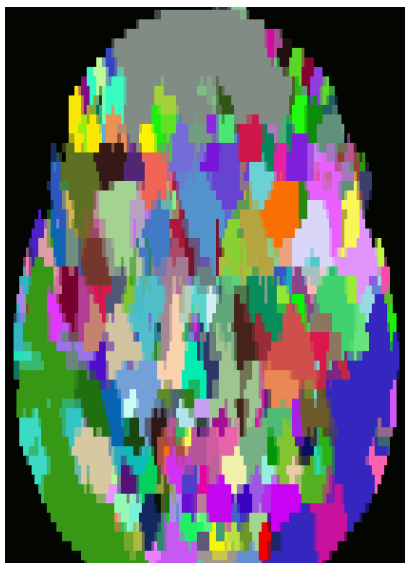
Metoda rozvodí umožňuje nastavování parametrů nezávisle na sobě s jakoukoliv hodnotou. Při hodnotách prahování blízkých nule trvá výpočet déle, což přímo vyplývá ze způsobu implementace algoritmu. Při nízkých hladinách prahování a vyšších hodnotách hladiny rozvodí lze pozorovat, jak se postupně zvedá hladina a tím ubývá počet regionů. Pokud nejsou použity žádné filtry pro předzpracování, změny v počtu regionů jsou zanedbatelné. Výsledek lze pozorovat na obrázcích 7.1 a 7.2, kde byl použit soubor 7_8.

Pokud budou nastavovány oba parametry metody rozvodí, pak lze s výstupem provádět více úprav. V následující tabulce 7.1 a obrázku 7.3 jsou vykresleny ukázkové výsledky testu.

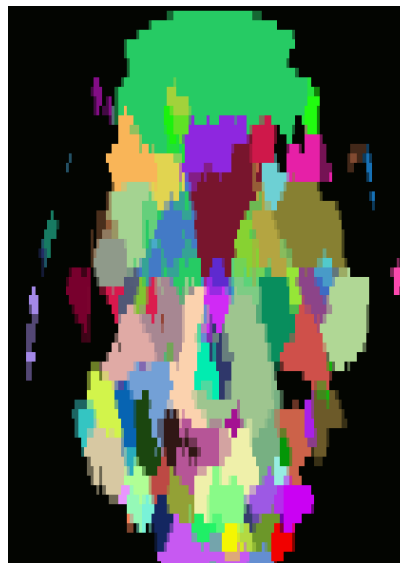
Bez zvýraznění hran trvá výpočet déle, přestože je aplikováno o algoritmus méně, protože je za hrany, díky algoritmu metody rozvodí, považováno vše.

Testy bez vyhlazovacích filtrů

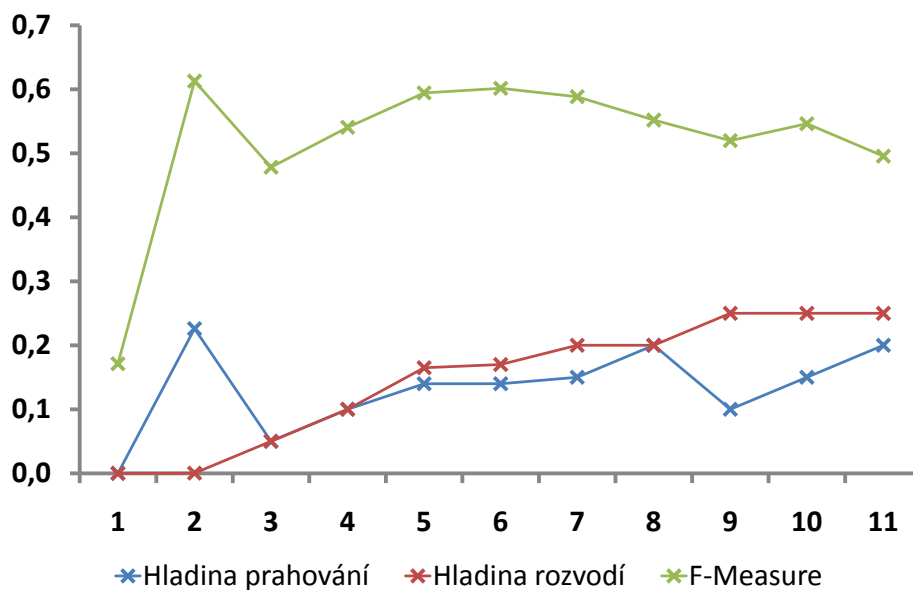
Součástí předzpracování obrazových dat je zvýraznění hran. Proto je vhodné zaměřit se na testování také této části. Pro každý implementovaný hranový detektor byla provedena řada testů. Opět byl použit soubor 7_8 a jeho ekvivalent po segmentaci. Díky zvýraznění hran jsou více eliminovány odstíny šedi, což v praxi znamená, že hrany jsou i na pohled viditelnější. Pro testování to znamená, že jednotlivé hladiny parametrů budou nejspíše nižších hodnot.



Obrázek 7.1: Výsledky metody rozvodí, hladina prahování rovna 0, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,2, F-Measure rovna 0,53503



Obrázek 7.2: Výsledky metody rozvodí, hladina prahování rovna 0, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,3, F-Measure rovna 0,44596



Obrázek 7.3: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a bez detekce hran

Gradientní filtr

Základní implementovaný detektor při předzpracování již ukázal lepší výsledky než segmentace dat bez jakéhokoliv předzpracování. Při ustálení parametrů lze různě upravovat parametr prahování a hladinu rozvodí. Pro rychlejší zpracování segmentace by měl být

Tabulka 7.1: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,00000 0,20000	0,00020 0,20000	0,05000 0,25000	0,10000 0,25000	0,16500 0,25000	0,17000
Hladina prahování	0,00000 0,15000	0,22600 0,20000	0,05000 0,10000	0,10000 0,15000	0,14000 0,20000	0,14000
F-Measure	0,17125 0,58849	0,61281 0,55197	0,47820 0,51991	0,54065 0,54622	0,59433 0,49555	0,60162

vhodně zvolen parametr prahování. Následně lze nastavit hladinu rozvodí na nižší hodnotu. Po překročení hraniční meze dochází k velkému rozlišení mezi segmentovaným obrazem a anotovaným segmentovaným obrazem. Dosažené výsledky jsou znázorněny v tabulce 7.2 a v grafu 7.4.

Tabulka 7.2: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,00000 0,12000	0,00020 0,13000	0,00020 0,14000	0,02000 0,14500	0,08000 0,14639	0,10000 0,15000
Hladina prahování	0,00000 0,05000	0,10000 0,05000	0,05000 0,05000	0,05000 0,05000	0,05000 0,05000	0,05000 0,05000
F-Measure	0,15372 0,67648	0,17474 0,68833	0,58529 0,69829	0,58615 0,70312	0,62740 0,70409	0,64034 0,33646

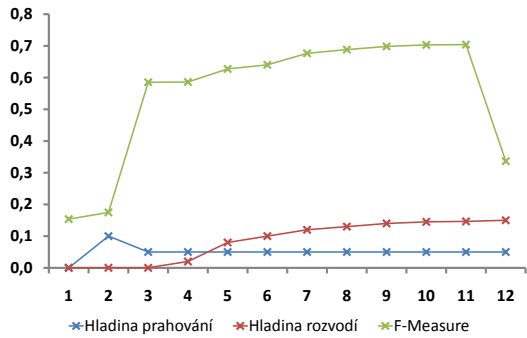
Pokud budou hrany obrazu ještě zvýrazněny, což aplikace umožňuje, výsledky již nepředstavují rapidní zlepšení segmentace. Tato změna hodnoty F-Measure se pohybovala v řádu setin. U tohoto filtru jsou získány kvalitnější hodnoty F-Measure při nižších hodnotách, než u následujícího filtru.

Příklad segmentace s využitím základního hranového detektoru je na obrázku 7.6. Z obrázku je patrné, že proti rozšířenému hranovému detektoru pracuje s nižšími hodnotami hladiny rozvodí.

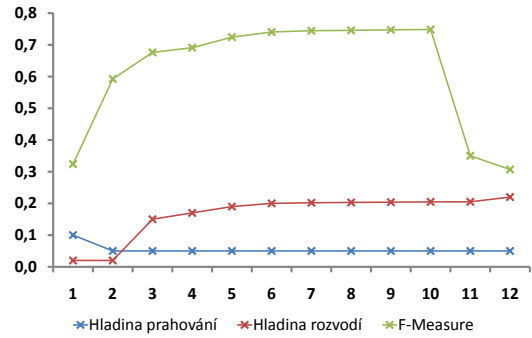
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem

Rozšířený hranový detektor umožňuje základní vyhlazování vstupního souboru, čímž dochází k mírnému vylepšení předchozího filtru pro zvýraznění hran. Toto rozšíření spočívá v použití Gaussova filtru. Výsledky testu jsou vyneseny do tabulky 7.3 a graficky znázorněny na obrázku 7.5.

Ačkoliv filtry pracují na podobném principu, přesto při stejné hodnotě hladiny prahu jsou hladiny rozvodí odlišné. Takový případ lze pozorovat na obrázku 7.7.



Obrázek 7.4: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran



Obrázek 7.5: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran

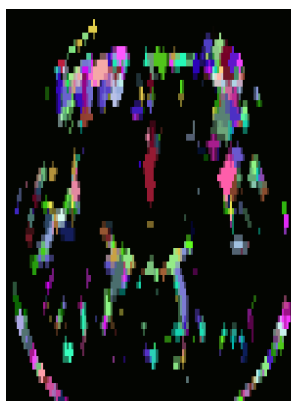
Tabulka 7.3: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $(0; 1)$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $(0; 1)$

Hladina rozvodí	0,02000	0,02000	0,15000	0,17000	0,19000	0,20000
	0,20200	0,20300	0,20400	0,20487	0,20500	0,22000
Hladina prahování	0,10000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,32436	0,59241	0,67636	0,69115	0,72449	0,74047
	0,74457	0,74573	0,74736	0,74859	0,35019	0,30690

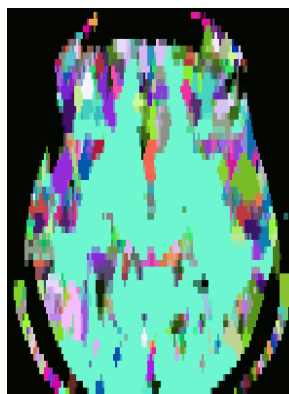
U tohoto hranového detektoru je možné pracovat se směrodatnou odchylkou σ vyhlazovacího Gaussova jádra. Standardně nastavená hodnota $\sigma = 1$ představuje jedno z lepších řešení. Změna této hodnoty představuje zhoršení výstupního segmentovaného obrazu proti anotovanému řešení.

Derivative filtr

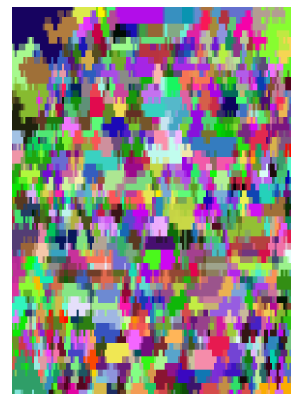
Poslední implementovaný a testovaný filtr je tzv. *Derivative* filtr, u kterého lze nastavit parametry pro určení směru, což závisí na počtu dimenzí obrazu a hloubku výpočtu. Po testování, jehož výsledky jsou v tabulce 7.4, je považován tento algoritmus zvýraznění hran za ne příliš vhodný pro segmentaci metodou rozvodí. Nebylo dosaženo ani podobných výsledků jak u předchozích algoritmů, což lze pozorovat na obrázku 7.8.



Obrázek 7.6: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran, hladina prahování rovna 0,05, hladina rozvodí rovna 0,2, F-Measure rovno 0,19646



Obrázek 7.7: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran, hladina prahování rovna 0,05, hladina rozvodí rovna 0,2, F-Measure rovno 0,74047



Obrázek 7.8: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s *Derivativ* filtrem pro detekci hran, hladina prahování rovna 0,05, hladina rozvodí rovna 0,2, F-Measure rovno 0,196458

Tabulka 7.4: Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s detekcí hran pomocí *Derivative* filtru. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Stupeň označuje hloubku výpočtu. Směr definuje směr výpočtu, závisí na počtu dimenzí obrazu

Hladina rozvodí	0,20000	0,20000	0,30000	0,40000	0,40000
Hladina prahování	0,05000	0,50000	0,30000	0,30000	0,50000
Stupeň	10	15	1	1	5
Směr	1	1	1	0	1
F-Measure	0,15666	0,15553	0,29020	0,15451	0,15865

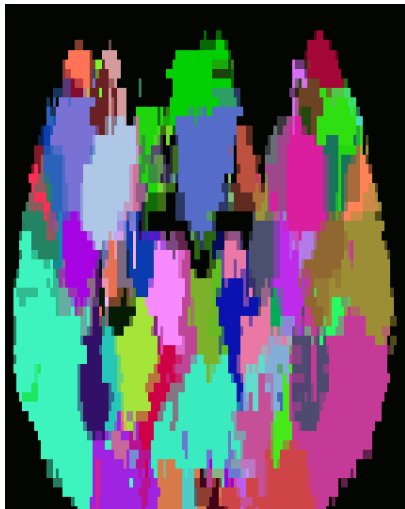
Testy bez detektorů hran

Následující část se zaměřuje na zpracování metodou rozvodí bez použití detektorů hran. U každého použitého filtru byly nalezeny parametry, které při dané situaci nabízely co nejlepší výsledky. Jelikož se jedná o různorodé filtry, předpokládá se, že se jejich výsledky mohou lišit. Pro testování byly použity soubory 7_8, 112_2, 203_2 a jejich ekvivalenty po segmentaci.

Mediánový filtr

Vyhlazení vstupního obrazu pomocí mediánového filtru závisí na velikosti jádra, podle kterého dochází k vyhlazování. Neméně důležité jsou rozměry, u dat s většími rozměry lze

využít většího jádra. Při použití většího jádra na malá objemová data může docházet k eliminaci i samotných hran a ke zkreslení výsledků, což je nežádoucí efekt, viz obrázky 7.9, 7.10. Každé navýšení velikosti jádra způsobuje prodloužení doby výpočtu.



Obrázek 7.9: Výsledky segmentace metodou rozvodí s mediánovým filtrem, hladina prahování rovna 0,1, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,02, jádro o délce hrany 5 F-Measure rovna 0,53595



Obrázek 7.10: Výsledky segmentace metodou rozvodí s mediánovým filtrem, hladina prahování rovna 0,1, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,02, jádro o délce hrany 11, F-Measure rovna 0,40928

V tabulce 7.5 jsou znázorněny příklady segmentace s různými velikostmi jader. Přesto vyhlazení pomocí mediánového filtru představuje jistý potenciál, který může přinést výsledky.

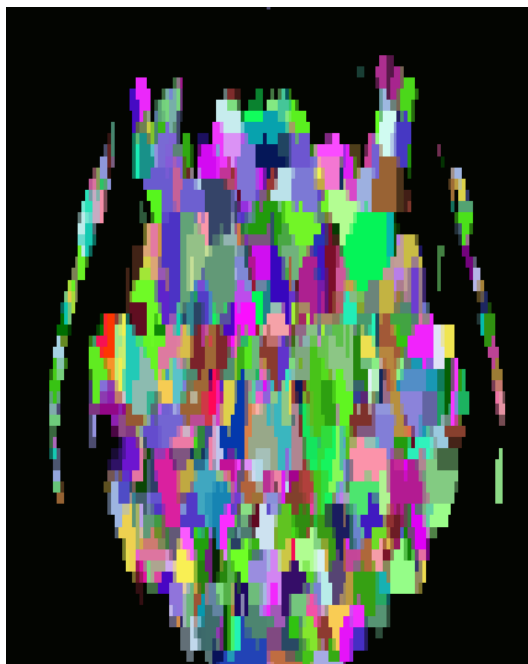
Tabulka 7.5: Výsledky metody rozvodí s mediánovým filtrem (různými jádry) a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,00020	0,00020	0,02000	0,02000	0,17000
Hladina prahování	0,10000	0,20000	0,10000	0,20000	0,14000
F-Measure (jádro $3 \times 3 \times 3$)	0,49246	0,56029	0,49246	0,56029	0,44325
F-Measure (jádro $5 \times 5 \times 5$)	0,53595	0,46064	0,53595	0,46064	0,34356
F-Measure (jádro $7 \times 7 \times 7$)	0,50574	0,43518	0,50574	0,43518	0,42362

Diskrétní Gaussův filtr

Při použití tohoto filtru lze pracovat se dvěma parametry, které mohou ovlivnit výsledek. Pokud jsou použity původní hodnoty parametrů, tj. nulová odchylka a velikost konvoluč-

ního jádra rovna jedné, pak lze získat výsledky podobné ostatním filtrům. Příklad jednoho z lepších výstupů je na obrázku 7.11, přesto se jedná o příliš přesegmentovaný obraz.



Obrázek 7.11: Výsledek segmentace souboru 7_8 s parametry 0,15 pro hladinu prahování a 0,1 pro hladinu rozvodí

Pokud bude změněn parametr značící odchylku, pak budou výsledky F-Measure vykazovat nižší hodnoty. Při použití vyšších hodnot u velikosti konvolučního jádra se výsledky diametrálně neliší.

Curvature Flow Image filtr

Výsledek metody rozvodí po vyhlazení vstupního obrazu pomocí *Curvature Flow Image* filtru představuje výsledky podobné předchozím filtrům, i když jsou použity základní parametry filtru (počet opakování roven deseti a časový krok u trojrozměrných dat roven 0,0625).

Při změně parametrů filtru, který značí počet opakování, dochází jednak k prodlužování výpočtu a mírnému vylepšení segmentace. Neplatí ovšem, že čím větší počet opakování, tím lepší výsledek, protože může dojít k přílišnému vyhlazení, které následně znehodnotí výsledek segmentace.

Rekurzivní Gaussův filtr

V tabulce 7.6 je zobrazeno, jak může rekurzivní Gaussův filtr ovlivnit metodu rozvodí. Nastavením různých hodnot se lze přiblížit hodnotám F-míry ostatních filtrů. Pokud jsou vstupní parametry filtru nějak upravovány, pak nedochází k přílišným změnám výsledků. Není proto bezpodmínečně nutné tyto parametry příliš měnit.

Tabulka 7.6: Výsledky metody rozvodí s rekurzivním Gaussovým filtrem a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,10000	0,11000	0,11000	0,13000
Hladina prahování	0,10000	0,10000	0,14000	0,14000	0,09000	0,09000
F-Measure	0,51233	0,50418	0,54625	0,54252	0,51822	0,50617

Bilaterální filtr

Bilaterální filtr aplikovaný před zpracováním algoritmu metody rozvodí připraví obraz obdobným způsobem jako již zmíněné algoritmy. Ve výsledku F-Measure představuje mírně lepší hodnoty, které lze vidět v tabulce 7.7.

Parametry bilaterálního filtru téměř neovlivňují výsledek segmentace, proto není třeba se jimi výrazně zabývat.

Tabulka 7.7: Výsledky metody rozvodí s bilaterálním filtrem a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,16000	0,17000	0,18000	0,18000
Hladina prahování	0,10000	0,10000	0,10000	0,10000	0,10000	0,07000
F-Measure	0,54065	0,54570	0,56584	0,56414	0,56044	0,53519

Binomiální filtr

Binomiální filtr s výpočtem nejbližší průměrné hodnoty ukazuje v tabulce 7.8, že při samotném použití tohoto filtru nedochází k příliš uspokojivým výsledkům, proti předchozím filtrům, jejichž hodnota F-míry byla vyšší.

Tabulka 7.8: Výsledky metody rozvodí s binomiálním filtrem a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,12000	0,12000	0,18000	0,20000
Hladina prahování	0,10000	0,10000	0,14000	0,09000	0,10000	0,10000
F-Measure	0,48752	0,48752	0,48510	0,47522	0,48373	0,45774

S rostoucím počtem iterací, které tento filtr umožňuje, dochází k prodloužení výpočtu, které způsobuje snižování F-Measure měření. Použitelný počet, který dává vhodný výsledek, je mezi pěti a deseti iteracemi, což pak záleží na konkrétních segmentovaných datech.

Minmax Curvature Flow Image filtr

Použitím tohoto filtru lze eliminovat šum vždy v nějakém poloměru. Filtr má podobné vlastnosti jako *Curvature Flow Image filtr*. Výsledky v tabulce 7.9 naznačují dobrý potenciál, který by mohl být zúročen při přidání detektoru hran. Použity jsou základní parametry filtru. Při změnách parametrů dostupných pro tento filtr nedochází k radikálním změnám řešení.

Tabulka 7.9: Výsledky metody rozvodí s *Minmax Curvature Flow Image* filtrem a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje výšku hladiny metody rozvodí a může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,12000	0,12000	0,12000	0,20000
Hladina prahování	0,10000	0,10000	0,08000	0,09000	0,05000	0,10000
F-Measure	0,54126	0,53988	0,51237	0,51625	0,51428	0,52058

Gradient Anisotropic Diffusion Image filtr

Filtr lze zařadit mezi lepší polovinu použitých filtrů. Pokud jsou nastaveny parametry ovlivňující filtr, tak nepředstavují výrazné zlepšení výsledků. Opět je vhodné volit přiměřený počet opakování, protože s rostoucím počtem nedochází ke zlepšení výsledků. Příklad použitých testů je v tabulce 7.10.

Tabulka 7.10: Výsledky metody rozvodí s *Gradient Anisotropic Diffusion Image* filtrem a bez detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,12000	0,13000	0,14000	0,16000
Hladina prahování	0,10000	0,10000	0,08000	0,08000	0,08000	0,06000
F-Measure	0,53975	0,53577	0,54647	0,54607	0,54495	0,54061

Curvature Anisotropic Diffusion Image filtr

Proti předchozímu filtru nepředstavuje *Curvature Anisotropic Diffusion Image filtr* lepší výsledky, což je způsobeno samotnou anizotropní difúzí. Ani při použití dostupných parametrů pro filtr nedochází k výraznému zlepšení F-Measure hodnoty.

Kombinace vyhlazovacích filtrů a detektorů hran

Jako předzpracování obrazových dat před metodou rozvodí se používá odstranění šumu a zvýraznění hran. Po řadě testů, které proběhly s využitím souborů z [44], lze analyzovat výsledky pro každý filtr. Jelikož je kladen důraz na metodu rozvodí, filtrům, které jsou použity před metodou rozvodí, jsou nastaveny základní hodnoty. Změnou těchto filtrů lze docílit částečných změn, avšak nezaručují výrazný rozdíl výpočtu.

Mediánový filtr

Mediánový filtr v kombinaci s detekcí hran umožňuje získat data, s lepším, ale i horším výsledkem, který ovlivňuje hlavně jádro mediánového filtru.

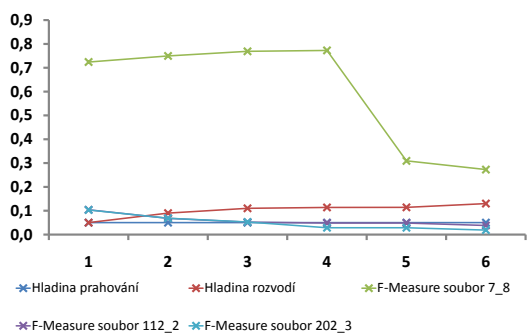
Podle porovnání výstupů na grafech 7.12,7.13, respektive tabulce 7.11 lze rozpoznat, že rozšířený Gradientní filtr může mít vyšší výšku hladiny rozvodí, což může být užitečné při detailnějším průběhu segmentace.

Tabulka 7.11: Výsledky metody rozvodí s mediánovým filtrem ($3 \times 3 \times 3$ body) a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

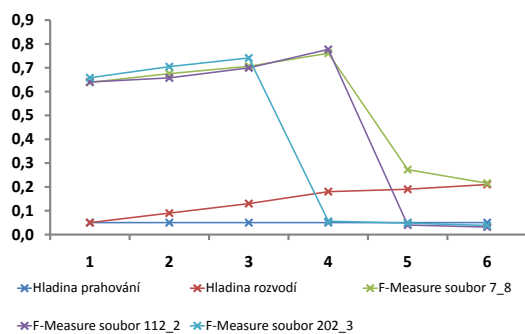
Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,05000	0,09000	0,11000	0,11380	0,11400	0,13000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure soubor 7_8	0,72418	0,74952	0,76907	0,77282	0,30921	0,27262
F-Measure soubor 112_2	0,10378	0,06810	0,05190	0,04845	0,04845	0,03799
F-Measure soubor 202_3	0,10330	0,06832	0,05275	0,02863	0,02860	0,01885
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,05000	0,09000	0,13000	0,18010	0,19000	0,21000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure soubor 7_8	0,63840	0,67521	0,70625	0,76086	0,27235	0,21544
F-Measure soubor 112_2	0,64025	0,65748	0,69959	0,77692	0,03972	0,03148
F-Measure soubor 202_3	0,65815	0,70453	0,74132	0,05581	0,04804	0,03808

Pokud se analýza zaměří na průběh v závislosti na parametrech, lze pozorovat podobný průběh výsledku. Pozvolné zlepšování výsledku se po překročení jisté hranice změní na nepřilíš kvalitní výstup. Příklad povedeného výstupu je vykreslen na dvojici obrázků 7.14 7.15.

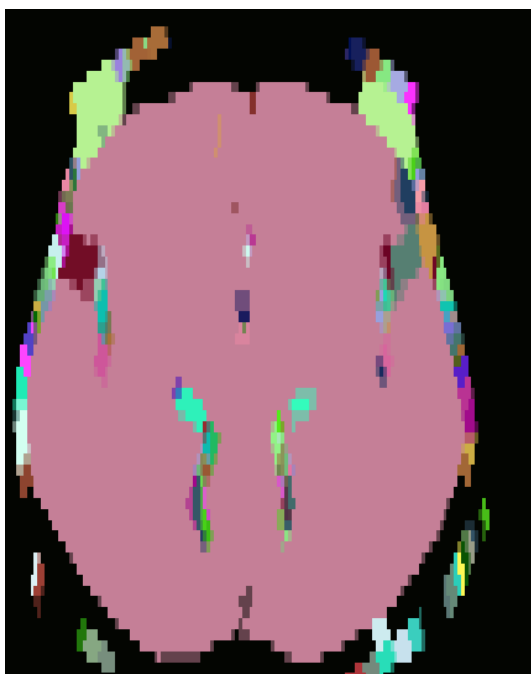
Jádro mediánového filtru může výrazně ovlivnit výstupní obraz ze segmentace, což bylo komentováno v předchozí podkapitole. Přesto lze považovat mediánový filtr za poměrně úspěšnou metodu pro předzpracování.



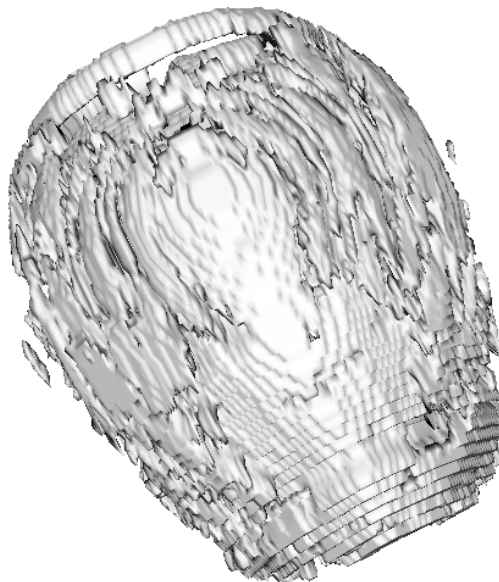
Obrázek 7.12: Výsledky metody rozvodí mediánovým filtrem a s detekcí hran



Obrázek 7.13: Výsledky metody rozvodí mediánovým filtrem a s rozšířenou detekcí hran



Obrázek 7.14: Příklad výsledku segmentace souboru 112.2 metody rozvodí mediánovým filtrem, s detekcí hran, ukázka řezu



Obrázek 7.15: Příklad výsledku segmentace souboru 112.2 metody rozvodí mediánovým filtrem, s detekcí hran, 3D pohled

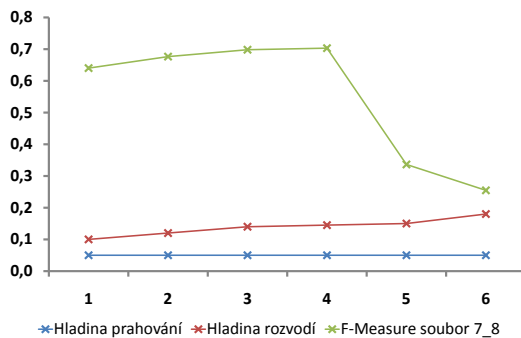
Diskrétní Gaussův filtr

Diskrétní Gaussův filtr byl použit před oběma filtry pro detekci hran, které představovali vhodný způsob detekce hran. Výsledkem jsou data, která je v tabulce 7.12. Testy jsou znázorněny pro soubor 7_8. Ostatní data vykazovala velmi podobný průběh jen s posunutými hodnotami, což je důsledek jiných dat a jiných intenzit. Z tabulek vygenerované grafy 7.16 a 7.17 představují průběh segmentace, která značí mírně horší výsledky než mediánový filtr,

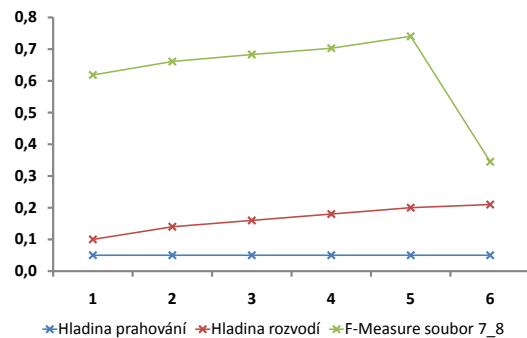
což je patrné z naměřených hodnot F-Measure.

Tabulka 7.12: Výsledky metody rozvodí s Gaussovým filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,14000	0,14500	0,15000	0,18000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,64034	0,67648	0,69829	0,70312	0,33646	0,25469
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,10000	0,14000	0,16000	0,18000	0,20000	0,21000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,61861	0,66109	0,68325	0,70305	0,74047	0,34505



Obrázek 7.16: Výsledky metody rozvodí Gaussovým filtrem a s detekcí hran



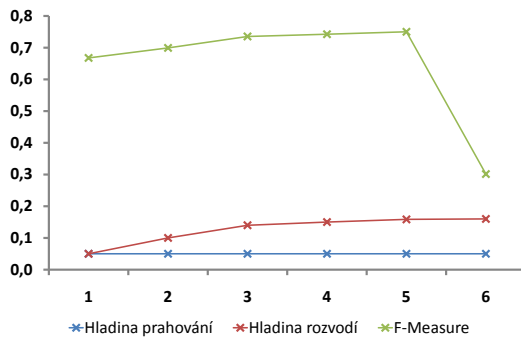
Obrázek 7.17: Výsledky metody rozvodí Gaussovým filtrem a s rozšířenou detekcí hran

Curvature Flow Image filtr

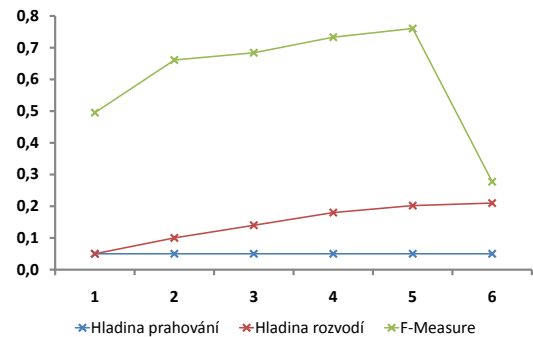
Tato kombinace filtrů představuje další z možných kombinací výpočtu. Základní gradientní filtr představuje strmější zlepšení výsledků, což je způsobeno nižší maximální hladinou. Rozšířený gradientní filtr umožnil přesnější výsledek, ale po překročení význačné hladiny rozvodí hodnoty F-Measure výrazně klesla, což lze vyčíst z tabulky 7.13. Grafické znázornění tabulek je vykresleno na obrázcích 7.18 a 7.19.

Tabulka 7.13: Výsledky metody rozvodí filtrem *Curvature Flow* a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,14000	0,15000	0,15850	0,16000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,66774	0,69929	0,73548	0,74252	0,75010	0,30143
Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,14000	0,18000	0,20200	0,21000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,49521	0,66116	0,68406	0,73318	0,76068	0,27742



Obrázek 7.18: Výsledky metody rozvodí filtrem *Curvature Flow* a s detekcí hran



Obrázek 7.19: Výsledky metody rozvodí filtrem *Curvature Flow* a s rozšířenou detekcí hran

Rekurzivní Gaussův filtr

Rekurzivní Gaussův filtr za použití obou různých gradientních filtrů vykazuje podobné výsledky. Tento jev je způsoben samotnou podstatou těchto filtrů, kde rekurzivní Gaussův filtr za použití gradientního filtru, a je podobný druhému gradientnímu filtru. Přesto první kombinace s použitím základního filtru pro detekci hran vykazuje díky menší optimalizaci nepatrně horší výsledek, než výsledky za použití gradientního filtru s rozšířením pomocí Gaussova filtru, viz tabulka 7.14.

Tabulka 7.14: Výsledky metody rozvodí rekurzivním Gaussovým filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

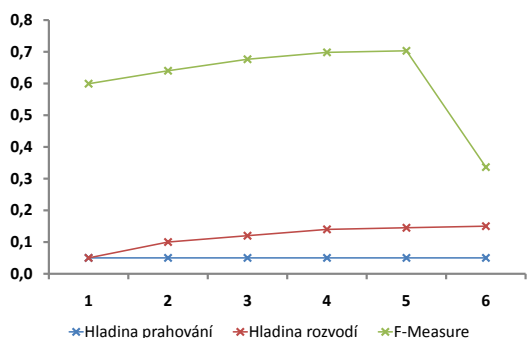
Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,05000	0,15000	0,20000	0,22000	0,22125	0,22150
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,57171	0,65784	0,72360	0,75018	0,75218	0,34212
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,15000	0,20000	0,22000	0,24000	0,24720	0,25000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,62976	0,70574	0,73302	0,75873	0,76431	0,27509

Bilaterální filtr

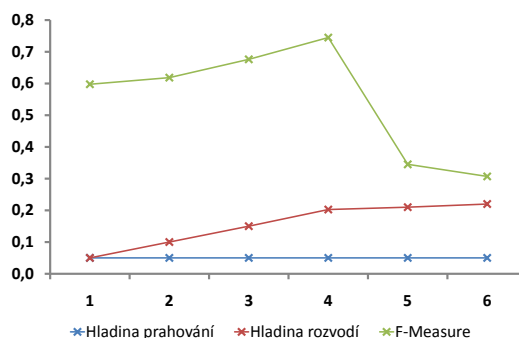
Bilaterální filtr vykazuje již při nižších hodnotách hladin prahování a rozvodí dobré výsledky, které ale obsahují příliš mnoho segmentů. Se zvyšující se hladinou rozvodí klesá i počet segmentů a zlepšuje se výsledek F-míry, dokud není překročena hranice, kdy dochází k výraznému poklesu F-míry. Naměřená data jsou v tabulce 7.15 nebo v grafech 7.20 a 7.21.

Tabulka 7.15: Výsledky metody rozvodí s Bilaterálním filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,12000	0,14000	0,14500	0,15000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,59944	0,64034	0,67648	0,69829	0,70312	0,33646
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,15000	0,20250	0,21000	0,22000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,59764	0,61861	0,67636	0,74502	0,34505	0,30690



Obrázek 7.20: Výsledky metody rozvodí Bilaterálním filtrem a s detekcí hran



Obrázek 7.21: Výsledky metody rozvodí Bilaterálním filtrem a s rozšířenou detekcí hran

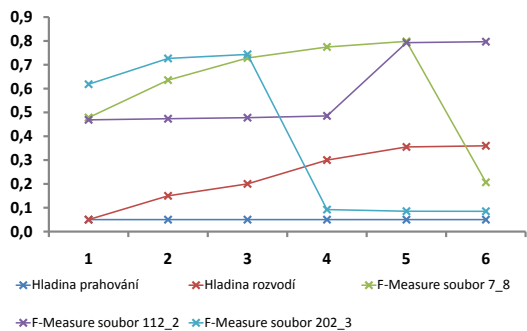
Binomiální filtr

Binomiální filtr umožňuje pracovat s vyššími hladinami metody rozvodí než u bilaterálního filtru, aniž by docházelo ke snižování hodnoty F-míry. Použitím tohoto filtru je možné opět vhodně segmentovat obraz podle množství segmentů v obraze. Při nižších hladinách rozvodí filtr nezpůsobuje dobré výsledky, ale následně dochází ke skokovému nárůstu hodnoty F-Measure. Skokový nárůst lze pozorovat z tabulky 7.16, respektive z grafů 7.22 a 7.23. Příklad dat po segmentaci je na obrázcích 7.24 a 7.25.

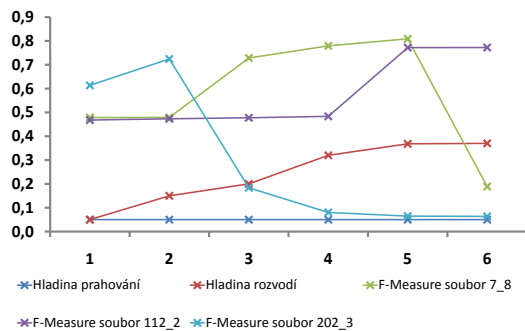
Tabulka 7.16: Výsledky metody rozvodí s Binomiálním filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,05000	0,15000	0,20000	0,30000	0,35500	0,36000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure soubor 7.8	0,47845	0,63553	0,72859	0,77461	0,79818	0,20666
F-Measure soubor 112.2	0,46884	0,47339	0,47802	0,48538	0,79275	0,79679
F-Measure soubor 202.3	0,61842	0,72649	0,74356	0,09211	0,08536	0,08503
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,05000	0,15000	0,20000	0,32000	0,36810	0,37000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure soubor 7.8	0,47843	0,47893	0,72847	0,77915	0,80881	0,18871
F-Measure soubor 112.2	0,46792	0,47323	0,47757	0,48333	0,77193	0,77219
F-Measure soubor 202.3	0,61358	0,72428	0,18349	0,08029	0,06462	0,06351

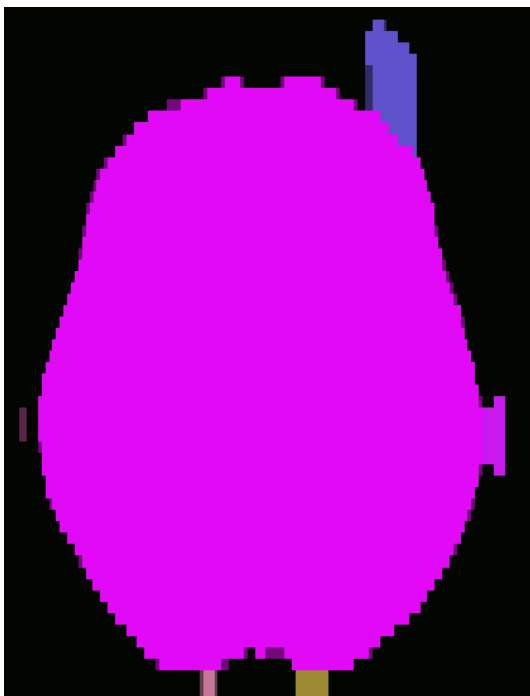
Na obrázku níže 7.24 je znázorněn řez obrazu po segmentaci. Na vedlejším obrázku 7.25 je trojrozměrný model, který ukazuje vysegmentovaná data jako celek.



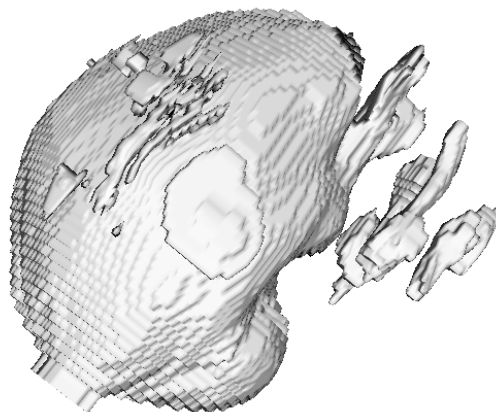
Obrázek 7.22: Výsledky metody rozvodí Binomiálním filtrem a s detekcí hran



Obrázek 7.23: Výsledky metody rozvodí Binomiálním filtrem a s rozšířenou detekcí hran



Obrázek 7.24: Příklad výsledku segmentace souboru 112.2 metody rozvodí bilaterálním filtrem, s detekcí hran, ukázka řezu; hladina rozvodí je rovna 0,583, hladina prahování rovna 0,05, F-Measure je 0,905164



Obrázek 7.25: Příklad výsledku segmentace souboru 112.2 metody rozvodí bilaterálním filtrem, s detekcí hran, 3D pohled; hladina rozvodí je rovna 0,583, hladina prahování rovna 0,05, F-Measure je 0,905164

Minmax Curvature Flow Image filtr

Při vyhlazování pomocí tohoto filtru jsou výsledky poněkud odlišné proti ostatním použitým filtrům. U základního gradientního filtru jsou výsledky slušné již při nižších hladinách

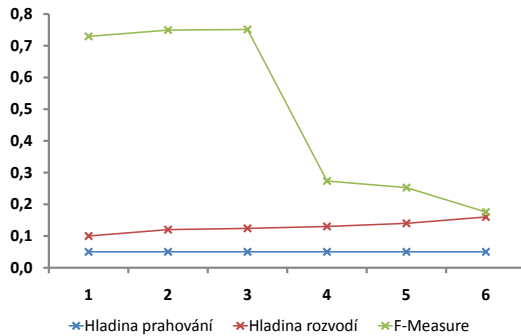
rozvodí. O to dříve pak při vyšších hodnotách výsledek F-Measure klesá.

Při gradientním filtru, který je rozšířen o Gaussův filtr, je situace opačná a lepších výsledků je dosahováno u vyšších hladin rozvodí.

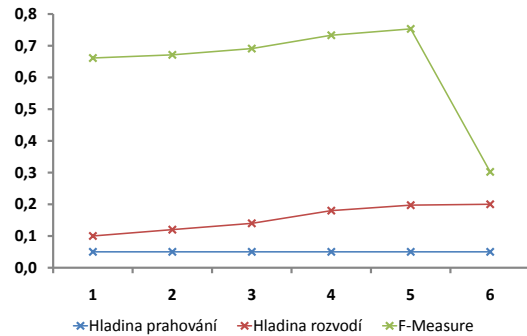
Porovnání těchto testů je znázorněno v tabulce 7.17. Grafické znázornění je na obrázcích 7.26, 7.27.

Tabulka 7.17: Výsledky metody rozvodí *Minmax Curvature Flow Image* filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,12400	0,13000	0,14000	0,16000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,72960	0,74935	0,75123	0,27344	0,25262	0,17556
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,10000	0,12000	0,14000	0,18000	0,19720	0,20000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,66130	0,67130	0,69113	0,73322	0,75313	0,30226



Obrázek 7.26: Výsledky metody rozvodí *Minmax Curvature Flow Image* filtrem a s detekcí hran



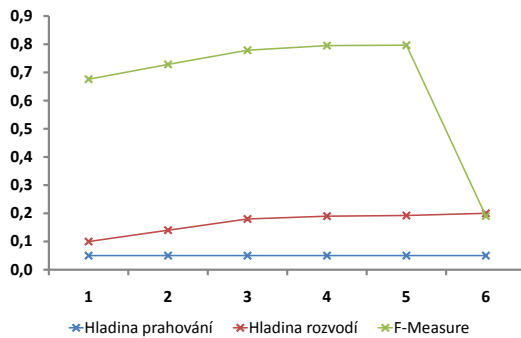
Obrázek 7.27: Výsledky metody rozvodí *Minmax Curvature Flow Image* filtrem a s rozšířenou detekcí hran

Gradient Anisotropic Diffusion Image filtr

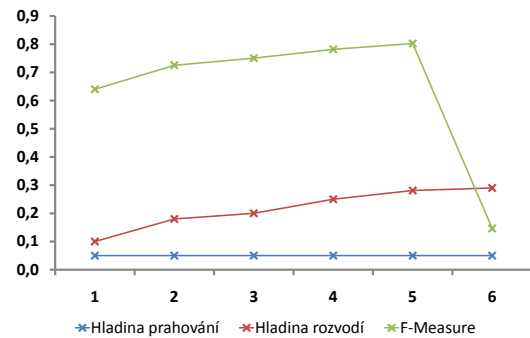
Tento filtr implementovaný pomocí anizotropní difúze vykazuje podobné výsledky F-míry. Hladina u gradientního filtru roste pomaleji a také s nižší hladinou rozvodí se zaplaví větší terén, čímž dojde k poklesu výsledku F-míry. U rozšířeného filtru je situace obdobná, jen je možné pracovat ve větším intervalu hodnot hladiny rozvodí, než dojde k zaplavení většiny obrazu. Podobnost lze posoudit v tabulce 7.18 a na grafech 7.28, 7.29.

Tabulka 7.18: Výsledky metody rozvodí *Gradient Anisotropic Diffusion Image* filtrem a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,10000	0,14000	0,18000	0,19000	0,19220	0,20000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,67591	0,72839	0,77861	0,79505	0,79655	0,19018
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,10000	0,18000	0,20000	0,25000	0,28100	0,29000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,64015	0,72541	0,75053	0,78184	0,80255	0,14612



Obrázek 7.28: Výsledky metody rozvodí *Gradient Anisotropic Diffusion Image* filtrem a s detekcí hran



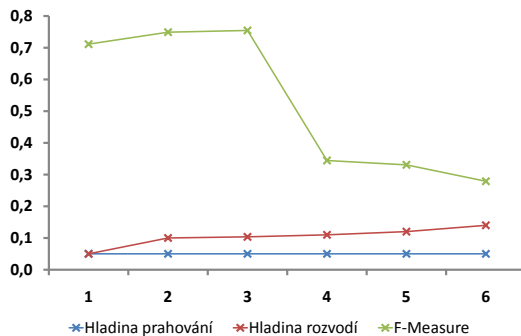
Obrázek 7.29: Výsledky metody rozvodí *Gradient Anisotropic Diffusion Image* filtrem a s rozšířenou detekcí hran

Curvature Anisotropic Diffusion Image filtr

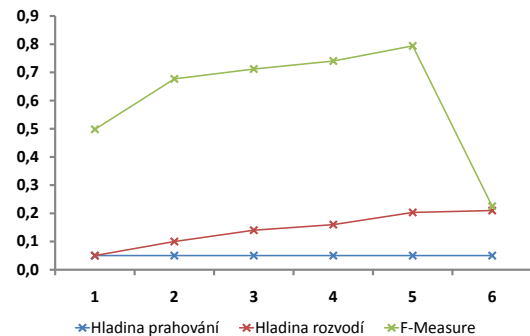
Poslední implementovaný filtr ukazuje, že při použití základního gradientního filtru lze pozorovat podobné chování jako u *Minmax Curvature Flow Image* filtru, kde již při nižších hodnotách jsou dobré výsledky s více segmenty, než u rozšířeného filtru, kde lepší výsledky přicházejí až s vyšší hladinou rozvodí, což lze pozorovat v tabulce 7.19 nebo na obrázcích 7.30, 7.31.

Tabulka 7.19: Výsledky metody rozvodí *Curvature Anisotropic Diffusion Image* filtrem s detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$

Gradientní filtr						
Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,10350	0,11000	0,12000	0,14000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,71132	0,74909	0,75450	0,34446	0,33070	0,27887
Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem						
Hladina rozvodí	0,05000	0,10000	0,14000	0,16000	0,20320	0,21000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,49810	0,67699	0,71188	0,74055	0,79421	0,22502



Obrázek 7.30: Výsledky metody rozvodí *Curvature Anisotropic Diffusion Image* filtrem a s detekcí hran



Obrázek 7.31: Výsledky metody rozvodí *Curvature Anisotropic Diffusion Image* filtrem a s rozšířenou detekcí hran

Vícenásobné použití filtrů

Aplikace umožňuje také použití více filtrů za sebou. Díky této skutečnosti je možné experimentovat s metodou rozvodí také z tohoto hlediska. Jelikož se nabízí nepřeberné množství kombinací, které lze testovat, je zde naznačeno pouze několik příkladů výstupu.

Pokud bude použit více než jeden filtr na zvýraznění hran, pak výsledky nijak nezlepšují výsledek. Děje se tak proto, že již zvýrazněné hrany další filtr v řadě již není schopen ještě více zvýraznit. Naopak může spíše docházet k jevu, který způsobí menší gradientní rozdíl. Tento výsledek lze pozorovat v tabulce 7.20, kde výrazným způsobem ovlivňuje hranový detektor výsledek. Pokud je aplikován gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem, pak lze pozorovat, že lze nastavit metodě rozvodí vyšší hodnotu hladiny, což naopak u Gradientního filtru, pokud je aplikován jako poslední, způsobí velmi malou shodu s referenčním řešením. Výsledkem pak je obraz s mnoha segmenty, který není žádoucí.

Kromě vícenásobného použití filtrů pro detekci hran lze použít více filtrů pro vyhlazení vstupního obrazu. Jejich pozici, v jakém pořadí budou aplikovány, lze měnit. Je proto vhodné experimentovat s pořadím filtrů, zda mohou ovlivnit výstup. Tabulka 7.21 ukazuje, že přílišné ovlivnění změnou pořadí aplikace filtrů se nevyskytuje. Výsledky segmentace

Tabulka 7.20: Výsledky metody rozvodí s vyhlazováním a vícenásobná detekce hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Filtrům je ponecháno základní nastavení. Pod tabulkou je legenda definující postupy výpočtu

	I	II	II	III	IV	IV
Hladina rozvodí	0,03000	0,03000	0,03000	0,12000	0,12000	0,50000
Hladina prahování	0,05000	0,50000	0,30000	0,30000	0,30000	0,30000
F-Measure	0,61103	0,52954	0,52954	0,52929	0,34307	0,51765

- I** – Mediánový filtr → Gradientní filtr → Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem
II – Mediánový filtr → Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem → Gradientní filtr
III – Binomiální filtr → Gradientní filtr → Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem
IV – Binomiální filtr → Gradientní filtr s rekurzivním Gaussovým filtrem → Gradientní filtr

představují výsledek podobný aplikacím bez vícenásobného filtru.

Tabulka 7.21: Výsledky metody rozvodí s vícenásobným vyhlazováním a detekcí hran. Hladina prahování definuje, od jakých hodnot dochází k výpočtu metodou rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Hladina rozvodí definuje, výšku hladiny metody rozvodí, může nabývat hodnot v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$. Filtrům je ponecháno základní nastavení. Pod tabulkou je zobrazena legenda

	I	II	III	IV	V	VI
Hladina rozvodí	0,11000	0,11000	0,21000	0,21000	0,15000	0,15000
Hladina prahování	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000	0,05000
F-Measure	0,76907	0,76907	0,73401	0,73401	0,79535	0,22852

- I** – Mediánový filtr → Bilaterální filtr → Gradientní filtr
II – Bilaterální filtr → Mediánový filtr → Gradientní filtr
III – Rekuzivní Gaussův filtr → Diskrétní Gaussův filtr → Gradientní filtr
IV – Diskrétní Gaussův filtr → Rekuzivní Gaussův filtr → Gradientní filtr
V – Mediánový filtr → Diskrétní Gaussův filtr → Curvature Flow filtr → Gradientní filtr
VI – Curvature Flow filtr → Mediánový filtr → Diskrétní Gaussův filtr → Gradientní filtr

7.3 Shrnutí výsledků

Jednotlivé testy probíhaly v několika fázích, z nichž některé lze považovat za úspěšnější, jiné za méně úspěšné. Je potřeba dbát na vhodně zvolené parametry, které mohou rapidně zlepšit výsledek segmentace. Samotný proces segmentace metodou rozvodí lze urychlit hladinou prahování, což se pak může projevit na výsledném obraze po segmentaci.

Použití algoritmu metody rozvodí bez předzpracování je teoreticky možné, avšak nepřináší mnoho kýžených výsledků. Vzniká zde především větší množství regionů, které bude třeba spojovat. Nepomáhá zde ani zvýšení hladiny, které následně potřebné regiony zaplaví.

Při použití vyhlazovacích filtrů bez použití detektoru hran nedochází k příliš dobrým výsledkům. Problém zde nastává při samotném vyhlazení, ve kterém bez detekování hran dochází ke splývání, a proto výsledný obraz po segmentaci nemusí obsahovat všechny důležité regiony.

Využívání hranových detektorů bez vyhlazovacích filtrů již přináší lepší výsledky. Jakmile jsou zvýrazněny hrany, výsledný obraz po segmentaci již obsahuje méně regionů, což je důsledek právě detekce hran, která mohla část eliminovat. Mezi použitelné detektory hran lze zařadit základní gradientní filtr a také jeho variantu rozšířenou o Gaussův filtr. Naprosto nevhodný je derivativní filtr, který naopak pomáhá k rozbití možných segmentů na mnohonásobně větší počet.

Nejvíce proběhlých testů si vyžádaly kombinace za použití vyhlazovacích filtrů a filtrů pro detekování hran. Základní gradientní filtr umožňoval získat lepší segmentované obrazy již při nižších hladinách rozvodí, což nenabízí příliš velký prostor pro manipulaci s touto hladinou. Při nižších hladinách vzniká také více regionů, které mohou být eliminovány právě filtry určenými pro vyhlazování. Rozšířený gradientní filtr podává podobné výsledky, které nabízí více operovat s hladinou rozvodí. Při použití tohoto filtru s vyhlazovacími filtry podávají lepší výsledky při vyšších hladinách, což je vidět z proběhlých testů. Nejlepší výsledky prováděné metrikou F-Measure vykazovalo použití mediánového filtru a jednoho z gradientních filtrů. U mediánu ale mnoho záleží na velikosti jádra, podle kterého se počítá medián. Při použití dat s větším rozlišením lze využít většího jádra. Dobré výsledky představuje také binomiální filtr, který pro detekci hran může mít také jeden z implementovaných filtrů z aplikace. Jakmile jsou vhodně použity vyhlazovací filtry klesá také počet regionů, které pak mohou být dále zpracovány, což lze pozorovat u výše zmíněných postupů při předzpracování. Výsledné hodnoty, které byly získány metrikou F-Measure, dosahují hodnot okolo 0,9 z několika důvodů. Porovnání je závislé na přesnosti ideální anotované datové sady, na které je přesně oddělen segmentovaný objekt. Jelikož nejsou dále oddělena vysegmentovaná data, pak dochází k situaci, že se lze jen přiblížit anotované sadě. Přesto lze rozpoznat regiony, které by odpovídaly ideálnímu řešení.

Velmi důležitá jsou samotná data, která byla segmentována. Může nastat situace, že na první pohled podobné obrazy při segmentaci budou dávat velmi odlišné výsledky. Tento jev je způsoben gradientním obrazem a tedy výškou hran, které definují regiony. Některé filtry umožnily zvýraznění hran, čímž šlo operovat ve větším rozmezí hladiny rozvodí.

Proběhly také testy na vícenásobné aplikování několika filtrů, které ale nepřinesly razantní zlepšení. Výpočet se spíše díky více algoritmům prodloužil. Použití více filtrů ale nijak nezhoršuje výsledek segmentace. Při použití více detektorů hran se výsledky při stejných parametrech metody rozvodí liší, což způsobuje princip samotných algoritmů.

Kapitola 8

Závěr

V práci byla testována řada filtrů, které mohou ovlivnit metodu rozvodí. Tyto filtry jsou použity před samotnou metodou rozvodí, aby snížily přesegmentování obrazu. Součástí jsou také komentáře jak ovlivňuje předzpracování dat výslednou segmentaci v trojrozměrných medicínských datech. Získané poznatky byly implemetovány do aplikace, která využívá knihoven specializujících se na medicínská data, a došlo k jejich zhodnocení.

Proces testování je implementován v aplikaci, která využívá knihoven ITK a VTK. Data je možné prohlížet jak pomocí multiplanárních řezů, tak i jako trojrozměrný model.

Data lze při předzpracování ovlivnit mnoha způsoby. Výsledky pak mohou být různorodé v závislosti na použitých algoritmech a jejich parametrech. Používání algoritmu bez předzpracování nepřináší žádné kvalitní výsledky. Pro lepší výsledky je vhodné použít vyhlazovací filtry v kombinaci s detektorem hran. Podstatnou roli hrají také data na segmentaci. Lepší výsledky představují obrazy, na jejichž gradientním obraze jsou výrazné hrany. U nich je k dispozici daleko větší interval, ze kterého může být nastavována hladina rozvodí.

Z testovaných anotovaných datových sad vyplynuly nejlepší kombinace filtrů, které vysegmentovaly výsledná data. Dobré výsledky segmentace vznikly při použití mediánového filtru, u kterého výsledek ovlivňuje jeho jádro, v kombinaci s jedním z gradientních filtrů. Kvalitní výsledky také vznikly při použití binomiálního filtru následovaného detektorem hran. Jako detektor vykazoval nepatrně lepší výsledky rozšířený gradientní filtr.

Aplikace je zaměřena na ovlivnění metody rozvodí před jejím průběhem. Protože v použitých implementačních knihovnách téměř neexistují vhodné metody pro spojování regionů, mohla by tímto směrem vést možná cesta rozšíření aplikace. Eventuální rozšíření může nabízet také uživatelské rozhraní aplikace, které by mohlo umožňovat interaktivní zobrazení ve všech třech osách multiplanárního zobrazení.

Literatura

- [1] CompuCell 3D: *QVTKWidget Class Reference*. Toronto (Kanada), [cit. 24. března 2011], [online].
URL http://www.compuCell3d.org/Doxygen/class_q_v_t_k_widget.html
- [2] Dalibor Hanzl: *Lékařský zobrazovací software použit v astronomii*. Brno (ČR), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://astro.sci.muni.cz/clanek.php?id=606>
- [3] Daniel Zeman: *Vyhodnocování úspěšnosti*. Praha (ČR), [cit. 2. května 2011], [online].
URL <http://ufal.mff.cuni.cz/~zeman/vyuka/podklady/pzpj05-vyhodnocovani.ppt>
- [4] Duane Q. Nykamp: *Level sets*. Minneapolis (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.math.umn.edu/~nykamp/m2374/readings/levelset/>
- [5] Fabien Vivodtzev: *Hierarchical Isosurface Segmentation Based on Discrete Curvature*. Grenoble (Francie), [cit. 25. prosince 2010], [online].
URL <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.96.5809&rep=rep1&type=pdf>
- [6] G. Lin, U. Adiga, K. Olson, J. F. Guzowski, C. A. Barnes, B. Roysam: *A Hybrid 3D Watershed Algorithm Incorporating Gradient Cues and Object Models for Automatic Segmentation of Nuclei in Confocal Image Stacks*. New York (USA), [cit. 2. leden 2011], [online].
URL <http://www.ecse.rpi.edu/~roysam/PDF/J42.pdf>
- [7] Gary Bradski: *OpenCV*. San Jose (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.willowgarage.com/pages/software/opencv>
- [8] Gary Bradski: *OpenCV*. San Jose (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://opencv.willowgarage.com/>
- [9] Gary Bradski: *OpenCV_GPU*. San Jose (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL http://opencv.willowgarage.com/wiki/OpenCV_GPU
- [10] Hopitaux Universitaires de Geneve: *DICOM sample image sets*. Ženeva (Švýcarsko), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL <http://pubimage.hcuge.ch:8080/>
- [11] J. M. Kuhnick, H. K. Hahn, M. Hindennach, V. Dicken, S. Krass, H. O. Peitgen: *Lung lobe segmentation by anatomy-guided 3D watershed transform*. Brémy (Německo), [cit. 30. prosince 2010], [online].

- URL http://isgwww.cs.uni-magdeburg.de/cv/lehre/MedVisualization/Lungendiagnostik/SPIE_MI_2003%20-%205032-165%20-%20%20Lobe%20Segmentation.pdf
- [12] Jiří Linhart a kolektiv: *Slovník cizích slov pro nové století*. Seifertova 1480, Litvínov (ČR): Dialog, 2002, 412 s.
- [13] Johan De Bock, Patrick De Smet, Wilfried Philips: *A Fast Sequential Rainfalling Watershed Segmentation Algorithm*. Gent (Belgie), [cit. 28. prosince 2010], [online].
URL
<http://telin.ugent.be/~sanja/StudentProj/Literature/DeBock2005Segm.pdf>
- [14] Kitware, Inc: *vtkImageMarchingCubes Class Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 14. dubna 2011], [online].
URL
<http://www.vtk.org/doc/nightly/html/classvtkImageMarchingCubes.html>
- [15] Kitware, Inc: *itk::GDCMSeriesFileNames Class Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 19. dubna 2011], [online].
URL
http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GDCMSeriesFileNames.html
- [16] Kitware, Inc: *itk::Image< TPixel, VImageDimension > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 19. dubna 2011], [online].
URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1Image.html
- [17] Kitware, Inc: *CMake*. Clifton Park (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.cmake.org/>
- [18] Kitware, Inc: *itk::BilateralImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL
http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1BilateralImageFilter.html
- [19] Kitware, Inc: *itk::BinomialBlurImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1BinomialBlurImageFilter.html
- [20] Kitware, Inc: *itk::CurvatureAnisotropicDiffusionImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1CurvatureAnisotropicDiffusionImageFilter.html
- [21] Kitware, Inc: *itk::CurvatureFlowImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1CurvatureFlowImageFilter.html
- [22] Kitware, Inc: *itk::DerivativeImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].

- URL
http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1DerivativeImageFilter.html
- [23] Kitware, Inc: *itk::DiscreteGaussianImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1DiscreteGaussianImageFilter.html
- [24] Kitware, Inc: *itk::Functor::ScalarToRGBPixelFunctor< TScalar > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1Functor_1_1ScalarToRGBPixelFunctor.html
- [25] Kitware, Inc: *itk::GradientAnisotropicDiffusionImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GradientAnisotropicDiffusionImageFilter.html
- [26] Kitware, Inc: *itk::GradientMagnitudeImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GradientMagnitudeImageFilter.html
- [27] Kitware, Inc: *itk::GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter.html
- [28] Kitware, Inc: *itk::MedianImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1MedianImageFilter.html
- [29] Kitware, Inc: *itk::MinMaxCurvatureFlowImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1MinMaxCurvatureFlowImageFilter.html
- [30] Kitware, Inc: *itk::RecursiveGaussianImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1RecursiveGaussianImageFilter.html
- [31] Kitware, Inc: *itk::RescaleIntensityImageFilter< TInputImage, TOutputImage > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].
 URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1RescaleIntensityImageFilter.html
- [32] Kitware, Inc: *itk::UnaryFunctorImageFilter< TInputImage, TOutputImage, TFunction > Class Template Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 20. dubna 2011], [online].

- URL http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1UnaryFunctorImageFilter.html
- [33] Kitware, Inc: *About*. Clifton Park (USA), [cit. 23. března 2011], [online].
URL <http://www.vtk.org/VTK/project/about.html>
- [34] Kitware, Inc: *Get the Software*. Clifton Park (USA), [cit. 23. března 2011], [online].
URL <http://www.vtk.org/VTK/resources/software.html>
- [35] Kitware, Inc: *itk::WatershedImageFilter< TInputImage > Class Template Reference Watershed-based Segmentation Filters*. Clifton Park (USA), [cit. 24. března 2011], [online].
URL
http://www.itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1WatershedImageFilter.html
- [36] Kitware, Inc: *vtkRenderer Class Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 24. března 2011], [online].
URL <http://www.vtk.org/doc/nightly/html/classvtkRenderer.html>
- [37] Kitware, Inc: *vtkRenderWindow Class Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 24. března 2011], [online].
URL <http://www.vtk.org/doc/nightly/html/classvtkRenderWindow.html>
- [38] Kitware, Inc: *About ITK*. Clifton Park (USA), [cit. 27. prosince 2010], [online].
URL <http://www.itk.org/ITK/project/about.html>
- [39] Kitware, Inc: *CableSwig*. Clifton Park (USA), [cit. 27. prosince 2010], [online].
URL <http://www.itk.org/ITK/resources/CableSwig.html>
- [40] Kitware, Inc: *vtkRenderWindow Class Reference*. Clifton Park (USA), [cit. 5. dubna 2011], [online].
URL <http://www.vtk.org/doc/nightly/html/classvtkSmartPointer.html>
- [41] Lee Seng Yeong, Li-Minn Ang, Kah Phooi Seng: *3D watershed based on rainfall-simulation for volume segmentation*. Nottingham (Velká Británie), [cit. 30. prosince 2010], [online].
URL <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=05335886>
- [42] Luis Ibáñez, Will Schroeder, Lydia Ng, Josh Cates a Insight Software Konsorcium: *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc. ISBN 1-930934-15-7, Clifton Park (USA), druhé vydání, [cit. 27. prosince 2010], [online].
URL <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf>
- [43] Marcel Jiřina: *Neuronové sítě*. Praha (ČR), [cit. 26. prosince 2010], [online].
URL http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/33KP/prednasky_ann/prezentace_ns.ppt
- [44] Massachusetts General Hospital, Center for Morphometric Analysis: *Data Exchange*. Cambridge (Massachusetts – USA), [cit. 25. dubna 2011], [online].
URL <http://www.cma.mgh.harvard.edu/ibsr/data.html>

- [45] Michael Lifshits: *Active contours theory*. Haifa (Izrael), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.cs.technion.ac.il/~protezhe/GACWeb/Documents/Phase%201/new%20Active%20Snakes.htm>
- [46] Michal Španěl: *Segmentace obrazu, analýza histogramu, analýza barev, shlukování*. Brno (ČR), [cit. 25. prosince 2010], slidy pro předmět Počítačové vidění.
URL https://wis.fit.vutbr.cz/FIT/st/course-files-st.php/course/ZPO-IT/lectures/pov_04_segmentace_obrazu.pdf
- [47] Michal Španěl, Vítězslav Beran: *Obrazové segmentační techniky*. Brno (ČR), [cit. 25. prosince 2010], [online].
URL http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/#_Toc125769325
- [48] Mikkel Bille Stegmann: *Active Appearance Models: Theory, Extensions and Cases*. Kodaň (Dánsko), [cit. 25. prosince 2010], [online].
URL <http://www2.imm.dtu.dk/~aam/main/>
- [49] National Electrical Manufacturers Association: *DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine*. Rosslyn (USA), [cit. 17. dubna 2011], [online].
URL <http://dicom.nema.org/>
- [50] Nokia Corporation: *QFileDialog Class Reference*. Finsko, [cit. 14. dubna 2011], [online].
URL <http://doc.qt.nokia.com/4.7/qfiledialog.html>
- [51] Nokia Corporation: *Qt Designer Manual*. Finsko, [cit. 14. dubna 2011], [online].
URL <http://doc.trolltech.com/4.7-snapshot/designer-manual.html>
- [52] Nokia Corporation: *About us*. Finsko, [cit. 23. března 2011], [online].
URL <http://qt.nokia.com/about>
- [53] Paul A. Yushkevich, Hui Zhang, Casey Goodlett, Timothy Burke, Nicholas Tustison: *ITK-SNAP Home Page*. Philadelphia (USA), [cit. 23. března 2011], [online].
URL www.itksnap.org
- [54] R.J. Lapeer, A.C. Tan, R. Aldridge: *Active Watersheds: Combining 3D Watershed Segmentation and Active Contours to Extract Abdominal Organs from MR Images*. Norwich (Velká Británie), [cit. 29. prosince 2010], [online].
URL <http://www.springerlink.com/content/75gxdfhpdr78tru/fulltext.pdf>
- [55] Shuai Lu: *Deep structure I. watershed segmentation*. Vídeň (Rakousko), [cit. 28. prosince 2010], [online].
URL <http://www.ricam.oeaw.ac.at/people/page/kuijper/course/jku/presentations/deepstructure.pdf>
- [56] Steve Pieper, Ron Kikinis: *The Publication Database hosted by SPL*. Boston (USA), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.slicer.org/publications/gallery>
- [57] Steve Pieper, Ron Kikinis: *3DSlicer*. Boston (USA), [cit. 29. prosince 2010], [online].
URL <http://www.slicer.org/>

- [58] Stéphane Marchand-Maillet: *Multimedia Retrieval Markup Language*. Ženeva (Švýcarsko), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.mrml.net/index.html>
- [59] Sébastien Barré: *Medical Image Samples*. Compiègne (Francie), [cit. 20. dubna 2011], [online].
URL <http://www.barre.nom.fr/medical/samples/>
- [60] Technická univerzita Liberec: *Segmentace obrazu*. Liberec (ČR), [cit. 25. prosince 2010], [online].
URL https://e-learning.tul.cz/cgi-bin/elearning/elearning.fcgi?ID_tema=67\&ID_obsah=1202\&stranka=publ_tema\&akce=polozka_vstup
- [61] Thomas Moeslund: *Watershed transformation*. Aalborg (Norsko), [cit. 29. prosince 2010], [online].
URL <http://www.cvmt.dk/education/teaching/f09/VGIS8/AIP/Watershed%20transformation.pdf>
- [62] Tim Cootes: *Active Appearance Models*. Manchester (Velká Británie), [cit. 1. května 2011], [online].
URL <http://www.isbe.man.ac.uk/~bim/Models/aam.html>
- [63] Václav Hlaváč: *Image segmentation*. Karlovo náměstí 13, Praha 2 (ČR), [cit. 25. prosince 2010], [online].
URL <http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/TeachPresEn/15ImageAnalysis/32-02SegmentationTaxon+Thresh.pdf>
- [64] Yutaka Sasaki: *The truth of the F-measure*. Manchester (Velká Británie), [cit. 13. dubna 2011], [online].
URL <http://www.flowdx.com/F-measure-YS-260ct07.pdf>

Seznam obrázků

2.1	Před úplnou segmentací viz [46]	4
2.2	Po úplné segmentací prahováním viz [46]	4
2.3	Počáteční stav (viz [47])	6
2.4	Klasický postup (viz [47])	6
2.5	Výstup (viz [47])	6
2.6	Level-sets funkce (vpravo) pro uzavřenou křivku v C (viz [47])	6
2.7	Příklad isosurface segmentace. Viditelný rozdíl mezi různými hodnotami <i>iso-value</i> (viz [5])	7
2.8	Záprstní kůstky a jejich segmentace. Zleva: Nezávislá analýza hraničních bodů, analýza změn v textuře, výsledný AAM model, (viz [48])	8
3.1	Průběh zaplávání terénu ve 2D (viz [13])	9
3.2	Původní obraz ve stupních šedi	10
3.3	Gradientní obraz, použit Sobelův operátor	10
3.4	Průběh spojování regionů v přesegmentovaném obraze (viz [55])	10
3.5	Vývojový diagram metody rozvodí pomocí vodopádové simulace (viz [41])	12
3.6	Výsledek 3D segmentace na kostce $3 \times 3 \times 3$ (viz [41])	13
3.7	Segmentace s využitím aktivních kontur (viz [54])	14
3.8	Výsledná segmentace s využitím aktivních kontur (viz [54])	15
4.1	Logo Insight ToolKitu (viz [42])	16
4.2	Konstrukce metody rozvodí v ITK (viz [42])	18
4.3	Logo Visualization ToolKitu (viz [34])	19
4.4	Logo knihovny QT (viz [52])	20
4.5	Logo knihovny OpenCV (viz [7])	21
4.6	Program 3D Slicer (viz [56])	22
4.7	Program ITK-SNAP (viz [53])	22
5.1	Náhled programu pro metodu rozvodí	24
5.2	Axiální zobrazení	25
5.3	Koronální zobrazení	25
5.4	Sagitální zobrazení	25
5.5	Blokové schéma návrhu aplikace	27
6.1	Nabídka s vyhlazovacími filtry	29
6.2	Výběr filtrů pro detekci hran	30
6.3	Nastavení parametrů pro metodu rozvodí	30
6.4	Anotovaná datová sada a výpočet F-míry	31
6.5	Načtený obraz	32

6.6	Obraz po přiblížení a změně řezu	32
6.7	Data po segmentaci zobrazená v 3D prostoru metodou Marching cubes . . .	32
7.1	Výsledky metody rozvodí, hladina prahování rovna 0, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,2, F-Measure rovna 0,53503	36
7.2	Výsledky metody rozvodí, hladina prahování rovna 0, hodnota hladiny rozvodí rovna 0,3, F-Measure rovna 0,44596	36
7.3	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a bez detekce hran	36
7.4	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran .	38
7.5	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran	38
7.6	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran .	39
7.7	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran	39
7.8	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s <i>Derivativ</i> filtrem	39
7.9	Výsledky segmentace metodou rozvodí s mediánovým filtrem	40
7.10	Výsledky segmentace metodou rozvodí s mediánovým filtrem	40
7.11	Výsledek segmentace souboru 7_8 s parametry 0,15 pro hladinu prahování a 0,1 pro hladinu rozvodí	41
7.12	Výsledky metody rozvodí mediánovým filtrem a s detekcí hran	45
7.13	Výsledky metody rozvodí mediánovým filtrem a s rozšířenou detekcí hran .	45
7.14	Příklad výsledku segmentace souboru 112_2	45
7.15	Příklad výsledku segmentace souboru 112_2	45
7.16	Výsledky metody rozvodí Gaussovým filtrem a s detekcí hran	46
7.17	Výsledky metody rozvodí Gaussovým filtrem a s rozšířenou detekcí hran . .	46
7.18	Výsledky metody rozvodí filtrem <i>Curvature Flow</i> a s detekcí hran	47
7.19	Výsledky metody rozvodí filtrem <i>Curvature Flow</i> a s rozšířenou detekcí hran	47
7.20	Výsledky metody rozvodí Bilaterálním filtrem a s detekcí hran	49
7.21	Výsledky metody rozvodí Bilaterálním filtrem a s rozšířenou detekcí hran .	49
7.22	Výsledky metody rozvodí Binomiálním filtrem a s detekcí hran	50
7.23	Výsledky metody rozvodí Binomiálním filtrem a s rozšířenou detekcí hran .	50
7.24	Příklad výsledku segmentace souboru 112_2 metody rozvodí bilaterálním filtrem	50
7.25	Příklad výsledku segmentace souboru 112_2 metody rozvodí bilaterálním filtrem	50
7.26	Výsledky metody rozvodí <i>Minmax Curvature Flow Image</i> filtrem a s detekcí hran	51
7.27	Výsledky metody rozvodí <i>Minmax Curvature Flow Image</i> filtrem a s rozšířenou detekcí hran	51
7.28	Výsledky metody rozvodí <i>Gradient Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a s detekcí hran	52
7.29	Výsledky metody rozvodí <i>Gradient Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a s rozšířenou detekcí hran	52
7.30	Výsledky metody rozvodí <i>Curvature Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a s detekcí hran	53
7.31	Výsledky metody rozvodí <i>Curvature Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a s rozšířenou detekcí hran	53

Seznam tabulek

7.1	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a bez detekce hran	37
7.2	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a se základní detekcí hran .	37
7.3	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s rozšířenou detekcí hran	38
7.4	Výsledky metody rozvodí bez vyhlazování hran a s detekcí hran pomocí <i>Derivative</i> filtru	39
7.5	Výsledky metody rozvodí s mediánovým filtrem (různými jádry) a bez detekce hran	40
7.6	Výsledky metody rozvodí s rekurzivním Gaussovým filtrem a bez detekce hran	42
7.7	Výsledky metody rozvodí s bilaterálním filtrem a bez detekce hran	42
7.8	Výsledky metody rozvodí s binomiálním filtrem a bez detekce hran	42
7.9	Výsledky metody rozvodí s <i>Minmax Curvature Flow Image</i> filtrem a bez detekce hran	43
7.10	Výsledky metody rozvodí s <i>Gradient Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a bez detekce hran	43
7.11	Výsledky metody rozvodí s mediánovým filtrem ($3 \times 3 \times 3$ body) a detekcí hran	44
7.12	Výsledky metody rozvodí s Gaussovým filtrem a detekcí hran	46
7.13	Výsledky metody rozvodí filtrem <i>Curvature Flow</i> a detekcí hran	47
7.14	Výsledky metody rozvodí rekurzivním Gaussovým filtrem a detekcí hran . .	48
7.15	Výsledky metody rozvodí s Bilaterálním filtrem a detekcí hran	48
7.16	Výsledky metody rozvodí s Binomiálním filtrem a detekcí hran	49
7.17	Výsledky metody rozvodí <i>Minmax Curvature Flow Image</i> filtrem a detekcí hran	51
7.18	Výsledky metody rozvodí <i>Gradient Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem a detekcí hran	52
7.19	Výsledky metody rozvodí <i>Curvature Anisotropic Diffusion Image</i> filtrem s detekcí hran	53
7.20	Výsledky metody rozvodí s vyhlazováním a vícenásobná detekce hran . . .	54
7.21	Výsledky metody rozvodí s vícenásobným vyhlazováním a detekcí hran . . .	54

Dodatek A

Obsah CD

Na přiloženém kompaktním disku jsou v adresářích přiloženy soubory:

- adresář *app* – spustitelný soubor se všemi dynamickými knihovnami,
- adresář *examples* – datové soubory, které mají následující strukturu,
 - adresář *examples* – obsahuje adresáře, se kterými bylo možné provádět testování, použito z [44],
 - * adresář *annoted segmentation* – obsahuje řadu souborů s vysegmentovanými daty,
 - * adresář *source* – obsahuje nedotčené soubory, se kterými probíhalo testování,
 - adresář *other examples* – obsahuje doplňková data, se kterými lze provádět segmentaci metodou rozvodí,
- adresář *sources* – obsahuje podadresáře:
 - adresář *poster* – obsahuje zdrojové soubory pro překlad plakátka v \LaTeX u,
 - adresář *sourcecode* – adresář se zdrojovými soubory obsahuje:
 - * adresář *watershed* – obsahuje pouze zdrojové soubory,
 - * adresář *bin* – obsahuje strukturu souborů vygenerovaných Visual Studiem 2008,
 - adresář *thesis* – obsahuje zdrojové soubory pro překlad technické zprávy v \LaTeX u,
- soubor *diploma_thesis.pdf* – technická zpráva v PDF dokumentu,
- soubor *poster.pdf* – plakátek, který je součástí práce.

Dodatek B

Manuál

Pro překlad aplikace využívající knihoven ITK, VTK, QT je vhodné mít k dispozici překladač jazyka C++. Program využívá výše zmíněných knihoven, je proto pro překlad žádoucí, aby byly na konkrétním počítači dostupné.

Překlad aplikace

K sestavení souborů pro překlad slouží program CMake [17]. Jedná se o program s volně šiřitelným zdrojovým kódem (angl. *open-source*), který řídí proces sestavování souborů pro překladač v závislosti na zvoleném kompilátoru. Vznikl pro snazší překlad aplikací využívající knihovnu ITK. Po nastavení všech cest k adresářům k potřebným knihovnám buď manuálně v programu CMake, nebo nastavením cest do proměnných `PATH`. Je vyžadován textový soubor `CMakeLists.txt`, ve kterém jsou nastaveny všechny potřebné závislosti. Tento soubor je umístěn na přiloženém kompaktním disku.

Pokud jsou dostupné všechny dostupné nástroje, pak jsou vygenerovány potřebné soubory. Nic nebrání překladu podle obvyklých postupů daného překladače. V rámci typu překladu potřebných knihoven lze program překládat ve několika režimech (např. *Debug*, *Release*).

Spuštění aplikace

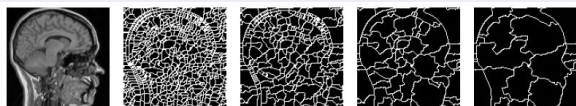
Program lze spustit souborem se jménem `WatershedSegmentation`, který je dostupný v adresáři `app`, nebo ve složce, kam přeložená data vytvořil překladač.

Dodatek C

Plakát

Watershed segmentace ve 3D

- Obraz chápán jako výšková mapa, nebo topologický reliéf, do kterého je napouštěna voda.
- Jako výška uvažuje intenzita pixelů ve stupních šedi.
- Rostoucí hladinou dochází k stále většímu zaplavení.



Obrázek: Průběh spojování regionů v přesegmentovaném obraze (viz [1])

Definice

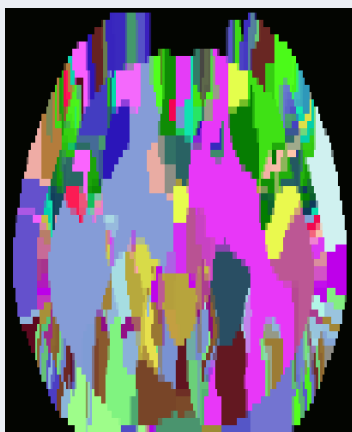
- Založeno na distribuční funkci.
- Mezi body p a q v D topografická vzdálenost definována:

$$T_f(p, q) = \inf_{\gamma} \int \|\nabla f(\gamma(s))\| ds$$

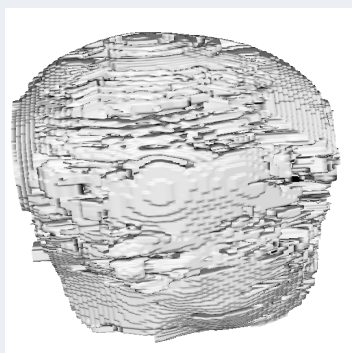
- Povodí $CB(m_i)$ minima m_i je definováno jako množina bodů $x \in D$, které jsou topograficky blíže k m_i , než jiné regionální minimum m_j :
- Rozvodí obrazu f je pak množina bodů, které nepatří do žádného jiného povodí

$$Watershed(f) = D \cap \left(\bigcup_{i \in I} CB(m_i) \right)$$

Watershed segmentace s nízkou hladinou rozvodí

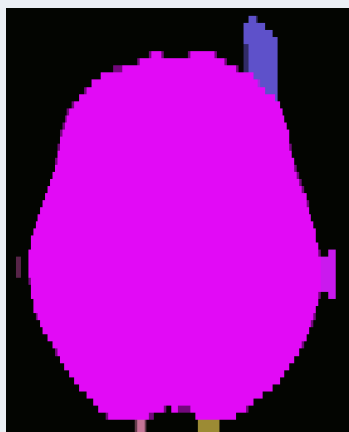


Obrázek: Watershed segmentace s bilaterálním filtrem a detekcí hran, ukázka řezu; hladina rozvodí = 0,05, hladina prahování = 0,05; nízká hladina rozvodí vede k přesegmentování obrazu a méně kvalitní výstup.

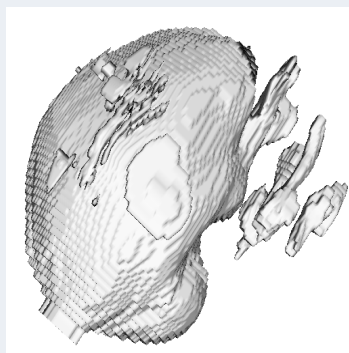


Obrázek: Watershed segmentace s bilaterálním filtrem a detekcí hran, 3D pohled; hladina rozvodí je = 0,583, hladina prahování = 0,05 trojrozměrný model ukazuje výstup segmentace jako celku

Watershed segmentace metodou rozvodí

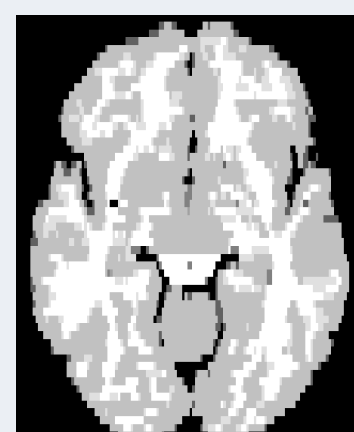


Obrázek: Watershed segmentace s bilaterálním filtrem a detekcí hran, ukázka řezu; hladina rozvodí je = 0,583, hladina prahování = 0,05, F-Measure = 0,905164

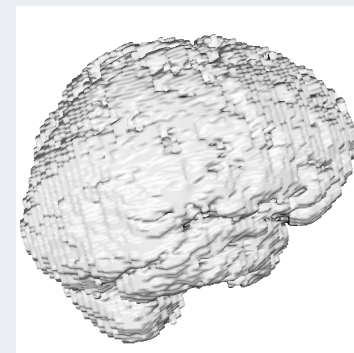


Obrázek: Watershed segmentace s bilaterálním filtrem a detekcí hran, 3D pohled; hladina rozvodí je = 0,583, hladina prahování = 0,05, F-Measure = 0,905164

Referenční watershed segmentace



Obrázek: Ručně anotovaná data, v řezu je ukázáno ideální řešení segmentace



Obrázek: Ručně anotovaná data, příklad trojrozměrného modelu

Literatura

- [1] Shuai Lu: *Deep structure I. watershed segmentation*. Videň, [cit. 16. 5. 2011], [online].
URL <http://www.ricam.oeaw.ac.at/people/page/kuijper/course/jku/presentations/deepstructure.pdf>