



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VLIV FILTRACE DAT NA KVALITU SUBTRAKTIVNÍ ANGIOGRAFIE MOZKOVÝCH CÉV Z CT DAT MOZKU

IMAGE FILTRATION EFFECT ON QUALITY OF SUBTRACTIVE ANGIOGRAPHY-BASED CT BRAIN IMAGES OF BLOOD-
VESSELS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Samuel Šipula

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jiří Chmelík, Ph.D.

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Samuel Šípula

ID: 217670

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Vliv filtrace dat na kvalitu subtraktivní angiografie mozkových cév z CT dat mozku

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s anatomíí mozku se zaměřením na cévní systém a s metodami jeho diagnostiky a zobrazování. 2) Provedte literární rešerši metod filtrace obrazových dat, metrik pro analýzu kvality obrazů a angiografických metod. 3) Na základě přechozích bodů navrhnete a v libovolném programovém prostředí realizujete vhodné metody filtrace (alespoň tři) se zaměřením na kvalitu výsledné subtraktivní angiografie. 4) Práci rozšířte o další filtrační metody (alespoň dalších sedm). 5) Navrhnete a realizujete vhodné subjektivní i objektivní metody/metriky hodnocení kvality výsledné subtraktivní angiografie a jednotlivé filtrační techniky podrobte analýze, včetně nastavení parametrů jednotlivých technik. 6) Dosažené výsledky statisticky vyhodnoťte, porovnejte na základě navržených metrik kvality a vhodně diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, Jiri. Medical Image Processing, Reconstruction and Analysis: Concepts and Methods. Second Edition. Boca Raton: CRC Press, 2019. ISBN 9781138310285.

[2] GUO, Xiaojie, Yu LI, Jiayi MA a Haibin LING. Mutually Guided Image Filtering. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 2020, 42(3), 694-707. ISSN 0162-8828. DOI 10.1109/TPAMI.2018.2883553.

Termín zadání: 7.2.2022

Termín odevzdání: 27.5.2022

Vedoucí práce: Ing. Jiří Chmelík, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Cieľom bakalárskej práce je návrh filtračných metód pre výslednú kvalitu digitálnej subtrahčnej angiografie. Úlohou filtrácie je v tomto prípade potlačenie šumu a silných štruktúr pre zvýraznenie anatómie ciev. K tomuto účelu sú k dispozícii reálne patientské dáta získané pomocou systému výpočetnej tomografie. V tejto práci sa dôraz kladie hlavne na potlačenie šumu. Jednotlivé filtračné techniky boli realizované v prostredí Matlab. Práca ďalej zoznamuje čitateľa s teóriou cievneho zásobovania mozgu, jeho metódami zobrazovania a popisom filtrov ako diskkrétne operátory.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

kontrastný objem, natívny objem, binárny objem, gaussovský filter, bilaterálny filter, guided filter, anizotropická difúzia, NLM filter

ABSTRACT

The aim of the bachelor thesis is to design filtering methods for the resulting quality of digital subtraction angiography. The role of filtration in this case is to suppress noise and strong structures to enhance vessel anatomy. Real patient data obtained using a computed tomography system are available for this purpose. In this work, the emphasis is mainly on noise suppression. Individual filtration techniques were implemented in MATLAB. The work further acquaints the reader with the theory of vascular supply to the brain, its imaging methods and the description of filters as discrete operators.

KEYWORDS

contrast volume, native volume, binary volume, Gaussian filter, bilateral filter, guided filter, anisotropic diffusion, NLM filter

SAMUEL, Šipula. *Vliv filtrace dat na kvalitu subtraktivní angiografie mozkových cév z CT dat mozku*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2022, 66 s. Bakalářská práce. Vedúci práce: Ing. Chmelík Jiří, Ph.D.

Vyhlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko autora: Šipula Samuel
VUT ID autora: 217670
Typ práce: Bakalárska práca
Akademický rok: 2021/22
Téma záverečnej práce: Vliv filtrace dat na kvalitu subtraktivní angiografie mozkových cév z CT dat mozku

Vyhlasujem, že svoju záverečnú prácu som vypracoval samostatne pod vedením vedúcej/cého záverečnej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej záverečnej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora*

*Autor podpisuje iba v tlačenej verzii.

POĎAKOVANIE

Rád by som poďakoval vedúcemu bakalárskej práce Ing. Jiřímu Chmelíkovi Ph.D. za cenné rady, ochotu pomôcť a komunikovať.

Obsah

Úvod	10
1 Anatomia mozgu so zameraním na cievny systém	11
1.1 Cievne zásobenie mozgu	11
1.1.1 Mozgové tepny	11
2 Diagnostika a zobrazovanie mozgu a mozgových ciev	14
2.1 Výpočetná tomografia	14
2.1.1 CT vyšetrenie mozgu	15
2.2 Magnetická rezonancia	16
2.2.1 MRI mozgu	17
2.3 Digitálna subtrakčná angiografia	18
2.4 Metódy nukleárnej medicíny	18
2.4.1 Planárna gamagrafia	19
2.4.2 SPECT	19
2.4.3 Pozitronová emisná tomografia	19
3 Metódy filtrácie obrazových dát	21
3.1 Filtre ako diskrétny 2D operátory	21
3.1.1 Všeobecný lineárny diskrétny 2D operátor	22
3.1.2 Všeobecný lineárny lokálny operátor	22
3.1.3 Konvolučný operátor	23
3.2 Metódy zvýrazňovania obrazov	23
3.2.1 Potlačovanie šumu	24
3.2.2 Zvýrazňovanie hrán a zostrovanie obrazov	26
3.2.3 Pokročilejšie techniky potlačovania šumu	28
4 Spracovanie patientských dát	35
4.1 Načítanie a predspracovanie patientských dát	35
4.2 Použité filtračné techniky – výhody a nevýhody	37
4.3 Analýza parametrov jednotlivých filtrov	39
4.3.1 Postup analýzy	39
4.4 Výsledky kvality filtračných techník	44
4.5 Diskusia výsledkov z hľadiska kvality DSA	46
Záver	50
Literatúra	51

Zoznam symbolov a skratiek	53
A Výsledky analýzy parametrov	55
A.1 Bilaterálny filter	55
A.2 Guided filter	57
A.3 NLM filter	58
A.4 Anizotropická difúzia	61
B Ukážky vplyvu nastavenia daného filtra na zastúpenie ciev	63
C Ukážky fúzovaných snímok od rôznych pacientov	65

Zoznam obrázkov

1.1	Willisov okruh	13
4.1	Príklad segmentácie mozgu	36
4.2	Príklad neúspešnej segmentácie mozgu	37
4.3	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu ciev – gaussovský filter	41
4.4	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu šumu – gaussovský filter	41
4.5	Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu – gaussovský filter	42
4.6	Vizuálna ukážka vplyvu hodnoty Gaussovho rozloženia na zastúpenie ciev	43
4.7	Boxplot grafy jednotlivých filtrov	45
4.8	Smerodajné odchýlky jednotlivých filtrov	46
4.9	Ukážka fúzovaných rezov – pacient č. 1	48
A.1	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu ciev – bilaterálny filter	55
A.2	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu šumu – bilaterálny filter	56
A.3	Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu – bilaterálny filter	56
A.4	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu ciev – guided filter	57
A.5	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu šumu – guided filter	58
A.6	Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu – guided filter	58
A.7	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu ciev – NLM filter	59
A.8	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu šumu – NLM filter	60
A.9	Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu – NLM filter	60
A.10	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu ciev – anizotropická difúzia	61
A.11	Zobrazenie závislosti veľkosti objemu šumu – anizotropická difúzia	61
A.12	Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu – anizotropická difúzia	62
B.1	Ukážka vplyvu nastavenia filtra na zastúpenie ciev – bilaterálny filter	63
B.2	Ukážka vplyvu nastavenia filtra na zastúpenie ciev – anizotropická difúzia	64
C.1	Ukážka fúzovaných rezov – pacient č. 2	65
C.2	Ukážka fúzovaných rezov – pacient č. 3	66

Úvod

Nasledujúca bakalárska práca spadá do oblasti číslicového spracovania signálov a obrazov. Venuje sa problematike digitálnej subtrakčnej angiografie mozgových ciev a vplyvu filtrácie na jej výslednú kvalitu. Cieľmi záverečnej bakalárskej práce sú v prvej časti teoretické zoznámenie čitateľa s cievnyim zásobovaním mozgu, metódami jeho zobrazovania pomocou zobrazovacích systémov využívajúcich ionizujúce aj ne-ionizujúce žiarenie s dôrazom na systémy výpočetnej tomografie, popisom obrazu z hladiska dvojrozmerných signálov a prehľadom techník uskutočňujúce zvýrazňovanie obrazu so zameraním hlavne na potlačenie šumu. Druhá časť práce predstavuje praktické spracovanie poskytnutých patientských dát. Obsahuje jednotlivé kroky analýzy a spracovania s diskutovanými výsledkami.

Štruktúra práce pozostáva zo štyroch častí. Prvá časť obsahuje stručný prehľad anatómie mozgu so zameraním na cievny systém. V druhej časti sa čitateľ zoznamuje s používanými zobrazovacími modalitami a ich princípom samotného zobrazovania. Tretia časť vychádza z číslicového spracovania obrazov, kde čitateľa predstavuje s obrazom vo forme 2D signálu. Následne táto časť obsahuje popis filtrov ako diskkrétne 2D operátory a prehľad filtračných techník od základných metód zvýrazňovania obrazov po metódy potlačovania šumu so zachovaním hrán. V poslednej štvrtej časti práce sa nachádza metodika a postupy spracovania patientských dát.

1 Anatómia mozgu so zameraním na cievny systém

Mozok (*cerebrum*) spoločne s miechou (*medulla spinalis*) vytvárajú centrálny nervový systém, ktorý fylogeneticky vzniká z vonkajšieho zárodočného listu (ektoderm).

Samotný mozog vzniká z hlavovej časti neurálnej trubice, ktorá sa postupne vývojom delí na päť vačkov, ktoré tvoria základ pre jednotlivé oddiely mozgu. V mozgu rozlišujeme šedú a bielu hmotu. Šedú hmotu tvoria telá neurónov. V podobe mozgovej kôry pokrývajú predný mozog a vytvára jadrá, nachádzajúce sa v jednotlivých oddieloch mozgu. Bielu hmotu tvoria výbežky (axóny) neurónov.

Jednotlivé oddiely: predĺžená miecha (*medulla oblongata*), Varolov most (*pons Varoli*), mozoček (*cerebellum*), stredný mozog (*mesencephalon*), medzimozog (*diencephalon*) a koncový mozog (*telencephalon*) sú funkčné jednotky mozgu, zabezpečujúce vegetatívne, autonómne aj motorické funkcie organizmu.

1.1 Cievne zásobenie mozgu

Pre správne fungovanie mozgu je dôležitý dostatočný prívod okysličenej krvi. Neuróny sú veľmi náchylné na nedostatok kyslíku, glukózy a na zmeny pH. Už pri minútovej zástave krvného obehu dochádza k rozsiahlemu odumieraniu nervového tkaniva. [16]

Prietok krvi mozgom tvorí približne 20% celkového srdcového výdaja. Vďaka účinným autoregulačným mechanizmom si mozog zachováva veľmi stabilný prietok aj pri rôznych zmenách krvného tlaku v ostatných častiach tela. [16]

1.1.1 Mozgové tepny

Cievne zásobovanie mozgu zabezpečujú mozgové tepny. Zobrazovanie a diagnostika mozgových tepien bývajú najčastejším predmetom klinického vyšetrenia. Z tohto dôvodu sa v práci nebudeme venovať literárnej rešerši mozgových žíl.

Do mozgu privádzajú krv dva páry tepien: *aa. vertebrales* a *aa. carotides internae*, ktoré sa svojimi vetvami na bázi mozgu prepájajú do tzv. Willisovho okruhu. [20]

Arteria vertebralis

A. vertebralis je prvou vetvou *a. subclavia*. Okrem mozgu zásobuje, miechu, mozgové a miešne pleny a hlboké krčné svaly. Jej najsilnejšou vetvou je *a. cerebelli inferior posterior*, ktorá zásobuje spodnú plochu mozočku. [5]

Arteria basilaris

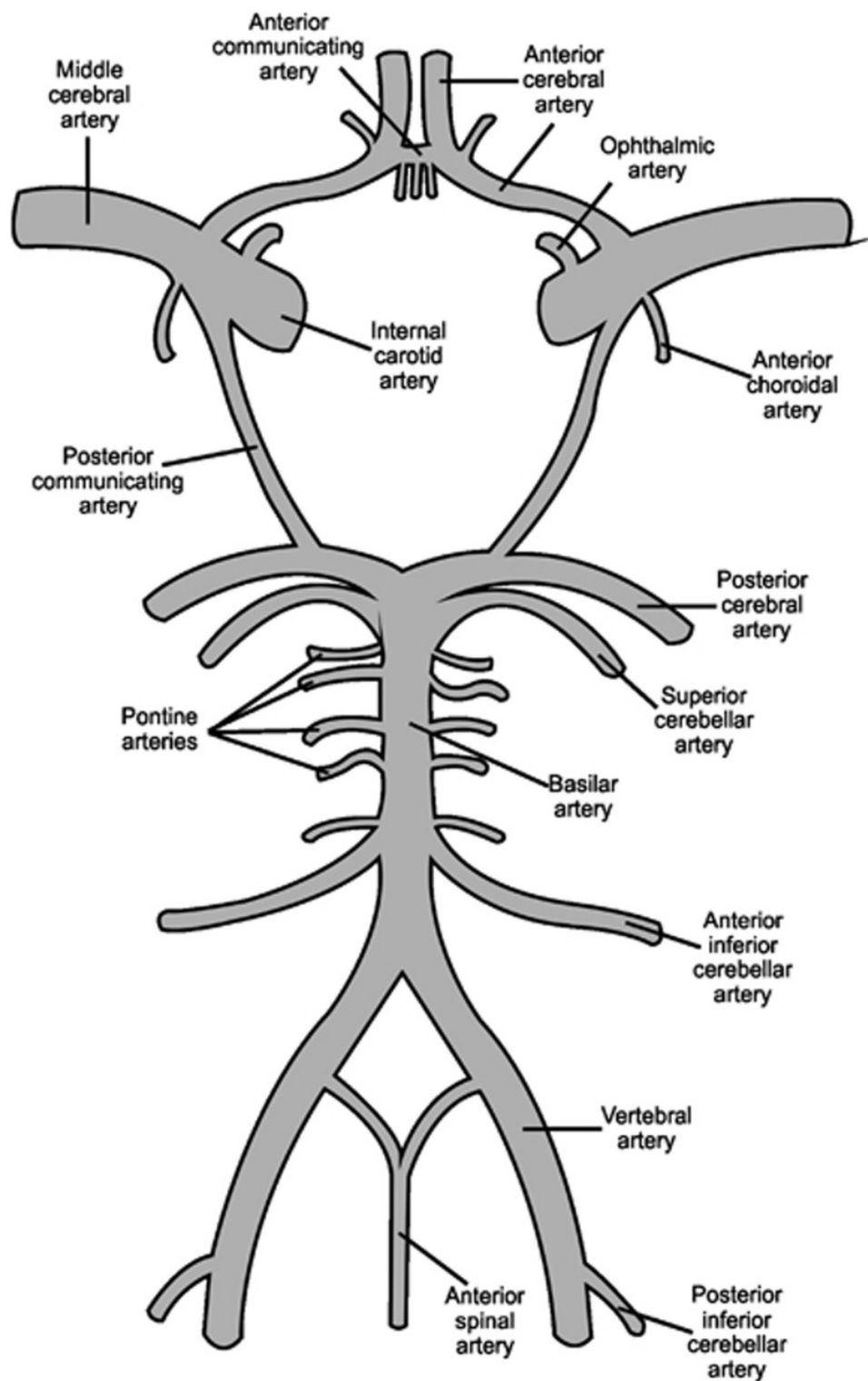
Obe *aa. vertebrales* sa na dolnom okraji Varolovho mostu spájajú a vytvárajú *a. basilaris*. Jej najsilnejšími vetvami sú *aa. cerebri posteriores*, ktoré zásobujú mediálnu a spodnú plochu spánkového a týlného laloku. Tieto tepny sa ďalej vetvia na *aa. communicantes posteriores*, tvoriace spojky pre *aa. carotides internae*. [5]

Arteria carotis interna

Delí sa na 4 časti. *Pars cervicalis* je súčasťou *sinus caroticus*, kde sa nachádzajú mechanoreceptory reagujúce na zmeny krvného tlaku. V časti *pars petrosa* vydáva malé vetvy, ktoré zásobujú sliznicu stredoušnej dutiny. V *pars cavernosa* jej vetvy zásobujú napríklad hypofýzu alebo *dura mater*. Poslednou časťou je *pars cerebralis*, kde sa nachádzajú dve konečné vetvy *a. cerebri anterior* a *a. cerebri media*. [5]

Willisov okruh

Willisov okruh (*circulus arteriosus cerebri*) je tepenná anatomická štruktúra tvorená z koncových vetví *aa. carotides internae* a *aa. vertebrales*. Zabezpečuje anastomotické, teda funkčné cievne spojenie medzi prednou a zadnou mozgovou cirkuláciou a zároveň medzi pravou a ľavou hemisférou. Má ochrannú funkciu pred ischémiou mozgu, kedy pri stenóze hlavných mozgových tepien, dokáže čiastočne zastúpiť ich funkciu krvného zásobovania mozgu. Schématické znázornenie Willisovho okruhu je ukázané na ilustrácii na ďalšej strane. [5, 20]



Obr. 1.1: Willisov okruh. [19]

2 Diagnostika a zobrazovanie mozgu a mozgových ciev

Zobrazovanie mozgových štruktúr je v dnešnej dobe veľmi častým predmetom radiologického vyšetrenia. Pre samotné zobrazenie sa využíva podobne ako u ostatných častiach tela hlavne ionizujúce žiarenie. Kvôli anatomickému uloženiu mozgu v kostenom obale lebky bol v minulosti problém mozog zobraziť a následne diagnostikovať. Klasické rentgénové (ďalej len RTG) systémy vytvárajú vždy dvojparametrické sumačné zobrazenie danej snímanej oblasti. Výsledný obraz je teda daný celkovým útlmom žiarenia v scéne, cez ktorú RTG paprsok prechádzal.

Pre diagnostiku mozgu sa využívajú modernejšie sofistikovanejšie zobrazovacie metódy. Medzi najdôležitejšie patria systémy výpočetnej tomografie, magnetická rezonancia, metódy nukleárnej medicíny a ich špeciálne aplikácie. Metódy magnetickej rezonancie a nukleárnej medicíny sú nad rámec tejto práce, preto bude popis v prípade magnetickej rezonancie menej podrobný a v prípade metód nukleárnej medicíny budú len stručne vysvetlené ich princípy.

2.1 Výpočetná tomografia

Prvý systém výpočetnej tomografie (ďalej len CT) bol navrhnutý anglickým fyzikom Hounsfieldom za pomoci amerického vedca Cormacka v 70. rokoch minulého storočia. V roku 1979 im bola udelená Nobelova cena za medicínu. [15]

Podobne ako u klasických RTG prístrojov vytvára CT systém RTG snímky, lenže vo výsledku nedostávame sumačný obraz scény, ale jednotlivé snímky z rôznych uhlov, tzv. projekcie. Dané projekcie predstavujú vektory paprskových integrálov získaných postupným posúvaním sústavy rentgénka-detektor. Vo výsledku dostávame súbor projekcií, ktoré podliehajú tzv. Radonovej transformácii (ďalej len RT) a s využitím matematických rekonštrukčných algoritmov rekonštruujeme tomografický rez (obraz) v príslušnej rovine. Vlastným výstupom RT je sinogram. Je to zobrazenie, kde na vertikálnej ose sú uhly natočenia a na horizontálnej ose posuny sústavy rentgénka-detektor. Prípadné nespojitosti na sinograme môžu značiť pohyby pacienta alebo rôzne obrazové artefakty.

Medzi matematické rekonštrukcie obrazu z projekcií patrí napríklad jednoduchá spätná projekcia (SBP). Pracuje na princípe premietnutia všetkých projekcií z Radonovho priestoru (sinogram) do obrazovej matice pod úhlami, s akými boli nasnímané. Nevýhodou je vznik tzv. hviezdicového artefaktu spôsobeného menším počtom projekcií. Ďalšou metódou je filtrovaná spätná projekcia (FBP). Je to modifikácia SBP, ktorá hovorí, že ak pred vykonaním SBP budeme filtrovať jednotlivé

projekcie, získame nezkreslený obraz. Používaný filter sa nazýva RAMP filter, ktorý má nezápornú amplitúdovú frekvenčnú charakteristiku. V prípade existencie šumu však dochádza k jeho zosilneniu. V súčasnosti najpoužívanejšou metódou je iteratívna rekonštrukcia využívajúca algebraické vyjadrenie. Je založená na počítačnom odhade meraných projekcií, následnej doprednej projekcie odhadu a korekčnom kroku. Tento postup sa opakuje až do splnenia predom určenej podmienky.

Výsledný obraz, tomogram, je matica pixelov reprezentujúca lineárne koeficienty útlmu jednotlivých elementárnych objemov (voxely) v rovine rezu. Body tomogramu sú rôzneho odtieňu šedi. Hodnoty odtieňov šedi vychádzajú z koeficientov útlmu, ale kvôli ich silnej závislosti na energii fotónov RTG žiarenia boli zavedené tzv. CT čísla. CT číslo vzťahuje aktuálny koeficient útlmu k lineárnemu koeficientu útlmu vody alebo vzduchu. Jednotkou je Hounsfieldova jednotka (HU). [15]

Konštrukcia CT systémov prešla v priebehu vývoja piatimi generáciami. Prvá a druhá generácia pracovala na princípe synchronného pohybu rentgény a detektoru (pre 2. generáciu už viacej detektorov), ale RTG zväzok ešte nepokryl celú scénu. Tretia a štvrtá generácia využíva rotačného pohybu rentgény a poľa detektorov. Piata generácia ako jediná nevyužíva rentgénku. Pracuje na princípe elektrického vychyľovania zväzkov elektrónov, emitované elektrónovým delom. Tento systém našiel okrajové využitie v kardiológii, ale v praxi sa veľmi málo používa. V súčasnosti sa využívajú systémy 3. generácie, vďaka technológii slip-ring, systému trecích kartáčov, ktoré napájajú rentgénku a detektory. Technológia umožňuje veľmi rýchle otočenie celého gantry – desatiny sekundy. Rentgénka býva rotačného typu, má vysoké tepelné vlastnosti a sú chladené prevažne olejom. Systémy obsahujú podobne ako klasické RTG prístroje primárnu a sekundárnu clonu pre vymedzenie užitočného zväzku žiarenia a pre potlačenie Comptonovho rozptylu. Súčasné detektory sú viacvrstvové. Sú to scintilačné detektory usporiadané do matice s vysokou detekčnou účinnosťou a krátkou mŕtvou dobou.

2.1.1 CT vyšetrenie mozgu

Systémy výpočetnej tomografie majú vďaka zisku jednotlivých tomogramov lepšie priestorové aj kontrastné rozlíšenie oproti klasickému projekčnému zobrazovaniu. Z toho dôvodu je systém CT pre mozog asi najčastejšou zobrazovacou metódou.

Indikáciami vyšetrenia sú lokalizácie nádorových ložisiek, aneurizmy, zápaly alebo krvné zrazeniny napríklad po prekonaní cievnej mozgovej príhody. Výhodou CT je hlavne samotná rýchlosť vyšetrenia (5 - 10 minút), čoho sa využíva napríklad v urgentnej medicíne. Nevýhodou je vyššia dávka žiarenia pre pacienta v porovnaní s bežnou skiagrafiou. Preto je zásadné dodržiavanie princípu ALARA, teda nastavenie akvizícií systému pre čo najnižšiu dávku žiarenia pre pacienta, ale na druhej

strane zase pre získanie užitočného výsledku.

Pre zvýšenie kontrastu v určitých tkanivách je podobne ako u skiaskopických vyšetrení možnosť využiť jódové kontrastné látky (ďalej len KL). Tzv. CT angiografia mozgu prebieha tak, že sa intravenózne aplikuje bolus kontrastnej látky a v okamžiku jej najvyššej koncentrácie v mozgových tepnách sa urobí séria tenkých snímok. Po angiografickom vyšetrení môžu nastať komplikácie spojené buď po samotnom zákroku alebo s použitou kontrastnou látkou. Najčastejším problémom býva vznik hematómu po vpichu. Menej časté a nebezpečnejšie sú arytmie, uvoľnenie trombu, či embólie. Kontrastná látka môže vyvolať alergickú reakciu sprevádzanú kŕčami, hypotenziou alebo tachykardiou. Ďalším problémom môže byť chemotoxicita látky, ktorá podľa zasiahnutého orgánu môže spôsobiť napríklad zlyhanie obličiek, kardiotoxicitu alebo neurotoxicitu.

2.2 Magnetická rezonancia

Magnetická rezonancia (ďalej len MR) ako zobrazovací systém bola skonštruovaná arménsko-americkým lekárom Raymondom Damadianom. Zobrazovanie MR (ďalej len MRI) sa považuje za doposiaľ najdokonalejšiu diagnostickú metódu. [15]

Princíp javu magnetickej rezonancie vychádza z podstaty, že jadrá atómov z nepárnym počtom nukleónov majú nenulový celkový spin jadra. Protóny, neutróny a elektróny majú nenulové spinové kvantové číslo. Od jadrového spinu (jadrový spinový moment hybnosti) sa odvíja aj magnetický moment jadra daný súčinom gyromagnetického pomeru izotopu a veľkosti spinového momentu hybnosti. Obidve veličiny sú vektory, majú svoj smer a z dôvodu neusporiadaného tepelného pohybu molekúl je ich výslednica nulová. Výslednicu všetkých vektorov magnetického momentu v jednotkovom objeme látky nazývame vektor magnetizácie. [15]

Po vložení takýchto jadier do vonkajšieho magnetického poľa o indukcii B sa zmení orientácia vektora magnetizácie, ktorá bude sprevádzaná precesným pohybom vektora magnetizácie okolo vektora magnetickej indukcie s určitou tzv. Larmorovou frekvenciou. Proces zobrazovania začína excitovaním magnetických momentov jadra do vyššieho energetického stavu. Využívame rádiovfrekvenčné (ďalej len RF) pulzy, ktoré sú v rezonancii s Larmorovou frekvenciou. Rôznymi nastaveniami RF pulzov sklápame vektor magnetizácie o určitý uhol a jeho návrat do ustáleného stavu v podobe signálu postupne spracovávame. Pri zobrazovaní a diagnostike excitujeme vodíkové jadrá z dôvodu ich najväčšieho zastúpenia v ľudskom tele. [15]

Z prístrojového hľadiska pozostáva systém z hlavného magnetu – väčšinou supravodivá cievka generujúca konštantné homogénne magnetické pole. Ďalej sa tu nachádzajú tzv. gradientné cievky, ktoré úmyselne narúšajú homogenitu poľa v určených smeroch a nakoniec vysielacie a prijímacie cievky, ktoré generujú a prijímajú

RF pulzy. [15]

2.2.1 MRI mozgu

Zobrazovanie mozgu pomocou javu MR prináša najpresnejšie výsledky z hľadiska morfológie. Kvôli rôznej hustote vodíkových jadier v rôznych tkanivách a častiach tela má táto metóda vysoké kontrastné rozlíšenie – maximálne rozlíšenie v rádoch desiatín milimetra. Výstupom je podobne ako u CT tiež tomogram, ktorý získavame tzv. pozíčným kódovaním prostredníctvom troch gradientných cievok, ktoré vytvárajú určitý gradient magnetického poľa v jednotlivých rovinách. Ďalšou výhodou okrem vysokého rozlíšenia je absencia ionizujúceho žiarenia, teda je to bezpečná metóda aj pre deti či tehotné ženy. Nevýhodami sú dlhá doba vyšetrenia (20 až 40 minút), hlučnosť prístroja a vysoká cena samotného prístroja. Indikáciami pre vyšetrenie sú podobné ako u CT napríklad lokalizácia nádorových a zápalových ložisiek, zrazeniny a iné. MRI sa využíva aj pre potvrdenie určitej diagnózy, ktorú vyšetrenie CT nedokázalo jednoznačne preukázať. Kontraindikáciami sú MR nekompatibilné kardiostimulátory, kovové implantáty, či tetovania obsahujúce ťažké kovy, kedy hrozí riziko značných popálenín. [15]

Magnetická rezonančná angiografia

Parametrom pre zobrazovanie pomocou MR nemusí byť len hustota vodíkových jadier, ale aj ich pohyb. Znamená to, že dokážeme zobraziť prietok krvi alebo mozgomiešneho moku. Výhodou oproti RTG angiografii je, že nemusíme vždy využívať kontrastné látky. Metódy magnetickej rezonančnej angiografie (ďalej len MRA) teda delíme na metódy s kontrastnou látkou a bez kontrastnej látky. [8]

MRA s kontrastnými látkami pozostáva zo zhotovenia troch snímok. Táto metóda rozlišuje fázu plnenia artérií krvou od fázy plnenia žíl. Počas vyšetrenia sa najprv zhotoví porovnávací snímok bez KL, potom snímok v arteriálnej fáze (KL v artériách) a nakoniec vo venóznej fáze (KL v žilách). Výsledný MRA obraz je daný odčítaním obrazov arteriálnej a venóznej fázy od porovnávacieho snímku. Ako KL sa používajú látky na bázy zlúčenín kovov (napr. gadolínium). [8]

MRA bez kontrastných látok je založená na princípe zmeny fázy precesného pohybu jadier a veľkosti vektoru magnetizácie po aplikácii gradientného poľa. Tieto zmeny pozorujeme buď ako stratu signálu alebo naopak jeho zisk. Od týchto variant rozlišujeme dve metódy. Metóda fázového kontrastu (PC MRA) využíva straty signálu. Po vybudení stacionárneho tkaniva RF pulzom získavame silný signál, ale vybudené častice krvného toku snímanú scénu opúšťajú a vo výsledku nezískavame žiadny signál. Táto strata signálu je typická len pre vysoké rýchlosti toku krvi. Pri

nízkych rýchlostiach k strate nedochádza. Výsledný obraz je daný rozdielom medzi obrazmi pred a po aplikovaní gradientu. Metóda Time Of Flight (TOF MRA) naopak pracuje so získaním signálu. Využívame sled rýchlych RF pulzov, kedy stacionárne tkanivo nestihne zrelaxovať po prvom pulze, preto dáva slabý signál, ale častice krvi, ktoré do tejto oblasti pritekajú sú vybudené práve nasledujúcim pulzom a dávajú silný signál. Tento silný signál je daný tzv. efektom prítoku. Nevýhodou tejto metódy je, že takýto signál získame len z prvej tomovrstvy, do ktorej krv priteká a v nasledujúcich vrstvách pozorujeme pokles signálu, pretože častice krvi nestihnú zrelaxovať. [6, 8]

2.3 Digitálna subtrakčná angiografia

Metóda digitálnej subtrakčnej angiografie (ďalej len DSA) je moderná technika používaná prevažne k zobrazeniu ciev, ale aj k hodnoteniu krvného toku či prekrvenia skúmaného tkaniva. Princíp DSA spočíva v aplikovaní KL intravenózne alebo intraarteriálne podobne ako u klasickej angiografie. Rozdiel je v tom, že počas vyšetrenia zhotovujeme dva snímky, jeden pred a druhý po aplikácii KL. Následne vykonáme subtrakciu, teda odčítania natívneho snímku od snímku s KL. Vo výsledku získavame vysoko kontrastný obraz, v ktorom sú potlačené okolité štruktúry (kosti, svaly, a iné) a práve zvýraznený tok krvi. V praxi je však dosiahnutie kvalitnej DSA zložité, pretože štruktúry na oboch snímkoch musia byť presne lokalizované na rovnakých pozíciách. V prípade nedodržania tejto podmienky hrozí, že okrem zvýšenia kontrastu krvi, sa zvýši aj kontrast práve rozdielov spôsobených nepresnou zhodou obrazov. [12]

Metóda DSA sa využíva prevažne k diagnostike mozgových tepien z dôvodu prekrývania artérií kosťami lebky a chrbtice. Preto je veľmi dôležitý pre a postprocessing získaných snímkov pre dosiahnutie kvalitnej DSA.

2.4 Metódy nukleárnej medicíny

Zobrazovacie systémy nukleárnej medicíny využívajú pre diagnostiku rádioaktívne látky. Na rozdiel od vyššie spomínaných systémov, zdroj ionizujúceho žiarenia sa nachádza v tele pacienta a preto ich zaradujeme medzi aktívne zobrazovacie systémy. Zobrazujeme koncentráciu nestabilného rádionuklidu v záujmovej časti tela. Podobne ako u systémov pracujúcich s RTG žiarením, delíme dané systémy na sumáčne a tomografické. Vo výsledku nezískavame informácie o morfológii snímanej scény, ale snímame jej aktivitu prostredníctvom aplikovaného rádiofarmaka, teda

získavame funkčné zobrazenie. V praxi sa využíva troch typov systémov: planárna gamagrafia, SPECT a PET. [12]

2.4.1 Planárna gamagrafia

Metódu planárnej gamagrafie zaraďujeme podobne ako klasické RTG prístroje medzi sumačné systémy, teda dochádza k sumácii fotónov pri detekcii. Využitelnosť detekovaného signálu je len približne 0,1 %, pretože každý bod žiari všetkými smermi. Ako zdroj žiarenia sa používa rádiofarmakum značené gama žiaričom. Najčastejšie využívaný je ^{99m}Tc . Fotóny gama majú ďaleký dosah v tkanive a pri ich interakcii s tkanivom pozorujeme obdobné účinky ako u RTG žiarenia ako fotoelektrický jav, alebo Comptonov jav. [12]

Detekčným zariadením planárnej gamagrafie je tzv. scintilačná (Angerova) kamera pozostávajúca zo sady kolimátorov, scintilačného kryštálu a fotonásobičov. Absorpčné kolimátory sú lamely, ktoré vymedzujú užitočný zväzok žiarenia. Na scintilačnom kryštále dochádza ku konverzii gama žiarenia na viditeľné svetlo, ktoré následne dopadá na fotokatódu a výsledný signál je zosilnený sústavou fotonásobičov. Snažíme sa detekovať jednotlivé fotóny, teda jedná sa o impulznú detekciu. [12]

2.4.2 SPECT

Metóda SPECT je rozšírenie planárnej gamagrafie o ďalšie scintilačné kamery, ktoré spoločne pod rôznymi uhlami rotujú okolo pacienta a vytvárajú tomografické obrazy prostredníctvom rekonštrukčných metód podobne ako u CT. SPECT rieši problematické sumačné zobrazenie a umožňuje presnú lokalizáciu určitej patológie v snímanej scéne. Kamery pracujú v režime "step and shoot", čo znamená, že snímajú v predom definovaných uhloch. [12]

2.4.3 Pozitrónová emisná tomografia

Pozitrónová emisná tomografia (ďalej len PET) je najdokonalejšou zobrazovacou metódou nukleárnej medicíny. Dosahuje lepšie priestorové rozlíšenie než v prípade metódy SPECT. Používané rádiofarmakum je v tomto prípade pozitrónový žiarič, často sa používa fluórdeoxyglukóza (FDG). Daný rádioizotop emituje pozitróny, ktoré majú v tele krátky dosah, ale rýchlo anihilujú s voľným elektrónom za vzniku dvoch fotónov gama s energiou 511 keV, ktoré sa šíria presne opačným smerom. [12]

Dôsledkom anihilačného žiarenia sa využíva aj iného spôsobu detekcie než u SPECT. Pracuje sa s tzv. koincidenčnou elektronickou detekciou, čo znamená, že

impulz bude zaznamenaný len prípade, ak obidva fotóny dorazia k detektorom v rovnaký čas. Z tohto dôvodu sa na použité detektory kladú prísnejšie požiadavky ako krátka mŕtva doba alebo veľmi rýchla detekčná schopnosť. Stále sa využívajú scintilačné detektory rozmiestnené okolo pacienta v prstenci. Veľmi dobrým materiálom je lutécium orthosilikát (LSO). [12]

Metódy SPECT a PET bývajú súčasťou hybridných systémov, napríklad SPECT-CT, PET-CT alebo PET-MR. Výsledné obrazy obsahujú funkčnú aj anatomickú informáciu o snímanej scéne a v prípade kombinácie s CT dochádza ku korekcii útlmu pomocou CT čísiel, kvôli všesmerovému charakteru žiarenia gama, čo zlepšuje výsledný kontrast a rozlíšenie. Systémy PET-MR obdobne využívajú jav magnetickej rezonancie pre korekciu útlmu anihilačného žiarenia. [12]

3 Metódy filtrácie obrazových dát

Obrazy z hľadiska ich spracovania môžeme chápať ako viacrozmerné signály. Sú to funkcie polohových vektorov, ktoré obsahujú buď skalárne hodnoty (šedotónové, binárne obrazy) alebo vektorové hodnoty (farebná reprezentácia). Pri spracovávaní obrazov postupujeme obdobne ako u jednorozmerných signálov, len v tomto prípade musíme jednotlivé metódy rozšíriť o ďalší rozmer. Základným elementárnym signálom (funkciou) je 2D Diracov impulz. Ďalej pozorujeme 2D harmonický signál chápaný ako harmonická časť obrazu, ktorá je popísaná funkciou sinus alebo cosinus, lenže pre každý rozmer rozlišujeme inú frekvenciu. Špeciálnym parametrom obrazu je jeho jasový profil charakterizovaný 1D funkciou o novej priestorovej súradnice, kde funkčnou hodnotou je hodnota jasú pôvodného obrazu. [12]

Pri procese spracovania obrazov pracujeme podobne ako u 1D sínálov častejšie s ich digitalizovanou formou. Priestorové vzorkovanie obrazu pozostáva s vynásobením obrazovou funkciou so vzorkovacou funkciou. Vzorkovacia funkcia je sled Diracových impulzov v smere x a y so vzorkovacou frekvenciou U pre jeden smer a V pre druhý. Následne daný obraz váhujeme určitým váhovacím oknom, aby sme obraz obmedzili na konečnú veľkosť. Násobenie v priestorovej oblasti sa prejaví konvolúciou spektra obrazu a váhovacieho okna a pri použití niektorých okien môžu vzniknúť vo výsledku parazitné priestorové frekvencie. Ďalším krokom je kvantovanie jasových hodnôt, teda zaokrúhľovanie hodnoty podľa najbližšieho násobku kvantovacieho kroku, čo sa v obraze prejavuje ostrými hranami. Tento kvantovací šum môžeme zmierniť zvýšením kvantovacích hladín. Pri procese vzorkovania je dôležité splniť požiadavky vzorkovacieho teorému, aby sa predišlo aliasingu. [12]

Digitálny obraz prezentujeme často vo forme matice, kde každý prvok matice, pixel, je časť obrazu s konštantnou hodnotou jasú. Celkový počet pixelov udáva rozlíšenie obrazu, počet kvantovacích hladín zase dynamiku obrazu (napríklad 8 bitov = 256 hladín). [12]

3.1 Filtre ako diskkrétne 2D operátory

Diskkrétne 2D operátory môžeme v priestorovej oblasti charakterizovať ako zobrazenie pôvodnej obrazovej matice do novej. Jednotlivé operátory sa klasifikujú do rôznych tried v závislosti na uvažovanom kritériu. Z hľadiska linearity delíme operátory na lineárne, u ktorých platí princíp superpozície a na nelineárne. Podľa spôsobu získavania jednotlivých elementov výstupnej matice rozlišujeme globálne operátory, kedy každý prvok je počítaný z celej vstupnej obrazovej matice, ďalej bodové operátory, pri ktorých sa výstupný element získava len transformáciou (matematickou funkciou) odpovedajúceho vstupného elementu a nakoniec lokálne operátory, kedy

sa výstupné prvky počítajú s určitého okolia prvkov vo vstupnej matici, pričom veľkosť tohto okolia (masky) musí byť menšia než veľkosť celej vstupnej matice. Posledné rozdelenie operátorov vychádza z ich premenlivosti v priestore. Isoplanárne operátory sú priestorovo invariantné, teda nemenné a anisoplanárne operátory sú naopak v priestore premenlivé. [12]

Táto kapitola sa bude prevažne zaoberať problematikou lokálnych operátorov, pretože práve tieto systémy predstavujú v samotnom spracovávaní obrazov s väčšej časti používané filtre. Bodové operátory ako už bolo spomínané využívajú rôzne matematické funkcie k transformácii jedného vstupného prvku na jeden prvok výstupný. Ich využitie nájdeme spolu s filtrami v metódach zvýrazňovania obrazov. Globálne operátory prepočítavajú jednotlivé výstupné elementy z celkovej vstupnej matice. Najpoužívanejším a dôležitým príkladom je 2D Fourierova transformácia, ktorá daný obraz transformuje z priestorovej oblasti do frekvenčnej, teda výstupom je spektrum obrazu. [12]

3.1.1 Všeobecný lineárny diskretný 2D operátor

Takýto operátor predstavuje najbežnejšiu formu operátora, z ktorého sú odvodené jednotlivé konkrétnejšie operátory. Pracuje na princípe, že každý výstupný prvok (bod) je všeobecne ovplyvnený každým bodom vstupného obrazu. Je popísaný nasledujúcou funkciou:

$$g_{i,k} = \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} f_{m,n} h_{m,n,i,k}, \quad (3.1)$$

kde h je váhová funkcia, podľa ktorej sa vypočítavajú výstupné body obrazu. Váhová funkcia je zároveň impulznou charakteristikou (PSF) operátora, teda je to odozva operátora na jednotkový impulz. [12]

Vo výsledku je výstupný obraz získaný lineárnou kombináciou vstupnými hodnotami pixelov a bodmi PSF. V prípade takéhoto operátora je váhová funkcia štvorrozmerná, pretože je závislá na pozíciách výstupného obrazu i,k a prvé dva rozmery má totožné s rozmermi pôvodnej obrazovej matice. [12]

3.1.2 Všeobecný lineárny lokálny operátor

Lokálne operátory sa od všeobecného operátora líšia tým, že ich váhová funkcia h nemá prvé rozmery totožné so vstupným obrazom, ale je obmedzená na menšie rozmery o veľkosti $L \times L$. Takýto operátor je popísaný rovnicou:

$$g(i, k) = \sum_{m=i-L/2}^{i+L/2} \sum_{n=k-L/2}^{k+L/2} f(m, n) h_{i,k}(m - i, n - k). \quad (3.2)$$

Maska h sa väčšinou volí ako nepárna, pretože pri počítaní jednotlivých hodnôt výstupnej matice g sa h umiestňuje na vstupnú maticu v takej pozícii, aby centrálny bod h korešpondoval s práve počítanou hodnotou pixelu $f_{i,k}$. Výsledná hodnota pixelu vo výstupnej matici je daná sumou súčinov práve prekrývajúcich sa vstupných pixelov s maskou h . [12]

Váhovacia funkcia je opäť štvorrozmerná, pretože operátor stále závisí na pozíciách i,k . Z tohto dôvodu bývajú lokálne operátory prevažne anisoplanárne. V rovnici je možno pozorovať, že jednotlivé sumy začínajú od $-L/2$ po $+L/2$. Je to kvôli tomu, že maska h sa indexuje od stredu, teda počiatočný bod $(0,0)$ je v strede masky. [12]

3.1.3 Konvolučný operátor

Špeciálnym prípadom lokálneho operátora je jeho priestorovo invariantná varianta. Znamená to, že váhovacia maska h je pre všetky body i, k rovnaká. Podľa tejto skutočnosti je možné prepísať rovnicu bežného lokálneho operátora do nasledujúceho tvaru:

$$g(i, k) = \sum_{m=-\text{int}L/2}^{L/2} \sum_{n=-\text{int}L/2}^{L/2} f(i - m, k - n)h(-m, -n). \quad (3.3)$$

Takýto predpis popisuje diskretnú konvolúciu konečných matíc f a h . Na základe všeobecnej rovnice pre 2D diskretnú konvolúciu môžeme označiť $h(-m, -n) = h(m, n)$, teda pôvodnú váhovaciu masku otočíme o 180° . Vďaka tomuto tvrdeniu je možné dokázať, že funkcia $h(m, n)$ je impulznou charakteristikou (PSF) daného operátora. [12]

Na základe týchto záverov môžeme povedať, že priestorovo invariantné lineárne operátory realizujú diskretnú konvolúciu vstupného obrazu s otočenou PSF daného operátora o 180° , preto názov konvolučné operátory. [12]

Diskretnú konvolúciu je možné realizovať aj vo frekvenčnej oblasti. Vychádza sa z konvolučného teorému, ktorý hovorí, že v priestorovej oblasti je výsledný filtrovaný obraz daný konvolúciou vstupného obrazu a impulznej charakteristiky systému, zatiaľ čo vo frekvenčnej oblasti je výstup daný násobením spektra obrazu s frekvenčnou charakteristikou systému. Kvôli periodizácii spektra diskretných obrazov nie je výstupný obraz výsledkom lineárnej konvolúcie, ale kruhovej. [12]

3.2 Metódy zvýrazňovania obrazov

Zvýrazňovanie obrazov zahrnuje súbor určitých metód, ktoré selektívne uprednostňujú niektoré rysy obrazu na úkor ostatných. Je to teda typ spracovávania, kedy vstupe položíme obraz a vo výstupe získavame z hľadiska množstva informácií rovnaký obraz, ktoré sa ale ľudskému oku javí lepší. Zvýrazňovanie obrazov zlepšuje

subjektívny dojem spracovávaného obrazu, čo môže byť prínosné napríklad v následnej analýze obrazu alebo v diagnostike (rádiológia). Dôležité je poznamenať, že v tomto prípade nedochádza k zvýšeniu kvality spracovávaného obrazu, ani nemôžeme získať neskreslený obraz. [12]

Jednotlivé metódy zvýrazňovania môžeme rozdeliť podľa typu používaných operátorov. Bodové operátory, väčšinou nelineárne, sa využívajú najčastejšie na transformáciu kontrastu. Princípom tejto metódy je prepočítanie jednotlivých jasových hodnôt pomocou určitej matematickej funkcie. Veľmi často bývajú takéto transformácie vyjadrené tzv. LUT tabuľkou ('lookup table'). Ďalšou používanou technikou je ekvalizácia histogramu, kde vychádzame z domnienky, že obraz sa zdá ľudskému oku lepšie, keď sú jeho hodnoty jas rovnomerne zastúpené. Poslednou častou metódou využívajúcu bodové operátory je pseudofarbenie. Táto technika sa využíva napríklad na lepšie odlíšenie stupňov šedi, kedy niektoré časti obrazu zvýrazníme falošnými farbami. [12]

Metódy, ktoré využívajú lokálne operátory, teda filtre, budú v tejto práci popísané podrobnejšie. V praxi sa najviac využívajú metódy potlačenia šumu, zvýraznenia hrán a ostrenie obrazov. [12]

3.2.1 Potlačovanie šumu

Medzi základné a najpoužívanejšie metódy predspracovania obrazov patrí práve potlačovanie šumu. Šum ako parazitná zložka je súčasťou takmer každého zhotoveného obrazu. Je dôsledkom napríklad chybného kvantovania u A/D prevodníka, vysokej teploty snímača alebo zlého osvetlenia. Podľa toho, v akom vzťahu je daný šum s užitočným obrazom, ho delíme na viacero kategórií. Najčastejšie býva šum popisovaný podľa jeho priestorovej distribúcie v obraze a matematického vzťahu k jednotlivým pixelom obrazu. Z toho dôvodu sa najviac stretávame s tzv. aditívnym bielym (v niektorej literatúre šedým) gaussovským šumom a impulzným šumom. Pri procese potlačovania šumu je dôležité podotknúť, že jednotlivé zložky šumu bývajú často ne rovnakých frekvenciách ako užitočné zložky šumu a filtrácii dochádza k strate ostroti výsledného obrazu. Preto je potrebné pri navrhovaní masky filtra voliť určitý kompromis. [12]

Aditívny biely šum s Gaussovým rozložením

Takýto šum vzniká práve pri snímaní obrazu. Je generovaný náhodným procesom s Gaussovým rozložením, teda jeho stredná hodnota je rovná nule a s pôvodným obrazom je nekorelovaný. Postihuje všetky hodnoty pôvodných pixelov jednoduchým pričítaním zložky šumu k danému pixelu. Pri potlačovaní tohto šumu sa najviac využíva metóda priemerovania.

Jedným zo spôsobov ako biely šum potlačiť je s využitím kumulácie. Vychádza sa z podstaty, že pri dostatočne veľkom počte obrazov rovnakej statickej scény je možné prostredníctvom kumulácie týchto obrazov daný šum odstrániť. Využíva sa práve nulovej strednej hodnoty šumu, kedy jednotlivé šumové zložky majú pri opakovaných realizáciách tendenciu sa kompenzovať. Znižuje sa stredný výkon šumu, ktorý je definovaný len jeho rozptylom. Vo výsledku je možné pri dostatočne veľkej sérii snímok šum značne potlačiť. V praxi sa ale metóda kumulácie málokedy využíva z dôvodu nedostupnosti takejto statickej série obrazov. Preto sa častejšie využívajú metódy s použitím filtrov. [12]

V prípade, kedy je dostupná len jedna realizácia snímanej scény, nemôžeme použiť metódu kumulácie, ale metódy lokálneho priemerovania. Jednotlivé pixely postihnuté šumom nahradzujeme priemernou hodnotu predom vybraného okolia. U väčšiny obrazov nenastáva situácia, že vybrané okolie pixelov bude mať konštantnú intenzitu, čo vo výsledku znamená, že vplyvom postupného priemerovania dochádza k rozmazávaniu filtrovaného obrazu. Platí, že čím väčšie je použité okolie, tým lepšie sa potlačia šumové zložky a zlepši sa pomer signálu k šumu (SNR), lenže na druhej strane dochádza aj k väčšej strate ostrosti obrazu. V praxi sa bežne využíva priemerujúcich filtrov typu dolná prepust', kde maska filtra reprezentuje okolie v obraze. Takýto filter odstraňuje vysokofrekvenčné zložky šumu. Vhodný výber masky hraje značnú úlohu medzi výsledným SNR a stupňom rozmazania. [12]

Problém so stratou ostrosti čiastočne rieši metóda tzv. adaptívneho vyhladzovania obrazu. Využíva sa rôzneho stupňa vyhladzovania v závislosti na pozícii masky. V hladkej oblasti obrazu, kde je šum značne rušivý, je vyhladzovanie rozsiahlejšie a v oblastiach s určitými štruktúrami je daný stupeň nízky alebo sa nevyhladzuje vôbec. Ďalšou možnosťou je metóda tzv. priemerovania s rastúcim okolím, kedy dané okolie má na začiatku veľkosť aktuálneho pixelu a postupne sa zväčšuje v smere, kde je obraz hladší (rovnomernejšie hodnoty pixelov). Detailnejšie oblasti alebo hrany nie sú v okolí zahrnuté. Takýto filter je vo svojej podstate priestorovo variantný. [12]

Impulzný šum

Impulzný šum vzniká pri chybnom kvantovaní obrazu v A/D prevodníku. Na rozdiel od bieleho šumu postihuje náhodne len niektoré pixely pôvodného obrazu. Nadobúda binárnych hodnôt, ktorými postihnuté pixely priamo nahradzuje.

Pri potlačovaní impulzného šumu je dôležité detegovať falošné pixely. Využíva sa plávajúceho okna (okolia), kedy sa počíta absolútna hodnota diferencie aktuálne testovaného pixela s okolím vzhľadom k nastavenému parametru, ktorý predstavuje senzitivitu detektora. Po nadetegovaní falošného pixela nasleduje jeho nahradenie inou hodnotou. Náhradnú hodnotu je možné získať napríklad priemernou hodnotou

okolía (bez falošného pixela), rôznymi interpolačnými technikami alebo použitím hodnoty susedného pixela. [12]

Inou možnosťou, ktorá spolu zahrnuje detekciu aj náhradu je využitie nelineárnych filtrov založených na triedení, najčastejšie mediánový filter. Volí sa maska s dĺžkou strany $L - 1$ (nepárna strana), z ktorej sa následne vytvorí usporiadaná postupnosť hodnôt pixelov a vyberie sa medián. Hodnota mediánu sa dosadí za príslušný pixel, ktorý je väčšinou centrálny vzhľadom k maske. Oproti priemerujúcemu filteru nie je výsledný obraz rozmazaný, ale medián odstraňuje okrajové hodnoty pixelov, čím spôsobuje skreslenie detailov v obraze. [12]

3.2.2 Zvýrazňovanie hrán a zostrovanie obrazov

Dôvod, prečo sa okrem potlačovania šumu zvýrazňujú hrany a zostruje obraz je kvôli už vyššie spomínanému subjektívnemu dojmu pozorovateľa. Pre ľudské oko je obraz najkvalitnejší, ak v rámci vlastného rozlíšenia dokáže rozoznať čo najviac detailov. Pri zhotovovaní snímkov, či už v oblasti medicíny (RTG, CT, atď.) alebo iných zameraniach, dochádza často vo výsledku k rozmazaným oblastiam v obraze. Väčšinou to býva následkom zlej fokusácie alebo pohybu snímanej scény. Ostré detaily v obraze je možné popísať buď v priestorovej alebo spektrálnej oblasti. V priestorovej oblasti pozorujeme ostrý detail ako rýchly nárast jasových hodnôt v určitom smere. V spektrálnej (frekvenčnej) oblasti je daný stupeň ostrosti reprezentovaný vyššími priestorovými frekvenciami. [12]

Zvýrazňovanie hrán

Cieľom tejto metódy je získať obraz so zvýraznenými hranami, ktorý sa využíva napríklad k detekcii určitých objektov v obraze alebo k jeho segmentácii. Predstava hrán vychádza z poznatku, že rozmazanie obrazu je výsledkom integrácie a s použitím inverznej operácie, teda derivácie, dokážeme zvýšiť ostrosť daného obrazu. Takéto operácie môžu byť izotropické alebo anizotropické. [12]

Medzi anizotropické operácie sa zaraďujú parciálne derivácie podľa jednotlivých osí obrazu. Výsledkom sú zvýraznené také hrany, ktoré korešpondujú s príslúchajúcou osou danej parciálnej derivácie. Tento typ zvýrazňovania sa používa v prípadoch, keď je dané rozmazanie anizotropické. Pre diskkrétne obrazy musia byť derivačné operátory aproximované na tzv. diferenčné operátory, ktoré sú založené na rozdielových hodnotách medzi pixelmi. Sú realizované ako FIR konvolučné filtre typu horná priepust'. [12]

Kombináciou parciálnych derivácií (diferencií) rôzneho stupňa sú odvodené častejšie využívané izotropické operátory. Najpoužívanějšími sú absolútna hodnota gradientu, definovaná ako druhá odmocnina súčtu druhých parciálnych derivácií, a Lap-

laceov operátor (Laplacian), definovaný ako suma druhých parciálnych derivácií. Výsledkom obidvoch operátorov je obraz s extrahovanými a zvýraznenými hranami. V diskretnej sfére je nevyhnutné dané operátory znovu aproximovať pomocou diferencií. V prípade Laplaciana je pre aproximáciu druhých parciálnych derivácií vhodné použiť dvojnásobnú aplikáciu jednotlivých diferenčných operátorov. Laplaceov operátor je veľmi citlivý na šumové zložky v obraze. Z tohto dôvodu sa v praxi často používa modifikácia tohto operátora, ktorá sa nazýva 'Laplacian of Gaussian'. Z matematického hľadiska je to súčin Laplaceovej masky s gaussovskou maskou. Vo výsledku je možné v priebehu jednej konvolúcie odfiltrovať gaussovský šum a zároveň zvýrazniť hrany obrazu. [12]

Zostrenie obrazu

Nevýhodou metód zvýrazňovania hrán je výsledný upravený obraz, ktorý neobsahuje informácie pôvodného obrazu. Diferenčné operátory majú nulovú strednú hodnotu. Túto skutočnosť zabezpečujú zostrovacie operátory, ktoré boli odvodené z techniky neostrého maskovania, kedy odčítanie rozmazanej verzie obrazu od pôvodného obrazu vedie k zvýšeniu ostroty. V praxi sa zostrovacie operátory odvodzujú ako rozdiel originálneho obrazu váhovaného tzv. koeficientom ostroty a jeho nízkofrekvenčnou (rozmazanou) verziou. [12]

Zvýšenú ostrosť obrazu je možné dosiahnuť aj v spektrálnej oblasti. Určitou modifikáciou spektra, napríklad vynulovaním nízkofrekvenčných zložiek, sa zvýši vplyv vysokých frekvencií a následnou inverznou Fourierovou transformáciou sa dosiahne ostrejšieho obrazu. [12]

Účinnnejším riešením zostrovania obrazu je metóda adaptívneho ostrenia. Vychádza zo skutočnosti, že proces ostrenia zvyšuje podiel vysokofrekvenčných šumových zložiek. Princíp tejto metódy je podobný ako pri adaptívnom potlačovaní šumu. Proces ostrenia je aplikovaný len v takých oblastiach obrazu, kde dochádza k rýchlym zmenám jasových hodnôt. V ostatných hladkých oblastiach k ostreniu nedochádza. Pre splnenie tejto podmienky je dôležité detegovať hrany (zmeny intenzity). Najčastejšie sa využíva lokálneho rozdielu susedných pixelov. Pri vysokej hodnote rozdielu sa aplikuje zostrovanie a naopak. Na rozlíšenie vysokého a nízkeho rozdielu je treba stanoviť určitý prah. [12]

Zvýraznenie tubulárnych štruktúr

Menej častou a o niečo sofistikovanejšou metódou zvýraznenia obrazu, ktorej cieľom nie je vylepšiť kompletný obraz, ale len určité konkrétne objekty je tzv. Frangiho filtrácia. Úlohou Frangiho filtra je vyhľadať v obraze tubulárne štruktúry, ktoré následne zvýrazní, pričom dochádza k potlačeniu ostatných netubulárnych objektov.

Táto technika je veľmi užitočná pri spracovaní angiografických snímok a jej jednoduchšia verzia bola využitá aj v praktickej časti bakalárskej práce. [14]

Na detekciu tubulárnych štruktúr využíva Frangiho filter znalosť vlastných čísel obdržaných z Hessovej matice. Hessova matica v bode x pri hodnote σ sa počíta s využitím Gaussovej derivácie:

$$H_\sigma(I, x) = \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial x^2} = I(x) * \frac{\partial^2 G_\sigma(x)}{\partial x^2}, \quad (3.4)$$

kde I je obraz a G_σ gaussovská funkcia so smerodajnou odchýlkou σ . Transformáciou vypočítanej matice je možné odvodiť vlastné čísla λ_1 a λ_2 . Na základe vlastných čísel sa hodnotí, či daná oblasť obraz je tubulárna alebo nie. Parameter σ určuje stupeň zvýraznenia a jeho najväčší vplyv sa uplatní, ak sa bude jeho veľkosť zhodovať s veľkosťou danej tubulárnej štruktúry. Pre ideálnu tubulárnu štruktúru platí, ak $|\lambda_1| \approx 0$ a $|\lambda_1| \leq |\lambda_2|$. [14, 13]

S využitím týchto podmienok pre ideálny prípad bola sformulovaná funkcia, podľa ktorej sa hodnotí podobnosť aktuálnej štruktúry k ideálnej, pri konkrétnej hodnote σ :

$$V_F^\sigma(x) = \begin{cases} 0 & \lambda_2 > 0, \\ \exp\left(-\frac{R_B^2}{2\beta^2}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right)\right) & \end{cases}, \quad (3.5)$$

kde V_F^σ je výstup filtra, c a β sú koeficienty, ktoré kontrolujú citlivosť filtra. Parametre R_B a β majú za úlohu odlišovať rovinné a kvapke podobné štruktúry v obraze, zatiaľ čo S spolu s c eliminujú šum na pozadí. Pre parametre R_B a S platí:

$$R_B = \frac{\lambda_1}{\lambda_2}, \quad (3.6)$$

$$S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}. \quad (3.7)$$

Výsledný výstup sa vyberá ako maximálna odozva vstupu pri rozličných hodnotách σ . Matematicky je možné túto skutočnosť zapísať ako:

$$V_F(x) = \max_\sigma(V_F^\sigma(x)). \quad (3.8)$$

Nevýhodou Frangiho filtra je, že reaguje aj na objekty, ktoré nie sú úplne tubulárne. Tento problém môže do výsledného obrazu zaniest určité artefakty, ktoré môžu byť hlavne zo subjektívneho hľadiska rušivé. [14, 13]

3.2.3 Pokročilejšie techniky potlačovania šumu

Pri spracovaní väčšiny medicínskych obrazov je z hľadiska konečného diagnostického ohodnotenia dôležité, aby jednotlivé štruktúry v danom obraze, ktoré sú

predmetom záujmu, zostali zachované. Napríklad v prípade DSA požadujeme, aby práve vyšetované cievy ostali viditeľné aj po aplikácii nejakej filtračnej metódy.

Vyššie uvedené metódy patria medzi základné a jednoduché filtračné techniky pre potlačenie šumu. Využívajú masku o rôznej veľkosti, pomocou ktorej prepočítavajú aktuálny pixel, najčastejšie priemerovaním, na výstupný. Prakticky sa jedná o jednoduchú filtráciu typu dolná prepust'. Síce dokážu značne potlačiť šum, ale na druhej strane vkladajú do výstupného obrazu silné rozmazanie. Často sú takéto filtre priestorovo invariantné, čiže daná maska sa neprispôsobuje príslušnej oblasti obrazu napríklad sledovaním zmien jasovej hodnoty alebo priestorovej frekvencie.

V nasledujúcej časti práce bude popísaný princíp vybraných pokročilejších filtračných techník, ktoré dokážu kvalitne potlačiť šum, ale zároveň zachovať hrany a nerozmazávať výsledný obraz. Tieto techniky boli použité aj v praktickej časti bakalárskej práce. Vo všeobecnosti sú to anizotropické adaptívne operátory využívajúce zložitejšie matematické operácie pre výpočet výstupného pixelu (voxelu).

Adaptívny Wienerov filter

Princíp Wienerovho adaptívneho filtra vychádza z reštauračného Wienerovho filtra. Reštauračný filter pracuje s originálnym obrazom, ktorý prešiel cez určitý skresľujúci systém, kde sa k nemu pripočítala šumová zložka. Na výstupe tohto systému je potom zarušený obraz. Cieľom reštaurácie je odhad pôvodného obrazu pomocou minimalizácie strednej kvadratickej odchýlky. Wienerov filter vníma originálny obraz, skreslený obraz aj šum ako realizácie náhodných polí. Frekvenčná charakteristika reštauračného filtra vychádza z kombinácie inverzného filtra a tzv. Wienerovho korekčného faktora (ďalej len WCF), ktorý pracuje s výkonovými spektrami skresleného obrazu a šumu. Úlohou WCF je potlačovať frekvenčne závislý šum. Platí nasledujúci vzťah:

$$M(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \frac{S_{gg}(u, v) - S_{vv}(u, v)}{S_{gg}(u, v)}, \quad (3.9)$$

kde prvý zlomok v rovnici reprezentuje inverzný filter a druhý zlomok WCF. [12]

V praxi často nie je známa frekvenčná charakteristika skresľujúceho systému a tiež je obtiažne odhadnúť výkonové spektrum šumu. Adaptívny Wienerov filter je vlastne filtrácia WCF a slúži na odstránenie aditívneho gaussovského šumu. Je to filter typu dolná prepust', ktorý nemá jednu medznú frekvenciu, čiže je to priestorovo variantný lokálny operátor. Výstupný pixel závisí na príslušnom vstupnom pixely, jeho okolí a lokálnom rozptyle šumu v danom okne. Počíta sa ako súčet priemeru susedných pixelov a rozdielu aktuálneho pixelu od priemeru susedných pixelov. Tento rozdiel je navyše vážený pomerom lokálneho rozptylu okolia a lokálneho rozptylu šumu. V prípade, že je rozptyl šumu veľmi malý, je tento pomer blízky hodnote 1

a výstupný pixel sa príliš nelíši od vstupného. V opačnom prípade, kedy je lokálny rozptyl šumu veľký, dochádza k potlačeniu výsledného pixelu. Mechanizmus filtrácie môže byť vyjadrený nasledujúcim vzťahom:

$$y = \mu_x + (x - \mu_x) \frac{v_x}{v_x + v_n}, \quad (3.10)$$

kde μ_x je priemer a v_x rozptyl susedných pixelov a v_n predstavuje rozptyl šumu. V prípade, ak rozptyl šumu nie je známy, počíta sa spätne ako priemer lokálnych rozptylov zo všetkých okien. Veľkou nevýhodou adaptívneho Wienerovho filtra je, že stále zavádza do výsledného obrazu rozmazanie a nezachováva hrany. [12]

Bilaterálny filter

Bilaterálny filter na rozdiel od Wienerovho sa už zaraďuje medzi techniky zachovávaajúce hrany. Jedná sa o kombináciu priestorového a rozsahového filtrovania. V maske bilaterálneho filtra sú váhy jednotlivých pixelov počítané v prvom prípade ako priestorová vzdialenosť príslušného pixela od stredového a v druhom prípade ako fotometrická vzdialenosť, teda vzdialenosť farebného rozsahu príslušného pixela od stredového. Rozsahová funkcia býva nelineárna a určuje minimálnu amplitúdu hrany, ktorá čím je menšia, tým sa zachovávaajú ostrejšie hrany. Význam rozsahového filtrovania spočíva v tom, že bilaterálny filter nevytvára fantómové farby v hranách výsledného obrazu, naopak ich redukuje, ak sa nachádzajú v pôvodnom obraze. Ako priestorová funkcia sa často používa dolná prepust', ktorá zabezpečuje nízke váhy vzdialenejším pixelom a ako rozsahová funkcia sa používa gaussovská funkcia. Pre šedotónové obrazy ju charakterizuje nasledujúci vzťah:

$$g_r(x, y) = \exp\left(-\frac{(x - y)^2}{2\sigma_r^2}\right), \quad (3.11)$$

kde $g_r(x, y)$ je výstup funkcie, x reprezentuje centrálny pixel, y pixel v danom okolí a σ_r je veľkosť Gaussovho rozloženia. Výstupom filtra je teda váhovaný súčet pixelov v danom okolí okolo centrálného pixela. Pre filtráciu sa používa aj referenčný obraz, ktorý práve vstupuje do rozsahovej funkcie a vyjadruje mieru podobnosti k príslušnému pixelu. Ako referenčný obraz môže byť použitý aj vstupný obraz. Všeobecný zápis bilaterálneho filtra je nasledujúci:

$$I^F(p) = \frac{\sum_{q \in \Omega(p)} g_s(p, q) g_r(T(p), T(q)) I(q)}{\sum_{q \in \Omega(p)} g_s(p, q) g_r(T(p), T(q))}, \quad (3.12)$$

kde I je vstupný obraz, I^F výstupný obraz a T referenčný obraz. Indexy g_s a g_r značia priestorovú a rozsahovú funkciu, $\Omega(p)$ reprezentuje dané okolie a premenné p a q predstavujú centrálny pixel a aktuálny pixel v danom susedstve. [11, 18]

Guided filter

Guided filter vychádza z definície všeobecného lineárneho filtračného procesu, ktorý zahŕňa riadiaci obraz, vstupný obraz a výstupný obraz. Riadiaci a vstupný obraz sú vopred známe a môžu byť identické. Výstupný pixel filtrovaného obrazu je počítaný ako váhovaný priemer pixelov z danej oblasti. Váhy sú dané funkciou riadiaceho obrazu, ktorá je nezávislá na vstupnom obraze. Daný proces môže byť vyjadrený vzťahom:

$$q_i = \sum_j W_{i,j}(I)p_j, \quad (3.13)$$

kde q_i je výstupný pixel, $W_{i,j}(I)$ je funkcia riadiaceho obrazu I , ktorej výstupy sú jednotlivé váhy a premenná p_j je aktuálny pixel v danej oblasti. Predpokladom guided filtra je lokálny lineárny model medzi riadiacim obrazom I a výstupom q . Výstupný obraz je lineárnou transformáciou riadiaceho obrazu v okne ω_k so stredovým pixelom k :

$$q_i = a_k I_i + b_k, \forall i \in \omega_k, \quad (3.14)$$

kde a_k a b_k sú lineárne koeficienty konštantné pre dané okno. Tento model zabezpečuje, že ak sa nachádza v riadiacom obraze hrana, nachádza sa aj vo výstupe. [10]

Pre výpočet vyššie uvedených koeficientov sa minimalizuje rozdiel medzi výstupným a vstupným obrazom prostredníctvom minimalizácie chybovej funkcie. Riešenie tejto funkcie je nasledujúce:

$$a_k = \frac{1}{|\omega|} \sum_{i \in \omega_k} \frac{I_i p_i - \mu_k \bar{p}_k}{\sigma_k^2 + \epsilon}, \quad (3.15)$$

$$b_k = \bar{p}_k - a_k \mu_k, \quad (3.16)$$

kde μ_k , σ_k^2 sú priemer a rozptyl riadiaceho obrazu I v okne ω_k a \bar{p}_k je priemer pixelov vstupného obrazu p v danom okne. Parameter ϵ v menovateli zlomku je tzv. regularizačný parameter, ktorý reguluje výslednú hodnotu koeficientu a_k . Takto definovaný lokálny lineárny model je možné aplikovať na všetky lokálne okná obrazu. Dôležité je poznamenať, že hodnota výstupného pixela q_i vychádza len z tých okien ω_k , ktoré pokrývajú práve pixel i . Znamená to, že pri použití iného okna má výstup inú hodnotu. Riešením tohto problému je spriemerovanie všetkých možných hodnôt q_i pre všetky možné okná. Na základe tejto skutočnosti možno vyjadriť výstup filtra nasledovne:

$$q_i = \frac{1}{|\omega|} \sum_{k:i \in \omega_k} (a_k I_i + b_k) = \bar{a}_i I_i + \bar{b}_i. \quad (3.17)$$

Na základe pôvodnej definície guided filtra (3.13) je možné zdefinovať predpis váhovej funkcie $W_{i,j}(I)$:

$$W_{i,j}(I) = \frac{1}{|\omega|^2} \sum_{k:(i,j) \in \omega_k} \left(1 + \frac{(I_i - \mu_k)(I_j - \mu_k)}{\sigma_k^2 + \epsilon} \right), \quad (3.18)$$

kde ω je dané okno, I riadiaci obraz, σ_k^2 rozptyl hodnôt pixelov v danom okne, ϵ regularizačný parameter a i, j, k sú indexy pixelov a okna. [10]

Non-Local Means filter

Non-Local Means filter (ďalej len NLM) sa od lokálnych filtrov líši tým, že výstupný pixel nepočíta priemerovaním skupiny pixelov z okolia, ktoré príslušný pixel obklopuje. NLM filter priemeruje všetky pixely v zašumenom obraze, ktoré sú navyše váhované podľa toho, ako sú podobné práve k aktuálne počítanému pixelu. Znamená to, že ak je okolie pixela i podobné okoliu pixela j , tak pixel j bude mať veľkú váhu. Táto skutočnosť sa dá vyjadriť nasledujúcim matematickým vzťahom:

$$NL(i) = \sum_{j \in I} w(i, j) v(j), \quad (3.19)$$

kde $v = \{v(i) | i \in I\}$ je zarušený obraz, $NL(v)$ predstavuje filtrovaný obraz a $w(i, j)$ sú váhy, ktoré závisia na podobnosti medzi pixelmi i a j , respektíve na podobnosti medzi ich okolím. [3]

Podstatou algoritmu NLM filtra je zdefinovanie spomínaného podobnostného okna N_i a vektora jasových hodnôt v podobnostnom okne $v(N_i)$. Okno môže mať rôzne tvary a veľkosti pre lepšiu adaptáciu k danému obrazu, ale v praxi sa pre zjednodušenie často uchýľuje k štvorcovému oknu o pevnej veľkosti. Skúmaná podobnosť je vyjadrená ako gaussovsky váhovaná Euklidovská vzdialenosť medzi intenzitami vektorov jasových hodnôt susedstiev $v(N_i)$ a $v(N_j)$. Vzdialenosť je matematicky vyjadrená nasledovne:

$$\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2, \quad (3.20)$$

kde $a > 0$ je smerodajná ochýľka Gaussovho rozloženia. V praxi to znamená, že pixely s podobným okolím ako $v(N_i)$ budú mať väčšiu váhu. Euklidovská vzdialenosť navyše zachováva rád podobnosti medzi pixelmi, čiže najpodobnejšie pixely k pixelu i sú pravdepodobne tie isté ako v originálnom obraze ako aj v tom zašumenom. Samotné váhy $w(i, j)$ sú potom vyjadrené ako funkcia Euklidovskej vzdialenosti susedstva i -tého pixela od susedstva j -tého pixela a sú normalizované tzv. normalizačným faktorom $Z(i)$. Váhy sú definované ako,

$$w(i, j) = \frac{1}{Z(i)} e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2}{h^2}}, \quad (3.21)$$

$$Z(i) = \sum_j e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,\alpha}^2}{h^2}}, \quad (3.22)$$

kde parameter h určuje pokles exponenciály a tým zároveň pokles váh ako funkcie Euklidovskej vzdialenosti. [3]

Anizotropická nelineárna difúzia

Filtrovanie obrazov pomocou difúzie je adaptívny proces potlačovania šumu, kedy určitá lokálna jasová zložka difunduje do susedných pixelov vďaka rozdielu lokálnej koncentrácie. Matematicky je proces difúzie vyjadrený parciálnymi deriváciami. Vo všeobecnosti je difúzia fyzikálny proces, ktorého cieľom je minimalizovať rozdiely v danej priestorovej koncentrácii nejakej látky. Popis difúzie vychádza z Fickovho zákona a rovnice kontinuity. Na základe týchto dvoch skutočností je možné zdefinovať rovnicu difúzie:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \operatorname{div}(g \nabla u), \quad (3.23)$$

kde g označuje rýchlosť difúzie a ∇u koncentračný gradient. Podľa stavu parametra g sa proces difúzie dá rozdeliť na niekoľko druhov. V prípade, ak sa $g = 1$ alebo je jednoducho v celom procese konštantné, tak má difúzia lineárny, izotropický a homogénny charakter. Ak platí, že $g = g(x)$, tak difúzia je nehomogénna, pretože je daný parameter priestorovo variantný. Posledný typ difúzie, ktorý bol použitý aj pre filtráciu v praktickej časti bakalárskej práce, je nelineárna difúzia. V tomto prípade je parameter g okrem priestorovej variancie navyše závislý aj na lokálnej priestorovej koncentrácii u . Anizotropická nelineárna difúzia sa od bežnej nelineárnej difúzie odlišuje tým, že parameter g tvorí matica hodnôt. Znamená to, že proces difúzie je rôzny v odlišných smeroch. [17, 4]

Najčastejšie používaný model anizotropickej difúzie je model Perona-Malik. Je to teda technika potlačovania šumu so zachovávaním hrán, ktorej hlavná myšlienka spočíva v tvrdení, že v mieste obrazu s vyšším počtom hrán bude proces difúzie (vyhladzovania) slabší. Model Perona-Malik využíva nelineárne parciálne derivácie. Rovnica difúzie je nasledujúca:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \nabla (g(|\nabla u|) \nabla u), \quad (3.24)$$

kde funkcia difúzie $g(|\nabla u|)$ môže mať dva tvary:

$$g(|\nabla u|) = \frac{1}{\sqrt{1 + |\nabla u|^2 / \lambda^2}}, \quad (3.25)$$

$$g(|\nabla u|) = e^{-\frac{|\nabla u|^2}{\lambda^2}}. \quad (3.26)$$

V rovnici (3.24) slúži gradient $|\nabla u|$ ako indikátor hrán a parameter $\lambda : \lambda > 0$ ako tzv. kontrastný parameter. V oblastiach, kde je hodnota gradientu väčšia ako kontrastný parameter, bude proces difúzie slabší, čiže v miestach s vyšším výskytom hrán nedochádza k ich vyhladzovaniu. Kontrastný parameter navyše udáva, ktoré hranové štruktúry v obraze budú zachované a ktoré naopak rozmazané. Výhoda anizotropickej difúzie oproti ostatným technikám potlačovania šumu je v tom, že okrem zachovávanía hrán dokáže v procese difúzie aj takéto oblasti zostriť. Dôvod je v samotnom procese, ktorý sa delí na doprednú a spätnú difúziu. Počas doprednej difúzie dochádza k potlačovaniu šumu a rozmazávaniu obrazu, kedy platí $|\nabla u| < \lambda$. Na druhej strane v oblastiach, kde platí $|\nabla u| > \lambda$, nastáva proces spätnej difúzie, kedy sa takéto oblasti nepotlačujú, ale zvyrazňujú. V takto filtrovanom obraze je možné pozorovať dôsledky spätnej difúzie ako tzv. schodovitý efekt, pre ktorý je typický príliš ostrý charakter výsledného obrazu. Zo subjektívneho hľadiska je tento jav rušivý, preto sa v praxi používa regulovaná difúzia Perona-Malik, kedy sa parameter $|\nabla u|$ uvažuje ako gaussovsky vyhladená verzia obrazu. [17, 4]

4 Spracovanie patientských dát

Praktická časť bakalárskej práce sa venuje analýze a hodnoteniu vybraných filtračných techník, ktoré boli aplikované na reálne patientské dáta s cieľom zisku čo najkvalitnejšej výslednej subtrakčnej angiografie. Celé spracovanie bolo uskutočnené v počítačovom prostredí Matlab 2021b. K spracovaniu boli poskytnuté kompletne mozgové objemy od siedmich pacientov získané pomocou natívneho aj kontrastného CT vyšetrenia. K dispozícii teda boli pre každého pacienta štyri série objemových dát. Jeden objem vždy predstavoval výsledok natívneho snímania mozgu a ďalšie tri objemy boli nasnímané po podaní kontrastnej látky vždy v iných časových okamihoch.

V nasledujúcich častiach tejto kapitoly budú postupne predstavené jednotlivé kroky a postupy pri analýze a hodnotení dát. Prvé časti popisujú proces načítania a predspracovania poskytnutých objemov. Ďalšia časť sa venuje práve konkrétnym použitým filtračným technikám, dôvodom ich výberu a popisu ich výhod, poprípade nevýhod. Po týchto častiach nasleduje postup analýzy a hodnotenia použitých filtrov. V závere kapitoly budú prediskutované dosiahnuté výsledky, ich význam, poprípade možné návrhy zlepšenia celkového spracovania.

4.1 Načítanie a predspracovanie patientských dát

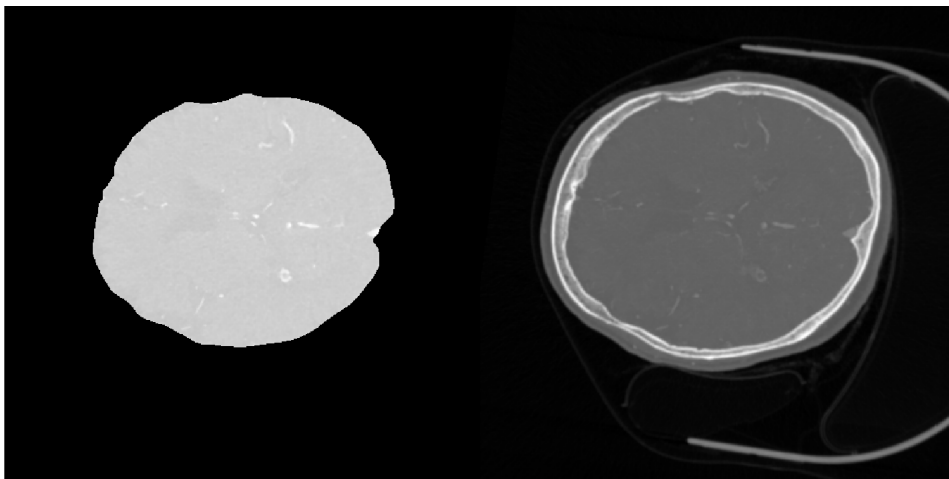
Natívne aj kontrastné objemy pre všetkých pacientov boli vo formáte RAW, ktorý obsahoval vlastné obrazové dáta. K jednotlivým RAW súborom prislúchali súbory formátu MHD obsahujúce metadáta, ako napríklad informácie o počte rezov, rozlíšení jednotlivých rezov alebo reálnej veľkosti jedného voxela. Pre úspešné načítanie bolo potrebné dodatočne nainštalovať Medical Image Processing Toolbox, ktorý dokáže pracovať s MHD súbormi. Taktiež bola nainštalovaná funkcia slúžiaca na prehľadnú vizualizáciu jednotlivých rezov pre daný objem. [7, 1]

Prvým krokom predspracovania bolo zredukovanie troch kontrastných objemov na jeden, zvlášť pre každého pacienta. Vytvorilo sa teda sedem objemov s maximálnou hodnotou pixelu v každom reze na danej pozícii. To znamená, že cyklickým prechádzaním rezov a pozícií pixelov všetkých troch korešpondujúcich kontrastných objemov, bola vybraná maximálna jasová hodnota. Tým bolo zaručené, že v jednom objeme sa nachádzali jednak všetky štruktúry, ale hlavne cievy s čo najväčšou hodnotou jasú.

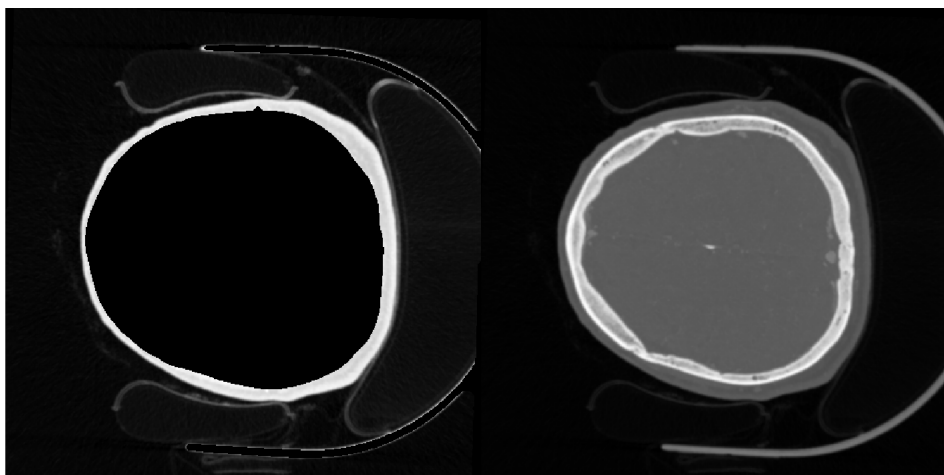
Pacientské dáta boli získané kompletným CT skenom hlavy, čiže na zobrazení celkového objemu je možné vidieť morfológiu tváre, lebku a patientský stôl. Patientský stôl a kosti lebky majú sami o sebe vysokú intenzitu jasú a ak by neboli odstránené, tak pri následnej filtrácii a zvýraznení by cievy aj napriek KL boli týmito

štruktúrami potlačené. Z tohto dôvodu bolo nutné vysegmentovať mozog z každého objemu. K tomuto účelu bola nainštalovaná funkcia, ktorá uskutočňuje tzv. Skull Stripping. Podstatou tejto techniky je odstrániť z 3D snímku hlavy lebku, tvár a iné pridružené tkanivá a štruktúry. Výsledkom je vysegmentovaný mozog s čo najlepšie zachovanými detailami bielej a šedej hmoty. Konkrétne použitá funkcia však uskutočňuje len jednoduchú rýchlu segmentáciu, pravdepodobne na základe metódy rastúceho semienka (pre popis presného princípu fungovania nebola k dispozícii dokumentácia). Po aplikácii tejto funkcie na patientské objemy sa z celkového počtu sedem pacientov podarilo vysegmentovať mozgové objemy len pre piatich pacientov. U dvoch pacientov bolo problematické stanovenie prahu segmentácie a z dôvodu, že predmetom bakalárskej práce nie je práve segmentácia, tak dáta od týchto dvoch pacientov boli vyradené z ďalšej analýzy. [2]

Na nasledujúcich obrázkoch je možné vidieť príklad segmentácie mozgu u jedného pacienta. Sú zobrazené rezy pred a po segmentácii. Ako bolo uvedené vyššie, u dvoch pacientov sa nepodarilo mozgové objemy vysegmentovať. Ďalší príklad ukazuje opäť dva rezy, kde jeden rez predstavuje zle vysegmentovaný mozog a druhý jeho originálnu podobu.



Obr. 4.1: Príklad segmentácie mozgu. Na obrázku vľavo je možné vidieť vysegmentovaný rez mozgu. Obrázok vpravo ukazuje originálny rez.



Obr. 4.2: Príklad neúspešnej segmentácie mozgu. Na obrázku vľavo je možné vidieť zle vysegmentovaný rez mozgu. Obrázok vpravo ukazuje originálny rez.

4.2 Použité filtračné techniky – výhody a nevýhody

Ďalším krokom spracovania patientských dát bol výber filtračných metód. Ako bolo už uvedené, vybrané filtračné techniky sú určené na potlačenie šumu s cieľom čo najviac zachovať detailné štruktúry v daných objemoch. V tomto prípade sú teda predmetom záujmu cievy. V rámci praktickej časti práce sa pracovalo s piatimi filtračnými technikami:

1. Gaussovský filter
2. Bilaterálny filter
3. Guided filter
4. Anizotropická difúzia
5. NLM filter

Z dôvodu volumetrických patientských dát bolo žiadúce, aby použité filtre boli v prostredí Matlab implementované v ich 3D verziách. S výnimkou guided filtra a NLM filtra bola táto podmienka pre ostatné filtre splnená. U niektorých filtrov bolo navyše potrebné ich trojrozmerné verzie dodatočne prevziať z verejne dostupných zdrojov.

Princíp a matematický popis jednotlivých filtračných techník bol predstavený už v teoretickej časti bakalárskej práce. Dôležité je ale poznamenať, že väčšinou každá filtrácia aplikovaná na nejaký signál alebo obraz, jednoduchá či sofistikovanejšia, zanáša do výsledného signálu (obrazu) určitý artefakt alebo rušivý prvok, opäť či už menší alebo rozsiahlejší. V prípade obrazov sú takéto artefakty a prvky najmä zo subjektívneho hľadiska rušivé, hoci je často nevyhnutné sa s týmto problémom zmieriť. V nasledujúcich častiach textu budú opísané výhody a nevýhody použitia

vybraných metód filtrovania.

Gaussovský filter patrí medzi jednoduché metódy potlačovania šumu. Je známy rýchlou, pomerne jednoduchou implementáciou a výpočetne je málo náročný. Z hľadiska spracovania signálov a obrazov sa správa ako dolná prepust', teda potlačuje vysokofrekvenčné zložky. Pri počítaní SNR (pomer signálu k šumu) ako objektívne kritérium dáva veľmi priaznivé výsledky. Na druhej strane má ale gaussovský filter zo subjektívneho hľadiska veľa nevýhod. Ako jediný z použitých filtračných techník nepatrí medzi hrany zachovávajúce metódy. V dôsledku charakteru dolnej priepuste spôsobuje vo výslednom obraze značné rozmazanie, čím obraz stráca svoju detailnosť a tým nie je príliš vhodný na subjektívne hodnotenie. [12]

Bilaterálne filtrovanie sa zaraďuje medzi techniky, ktoré zachovávajú v obraze hrany. Vďaka dvojitému váhovaniu pixelov (priestorová a fotometrická vzdialenosť) vyhladzuje obraz a zachováva hrany. Je vhodný pre filtráciu farebných obrazov, pretože pozdĺž hranových štruktúr neprodukuje tzv. fantómové farby, naopak v prípade ich výskytu ich redukuje. Bilaterálny filter môže spôsobovať určité skreslenie kvôli vzniku falošných hrán spôsobeným gradientným návratom. Výpočetná náročnosť sa odvíja od efektivity implementácie. V prípade 'brute force' implementácie sa náročnosť zvyšuje s rastúcou veľkosťou okna. [11]

Guided filter má podobné vlastnosti ako bilaterálny filter. Má jednoduchšiu implementáciu a nenastáva problém so vznikom falošných hrán. Výpočetná náročnosť je závislá od veľkosti vstupného obrazu. Medzi nevýhody je možné zaradiť tzv. 'halo' efekt, ktorý sa môže vyskytnúť pri vyhladení nejakej hrany. Tento efekt je charakteristickým svetlým lemovaním pozdĺž vyhladenej hrany. [11]

Výhoda NLM filtra spočíva hlavne z jeho nelokálneho procesu filtrovania. Filter je veľmi vhodný na filtráciu rozmanitých štrukturovaných obrazov. Zo subjektívneho hľadiska je výsledný obraz detailný a hrany sú zachované. Kvalita výstupu ale veľmi závisí opäť od implementácie samotného algoritmu. Navyše je NLM filter veľmi výpočetne náročný. Náročnosť sa zvyšuje so zväčšujúcim prehľadávacím oknom. Ďalšou nevýhodou je skutočnosť, že filter zavádza do výstupného obrazu biely šum. Biely šum je ale na druhej strane pre pozorovateľa menej rušivý. [3]

Posledná filtračná technika použitá v praktickej časti práce bola anizotropická difúzia. Anizotropická difúzia sa od ostatných spomínaných techník líši hlavne komplexnejším matematickým vyjadrením. Výhoda tejto techniky spočíva v samotnom procese filtrovania, kedy počas tzv. doprednej difúzie dochádza k vyhladzovaniu obrazu a v miestach s výskytom hrán ďalej nastupuje tzv. spätná difúzia, kedy naopak dochádza k zostreniu danej oblasti. Ako výhodu oproti iným technikám je možné označiť spôsob detekcie hrany. Anizotropická difúzia miesto počítania vzdialenosti aktuálneho pixela od pixelov v okolí, využíva parciálne derivácie a gradient. Ak je gradient veľký, je táto oblasť považovaná za hranu. Nevýhodou techniky je práve

následok spätnej difúzie, kedy dochádza k schodovitému efektu v obraze. Schodovitý efekt vzniká pri vyhladení plynulých prechodov farebného odtieňa, následkom čoho má obraz príliš ostrý charakter. Ďalšia nevýhoda sa nachádza v implementácii difúzie. Často býva možnosť zvoliť počet opakovaní procesu difúzie a práve pri vyššom počte opakovaní sa uplatňuje viac vyhladzovací proces a výsledný obraz je potom rozmazaný. [4]

4.3 Analýza parametrov jednotlivých filtrov

Pred tým, než sa vybrané filtračné techniky aplikovali na patientské dáta, bolo potrebné zvoliť vhodné nastavenie a parametre daných filtrov. Z tohto dôvodu bolo ďalším krokom v spracovaní patientských objemov nutné analyzovať jednotlivé parametre a nastavenia zvolených filtrov.

Použité funkcie, ktoré predstavovali jednotlivé vybrané filtre, mali k dispozícii možnosť nastaviť hodnoty určitých parametrov, ktoré ovplyvňujú výslednú filtráciu. Pred samotnou analýzou bolo preto potrebné zvoliť práve tie najvplyvnejšie parametre a ich rozsahy hodnôt, zvlášť pre každý filter. Niektoré funkcie ponúkali väčší výber parametrov, iné naopak obmedzenejší. Počet analyzovaných parametrov, ich hodnoty a rozsahy boli vybrané z dôrazom na časovú náročnosť samotného procesu filtrovania. Druhým faktorom výberu bol subjektívny dojem z výstupného obrazu. Na začiatku boli hodnoty vybrané podľa predvolených nastavení alebo podľa doporučení v popise funkcií. Postupne sa tieto hodnoty zvyšovali, prípadne znižovali, čím sa zisťovala určitá hranica, kedy je filtrovaný objem po zobrazení ešte dostatočne zreteľný.

Týmto spôsobom boli určené rozsahy parametrov pre každý z piatich vybraných filtračných techník. Väčšinou sa analyzoval len jeden parameter, ale pre niektoré filtre bolo nutné zvoliť dva. Pre gaussovský filter bola skúmaná optimálna hodnota Gaussovoho rozloženia σ , u bilaterálneho filtra sa hodnotili parametre priestorovej funkcie (Gaussovo rozloženie) a rozsahovej funkcie. Analýza guided filtra spočívala v zisťovaní vplyvu veľkosti okna pri konštantnej hodnote stupňa vyhladzovania. U anizotropickej difúzie sa zisťoval optimálny počet opakovaní procesu difúzie a napokon pre NLM filter sa analyzovali vhodné veľkosti prehľadávacieho a porovnávacieho okna.

4.3.1 Postup analýzy

Po stanovení rozsahov zvolených parametrov pre jednotlivé filtre bola spustená analýza, ktorá hodnotila celkové zastúpenie cievnych a šumových zložiek vo výslednom objeme pre konkrétne hodnoty parametrov filtra. Obdržané výsledky sa ukladali do

tabuliek. Zo získaných výsledkov boli následne zhotovené grafy, podľa ktorých boli určené optimálne hodnoty parametrov pre jednotlivé filtračné techniky. Celá analýza bola uskutočnená len na jednom pacientovi. Dôvody boli najmä časová náročnosť a predpoklad, že výsledky budú veľmi podobné aj pre ostatné patientské dáta.

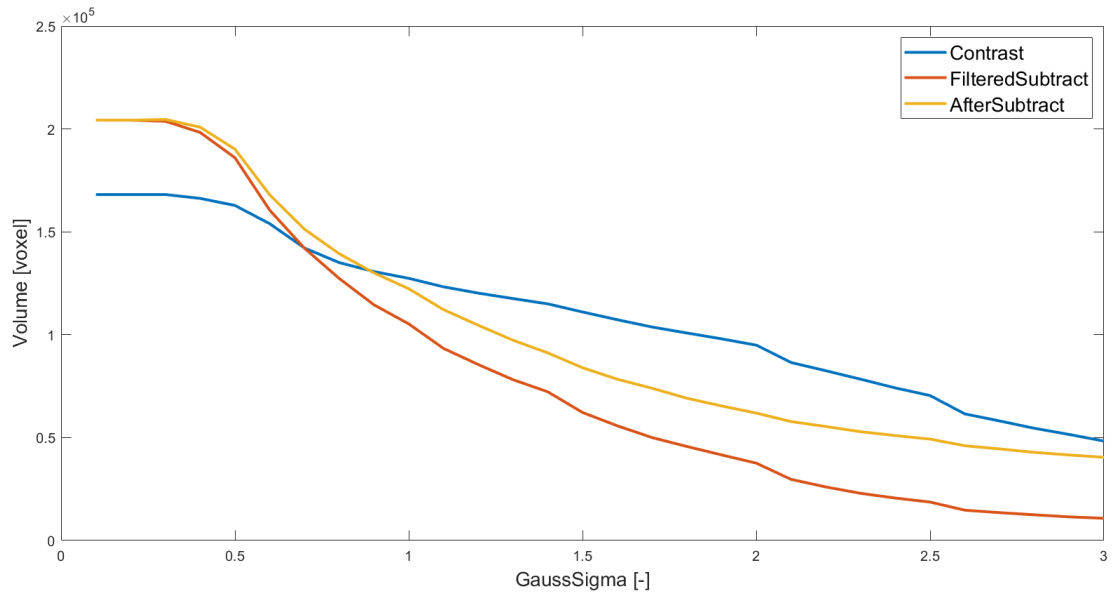
V nasledujúcich bodoch budú popísané kroky samotnej analýzy. Rovnaký postup bol aplikovaný pre každý filter. Okrem skúmania najoptimálnejších parametrov sa prostredníctvom analýzy zisťoval aj spôsob subtrakcie. Z tohto dôvodu boli vytvorené dva subtrahované objemy. Jeden pred filtráciou a druhý odčítaním filtrovaného kontrastného a natívneho objemu.

1. Cyklické prechádzanie vektora s hodnotami parametrov. Filtrácia daných objemov s aktuálnymi hodnotami parametrov.
2. Zvýraznenie ciev vo filtrovaných objemoch pomocou Frangiho filtra. Frangiho filter vyhľadáva v obraze tubulárne štruktúry, ktoré dodatočne zvýrazní, pričom okolité objekty potlačí.
3. Vytvorenie binárnych objemov zo zvýraznených objemov.
4. Predspracovanie binárnych objemov spočívajúce v odstránení osamostatnených voxelov a naopak vyplnenie medzier v určitých spojených objektoch.
5. Určenie tzv. spojených komponentov a výpočet ich veľkostí objemov.
6. Klasifikácia spojených komponentov ako cievne a šumové zložky daného objemu. Priemerná dĺžka segmentov prednej (*arteria cerebri anterior*), zadnej (*arteria cerebri posterior*) aj strednej mozgovej tepny (*arteria cerebri media*) sa pohybuje približne okolo 30 mm. Z MHD súborov obsahujúce informácie o patientských objemoch je možné vyčítať, že skutočná veľkosť jedného voxelu je po zaokrúhlení rovná $0,5 \cdot 0,5 \cdot 0,5$ mm. Na základe týchto informácií bol zvolený prah limitujúci prítomnosť ciev s hodnotou 60. Znamená to, že ak je veľkosť objemu daného spojeného komponentu väčšia alebo rovná ako 60, tak je daný komponent označený ako cieva. Objekty s objemom menším ako 60 sú naopak označené ako šumové zložky. [9]
7. Výpočet súm objemov pre jednotlivé kategórie. Pre každý parameter sa ukladajú tri výstupy – celkový objem cievnych zložiek, celkový objem šumu a pomer objemu ciev k celkovému objemu. Navyše sa tieto tri výstupy počítajú zvlášť pre filtrovaný kontrastný objem, filtrovanú subtrakciu a pre subtrakciu vytvorenú odčítaním filtrovaného kontrastného a natívneho objemu, čiže vo výsledku sa ukladá spolu 9 údajov.
8. Zobrazenie výsledkov vo forme grafov.

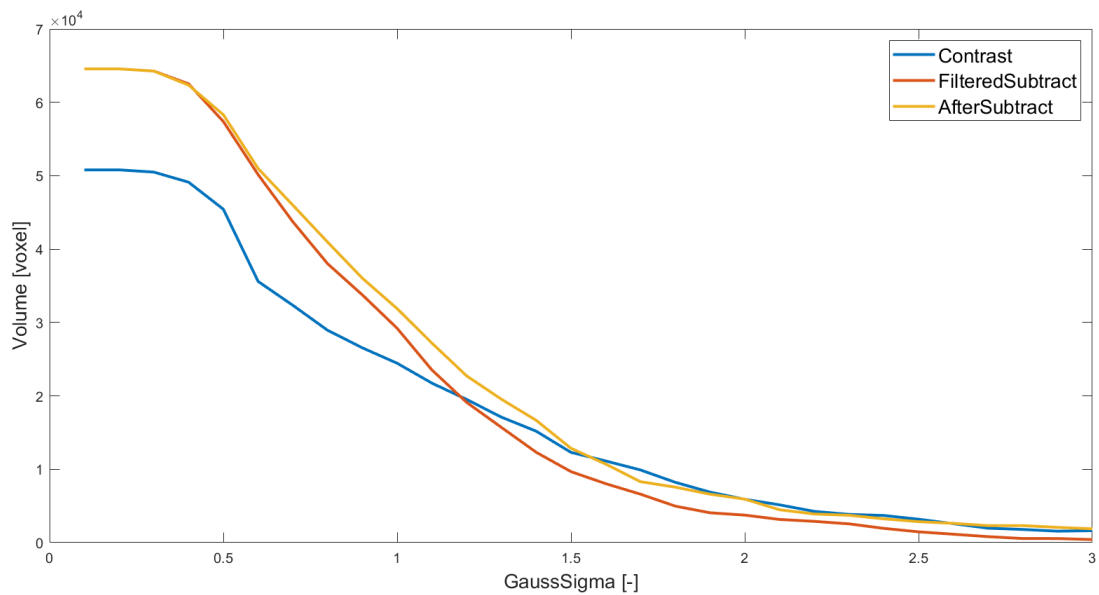
Na nasledujúcich obrázkoch sú zobrazené výsledky vo forme grafov konkrétne pre gaussovský filter. Výstupy ostatných filtračných techník sa nachádzajú v prílohe na konci bakalárskej práce (Príloha A).

Analyzované parametre:

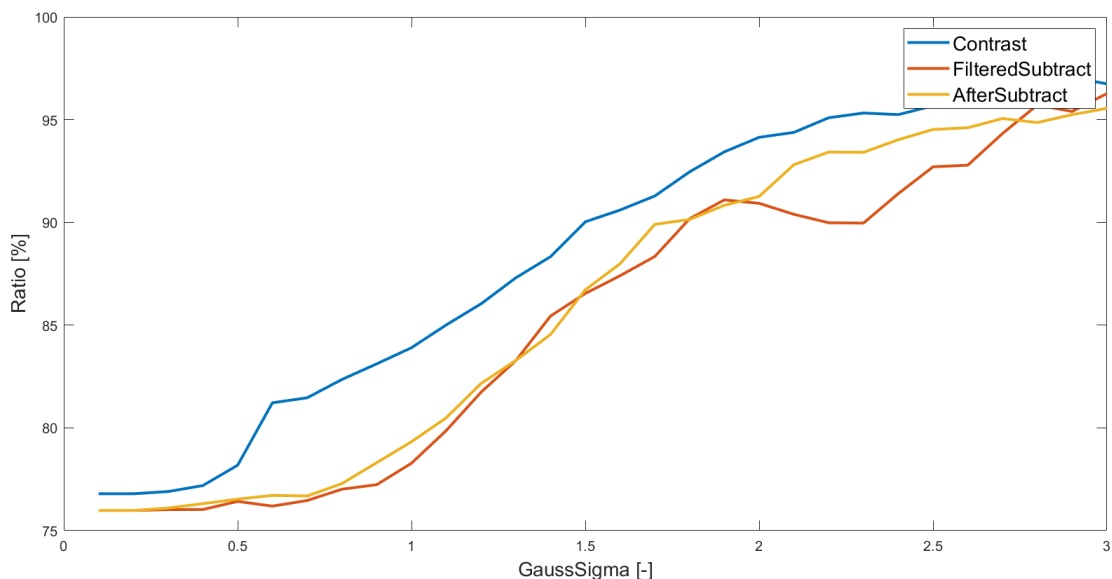
- GaussSigma – hodnota Gaussovho rozloženia, od hodnoty 0,1 do 3 s krokom 0,1



Obr. 4.3: Závislosť veľkosti objemu ciev na hodnote Gaussovho rozloženia.



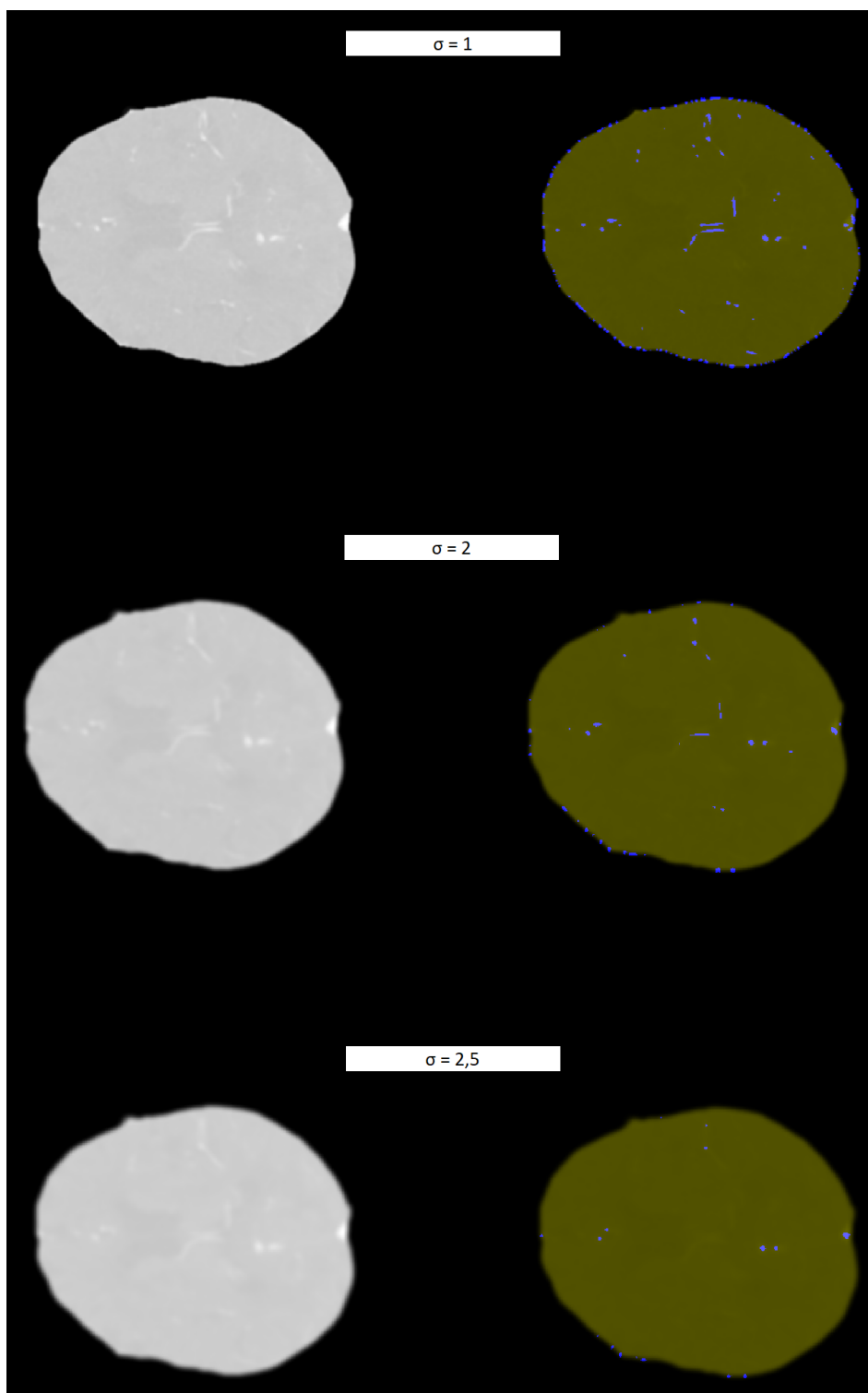
Obr. 4.4: Závislosť veľkosti objemu šumu na hodnote Gaussovho rozloženia.



Obr. 4.5: Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu v závislosti na hodnote Gaussovho rozloženia.

Grafy zobrazujú závislosti zmien objemu ciev, ich percentuálneho zastúpenia a objemu šumu na zmene hodnoty Gaussovho rozloženia. V každom grafe je možné vidieť tri priebehy, ktoré reprezentujú jednotlivé analyzované pacientské objemy. Modrou farbou je zobrazený priebeh filtrovaného kontrastného objemu, oranžovou farbou filtrovaná subtrakcia a žltá farba predstavuje subtrakciu vytvorenú až po filtrácii natívneho a kontrastného objemu. Vysoké hodnoty objemu značia vyššiu prítomnosť cievnych zložiek, ale zároveň vyššiu prítomnosť šumu. Znamená to, že nastavenie, ktoré zachová veľký objem ciev nemusí byť to najoptimálnejšie. Podobná skutočnosť platí aj pre percentuálne zastúpenie ciev. Pri vysokej hodnote σ sa podiel ciev blíži až k 97 %, ale je dôležité si uvedomiť, že pri tomto nastavení je filtrácia príliš silná. Celkový objem je oproti nižším hodnotám až o jeden rád menší.

Ďalší obrázok vizuálne zobrazuje vplyv narastajúcej hodnoty parametra σ na výsledné zastúpenie ciev. Na obrázku sú zobrazené filtrované rezy jedného pacienta vždy s iným Gaussovým rozložením. Navyše ku každému nastaveniu filtra prislúcha aj fúzovaný rez, ktorý pozostáva z filtrovaného obrazu a z korešpondujúceho binárneho obrazu. Binárny obraz predstavuje zastúpenie ciev.



Obr. 4.6: Vizuálna ukážka vplyvu hodnoty Gaussovho rozloženia na zastúpenie ciev. V ľavej časti obrázku je možné vidieť výstupy rezov po filtrácii. V pravej časti sa nachádzajú obrázky vytvorené fúziou filtrovaného rezu a binárneho obrazu reprezentujúci jednotlivé úseky ciev.

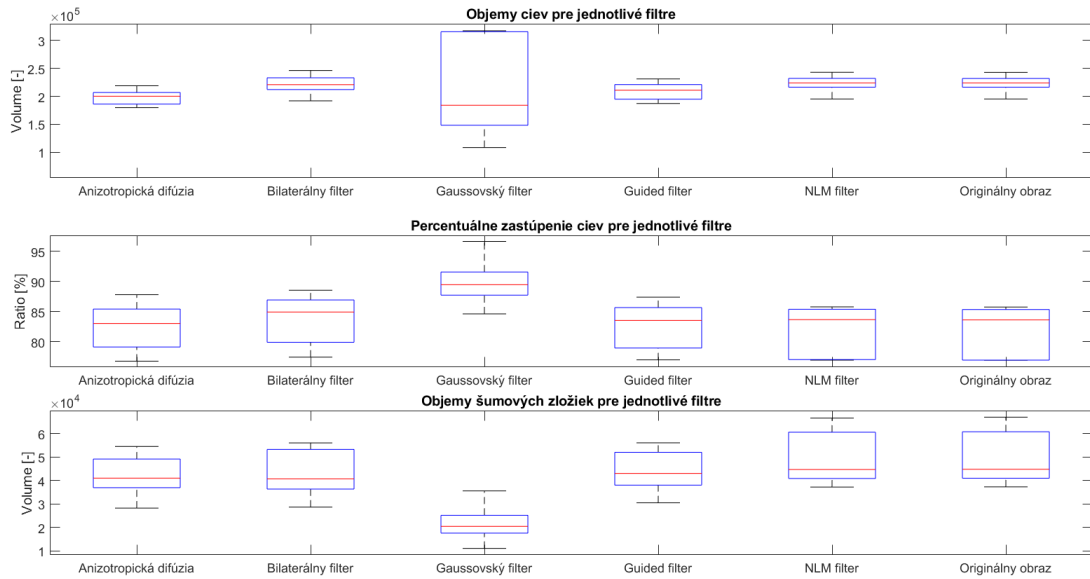
Na základe tejto ukážky je možné odôvodniť výber optimálneho nastavenia daného filtra. Ako ukazujú grafy vyššie, silnejšia filtrácia síce potlačí viac šumu, ale zároveň odstráni z objemu aj značné množstvo ciev. Iný aspekt zase vychádza zo subjektívneho dojmu. Filtrácia (potlačovanie šumu) všeobecne zhoršuje celkový dojem z výsledného obrazu, čo je teda v prípade hodnotenia kvality subtrahcie nezanedbateľný faktor. Z tohto sa výber optimálneho parametra posudzoval aj zo subjektívneho hľadiska a nie len z výstupov analýzy v podobe grafov. Vplyvy hodnôt parametrov aj pre ostatné filtračné techniky sa nachádzajú na konci práce v prílohách (Príloha B).

4.4 Výsledky kvality filtračných techník

Na základe analýzy parametrov vybraných filtračných techník a po vytvorení grafov obsahujúce výsledky, boli zvolené optimálne nastavenia jednotlivých filtrov. Hodnoty parametrov boli zvolené s ohľadom na čo najväčší obsah cievnych zložiek, ale zároveň s čo najnižším zastúpením šumu. Hľadal sa určitý kompromis medzi týmito dvoma faktormi. Ako bolo vyššie uvedené, okrem optimálnych parametrov, bolo predmetom analýzy overiť, či je lepšie subtrahciu vykonávať ešte pred samotnou filtráciou alebo až po nej. Zo získaných výsledkov a po zobrazení grafov je možné vyvodiť skutočnosť, že vo väčšine prípadov sa viac cievnych zložiek zachová až po subtrahcii filtrovaných kontrastných a natívnych objemov.

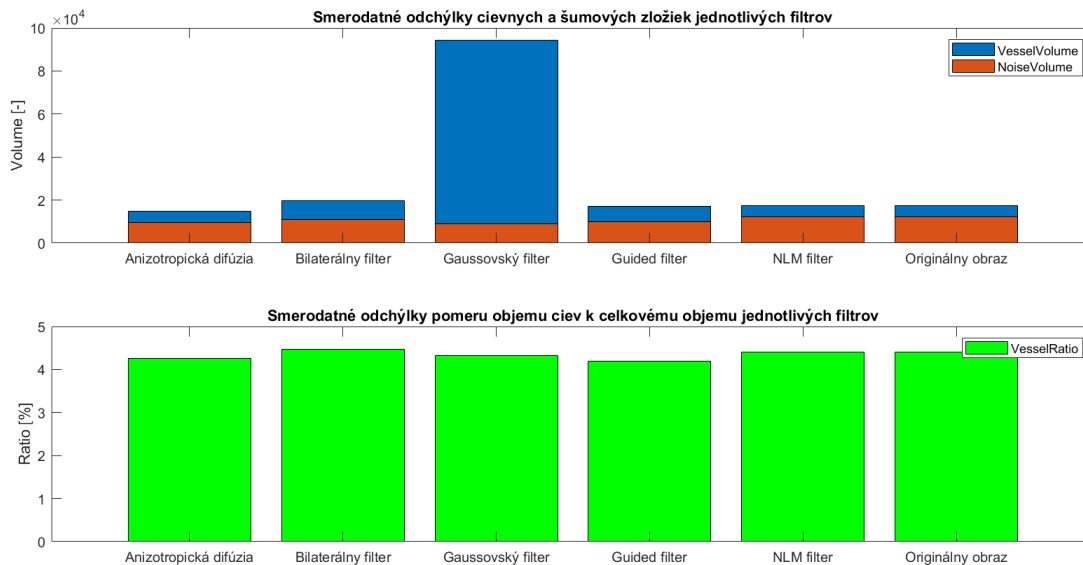
Nasledujúcim krokom v procese hodnotenia filtrov je použitie optimálnych nastavení filtračných techník a ich aplikácia na všetkých päť pacientov. Postup je obdobný ako pri predchádzajúcej analýze. Po filtrácii opäť nasledovalo zvýraznenie ciev pomocou Frangiho filtra, ďalej vytvorenie binárnych objemov a ich spracovanie prostredníctvom spojených komponentov. Posledným krokom bola znova klasifikácia na cievne a šumové zložky a konečné uloženie výstupov pre jednotlivé filtre.

Z obdržaných výstupov boli tentokrát vytvorené 'boxplot' grafy zobrazujúce štatistické rozloženie hodnôt veľkosti objemov cievnych a šumových zložiek a pomeru objemu ciev k celkovému objemu. Boxploty boli zhotovené zvlášť pre jednotlivé filtre a pre originálne kontrastné dáta. Výsledky sú zobrazené na nasledujúcom obrázku.



Obr. 4.7: Boxplot grafy jednotlivých filtrov. V hornej časti obrázku sa nachádza štatistické rozloženie hodnôt objemu ciev. Stredná časť ukazuje rozloženie percentuálneho zastúpenia ciev a v spodnej časti je možné vidieť rozloženie objemu šumu.

Okrem boxplotov boli zo získaných výsledkov vypočítané smerodajné odchýlky, ktoré ukazujú ako široko sú hodnoty objemov ciev a šumu rozložené. Odchýlky boli vypočítané pre jednotlivé filtre. Okrem hodnôt objemu boli zistené aj odchýlky pomeru objemu ciev k celkovému objemu. Nasledujúci obrázok zobrazuje smerodajné odchýlky vo forme stĺpcových diagramov.



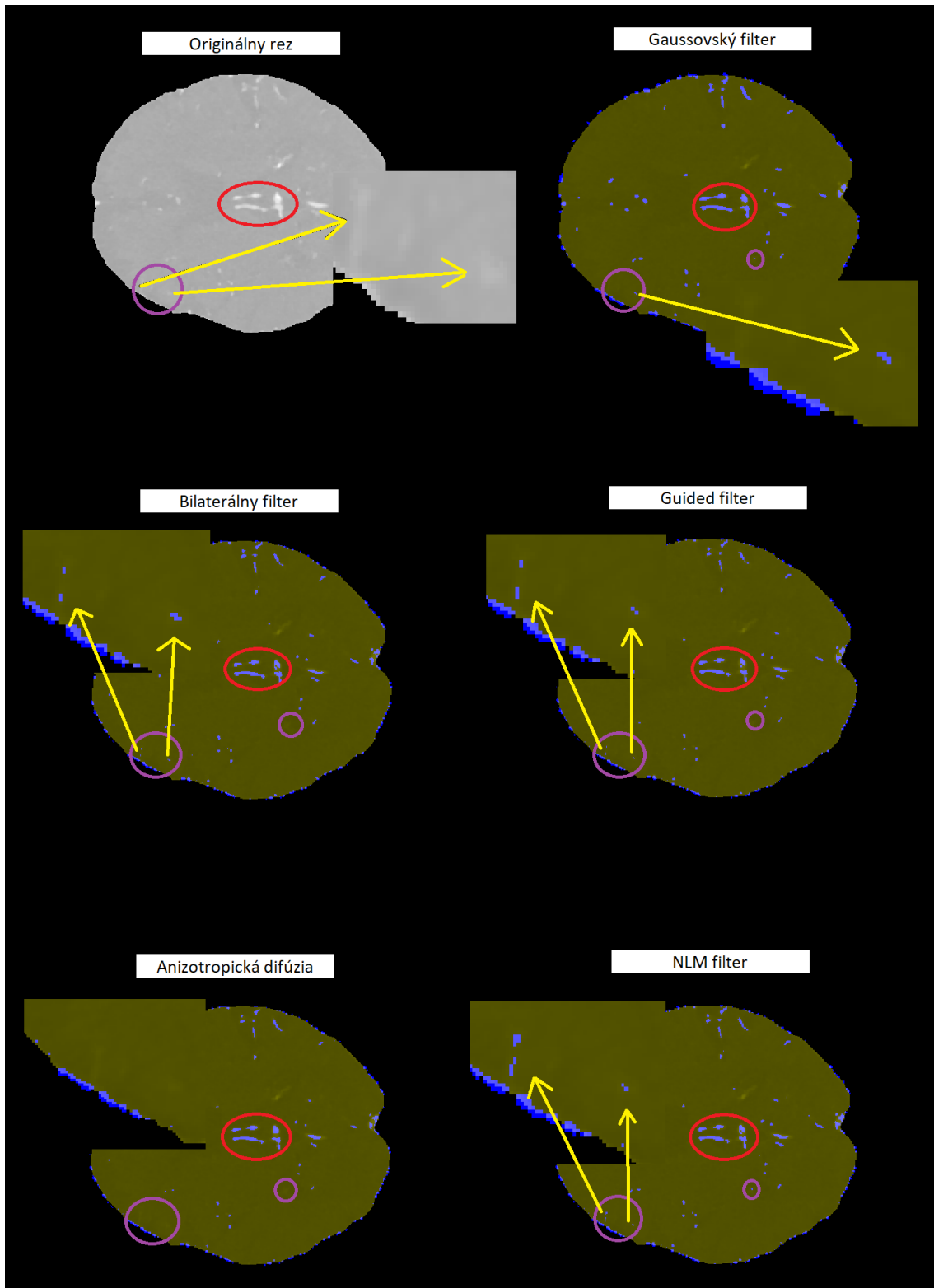
Obr. 4.8: Smerodajné odchýlky jednotlivých filtrov. Prvý diagram ukazuje odchýlky hodnôt objemov ciev spolu so šumovými zložkami. Druhý diagram ukazuje smerodajné odchýlky percentuálneho zastúpenia ciev.

4.5 Diskusia výsledkov z hľadiska kvality DSA

Z výsledkov obdržaných prostredníctvom analýzy je možné stanoviť určité závery. Boxploty jednotlivých filtrov vykazujú veľmi špecifické výsledky. Pokročilejšie filtračné techniky, ktorých hlavnou doménou je zachovávať hrany, majú veľmi podobné štatistické rozloženie. Dalo by sa povedať, že všetky tieto techniky majú takmer totožný vplyv na dostupné patientské dáta. Oproti pôvodným nefiltrovaným objemom zachovali približne rovnaké množstvo ciev, čo v priemere znamená okolo 80 % celkového objemu. Na druhej strane ale príliš neznížili zastúpenie šumu. Odráža sa to v takmer nezmenených hodnotách smerodajnej odchýlky pri všetkých týchto filtroch. Naopak veľmi špecifické výsledky vykazoval gaussovský filter. Pri filtrácii týmto filtrom je možné pozorovať spomínaný charakter dolnej priepuste. Táto skutočnosť je tiež vidieť na grafickom priebehu závislosti veľkosti objemu ciev na hodnote Gaussovho rozloženia (Obrázok 4.3.1). Pri nízkych hodnotách parametra σ (približne do 1,3) je filtračný efekt veľmi slabý, dalo by sa povedať, že nedochádza takmer k žiadnej významnejšej filtrácii. V zápätí však pri vyššej hodnote parametra začne prevládať efekt dolnej priepuste a dochádza k značnému priemerovaniu objemu. Objem cievnych zložiek ako aj šumu pri týchto hodnotách parametra rýchlo klesá, napríklad pri hodnote $\sigma = 2,5$ klesnú tieto objemy dokonca o jeden rád.

Dôležité je však poznamenať, že spôsob hodnotenia filtračných techník pomocou klasifikácie binárnych objemov ako objektívne kritérium nie je práve najvhodnejšie. Zvoliť správny prah určujúci prítomnosť cievy nemusí byť jednoduché z dôvodu individuality anatómie mozgových ciev u jednotlivých pacientov. Ďalším problémom v nemožnosti jasne určiť najlepší filter z vybraných techník môže byť v samotných implementáciách filtrov. Aby sa eliminoval ľudský faktor, mali by všetky použité funkcie pochádzať od jedného subjektu. Tiež by mali byť prispôsobené na prácu s volumetrickými dátami (viď guided filter a NLM filter). Ako vhodné objektívne kritérium by mohlo slúžiť porovnanie s referenčnými objemami, ktoré by obsahovali správne vysegmentované mozgové cievy, avšak k poskytnutým patientským dátam takéto referencie neboli dostupné.

Hodnotenie digitálnej subtrakčnej angiografie vychádza hlavne zo subjektívneho dojmu pozorujúceho lekára alebo iného odborníka. Z tohto dôvodu bola vytvorená montáž šiestich snímok určitého rezu, ktoré predstavujú fúziu originálneho obrazu a binárneho obrazu. Jedná sa teda o prekrytie pôvodného rezu s určitým zastúpením ciev a binárneho obrazu predstavujúci korešpondujúce cievy po filtrácii danou filtračnou technikou. Na základe tohto je možné subjektívne hodnotiť, ako úspešne daný filter zachoval, respektíve potlačil určitý úsek ciev.



Obr. 4.9: Ukážka fúzovaných rezov. Na obrázku je možné vidieť šesť kópií rezov mozgu jedného pacienta, ktoré vznikli fúziou originálu s binárnymi obrazmi reprezentujúce cievy získané po filtrácii daným filtrom.

Fúzované snímky rezu mozgu ukazujú prekrytie úsekov ciev binárnymi obrazmi. Modrou farbou sú zvýraznené pokryté segmenty ciev. Červeným značením sú zvýraznené väčšie tepny. Na prvý pohľad je celkom zložité určiť, ktorý filter zachoval viacej ciev. Gaussovský filter asi najlepšie dokáže pokryť veľké hrubé tepny, zatiaľ čo ostatné filtračné techniky dokázali zachytiť aj oveľa menšie cievy (malé modré bodky). U každého výstupu jednotlivého filtra je zobrazená približená časť mozgu s dvomi malými cievnyimi úsekmi, ktorá je ohraničená fialovou farbou. Je možné si všimnúť, že techniky ako bilaterálny, guided, či NLM filter dokázali aspoň menšiu časť týchto ciev zachovať. Z techník zachovávajúce hrany vychádza najlepšie práve NLM filter, u ktorého je možné pozorovať aj nepatrne malé segmenty ciev. Okrem ciev sú však modrou farbou zvýraznené úseky medzi vzduchom (čierna farba) a šedou hmotou mozgu. Sú to veľké šumové ložiská, ktoré vznikli segmentáciou mozgu pri predspracovaní objemov. Ani jeden typ filtra nedokázal tento šum značne potlačiť, a preto tento problém zanáša do klasifikácie spojených komponentov chybu. Tento šum by mohol byť eliminovaný s využitím erózie, hoci za straty určitých vrstiev mozgu. V prílohe (Príloha C) na konci práce sa nachádzajú podobné ukážky aj od iných pacientov.

Záver

Predmetom bakalárskej práce bol vplyv filtrácie na kvalitu digitálnej subtrahčnej angiografie. Práca pozostáva z teoretickej a praktickej časti práce. Teoretická časť práce zoznamuje čitateľa so stručnou anatómiou mozgu a hlavných mozgových tepien, ďalej sú predstavené jednotlivé diagnostické a zobrazovacie systémy, ktoré slúžia na vyšetrenie mozgu a mozgových ciev. V tejto kapitole sa kládol dôraz najmä na systémy výpočetnej tomografie. Posledná kapitola teoretickej časti práce je zameraná na číslicové spracovanie obrazov. Čitateľ je oboznámený s obrazom ako s dvojrozmerným signálom, ďalej sú z matematického hľadiska vysvetlené filtre ako diskrétny operátory a nakoniec sú predstavené základné, ale aj pokročilejšie metódy zväzňovania obrazov.

V praktickej časti bakalárskej práce je popísaný postup spracovania poskytnutých patientských dát. Predmetom praktickej časti práce bolo hodnotenie vybraných filtračných techník na základe ich vplyvu na zastúpenie ciev v patientských objektoch. K samotnému hodnoteniu filtrov predchádzala nutná analýza jednotlivých nastavení filtrov za účelom zvolenia optimálnych parametrov daných techník. K výsledkom analýzy sú priložené grafické výstupy a vizuálne ukážky. V závere praktickej časti sa nachádza diskusia, kde sú prejednané dosiahnuté výsledky opäť s priloženými vizuálnymi ukážkami.

Dosiahnuté výsledky žiaľ nie sú dostatočne preukazné. Ako je uvedené v diskusii, zvolené objektívne kritérium na hodnotenie jednotlivých filtračných techník nebolo príliš vhodné. Klasifikovanie získaných binárnych objemov na cievne a šumové zložky prostredníctvom prahovania síce je celkom intuitívna a jednoduchá metóda, ale kvôli individualite pacientov a možnému nepresnému prepočtu priemerných dĺžok arteriálnych segmentov (slúžiacich ako prah) na jednotkové voxely nie je asi optimálnou voľbou. Analýzou parametrov sa podarilo aspoň z časti zistiť optimálne nastavenia daných filtrov zo zvolených rozsahov. V tomto prípade by bolo určite oveľa presnejšie, keby sa hodnoty parametrov filtrov hľadali z väčších rozsahov, čo by ale samozrejme znamenalo o dosť vyššiu časovú náročnosť. Optimálne parametre odvodené z grafických výstupov analýzy sa pre väčšinu filtrov vo výsledku neukázali ako tie najvhodnejšie. Preto sa voľba správneho nastavenia vykonávala ako kompromis medzi získanými výstupmi a subjektívnym dojmom. Subjektívne hľadisko hralo pre záverečné hodnotenie značnú úlohu, čo je na jednej strane pre vyvodenie konkrétnych záverov nežiadúce, na druhej strane je to však v prípade diagnostiky nezanedbateľný pojem. Z vybraných techník vychádzajú ako najlepšie bilaterálny a NLM filter z dôvodu schopnosti zachovať po filtrácii aj veľmi malé úseky ciev.

Literatúra

- [1] (2022), J. C.: imshow4. Retrieved January 3, 2022.
URL <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47188-imshow4>
- [2] (2022), W. Q.: Brain extraction from CT and CTA images (<https://github.com/WuChanada/StripSkullCT>). 2022.
URL https://uk.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/71935-brain-extraction-from-ct-and-cta-images?s_tid=srchtitle
- [3] Buades, A.; Coll, B.; Morel, J.-M.: A non-local algorithm for image denoising. In *2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)*, roènik 2, IEEE, 2005, s. 60–65.
- [4] Catté, F.; Lions, P.-L.; Morel, J.-M.; aj.: Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion. *SIAM Journal on Numerical analysis*, roènik 29, è. 1, 1992: s. 182–193.
- [5] Druga, R.; Grim, M.; Dubový, P.: *Anatomie centrálního nervového systému*. Praha: Galén, první vydání, c2011, ISBN 978-80-7262-706-6.
- [6] Frydrychowicz, A.; François, C. J.; Turski, P. A.: Four-dimensional phase contrast magnetic resonance angiography: Potential clinical applications. *European Journal of Radiology*, roènik 80, è. 1, 2011: s. 24–35, ISSN 0720-048X, doi:<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.01.094>, vascular Imaging.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0720048X11001380>
- [7] Gomez, A.: "MIPROT: A Medical Image Processing Toolbox for MATLAB". Xiv preprint arXiv:2104.04771 (2021). 2021.
URL https://uk.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/41594-medical-image-processing-toolbox?s_tid=srchtitle
- [8] Hartung, M. P.; Grist, T. M.; François, C. J.: Magnetic resonance angiography: current status and future directions. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, roènik 13, è. 1, 2011: s. 1–11.
- [9] Hassan, N. H.; Mansor, M. A. E.-B.; Ibrahim, A. A.-S.; aj.: ANATOMICAL MEASUREMENTS OF CEREBRAL ARTERIES USING DIGITAL SUBTRACTION ANGIOGRAPHY. *Ain Shams Medical Journal*, roènik 71, è. 2, 2020: s. 259–267.

- [10] He, K.; Sun, J.; Tang, X.: Guided image filtering. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, roèník 35, è. 6, 2012: s. 1397–1409.
- [11] Jain, P.; Tyagi, V.: A survey of edge-preserving image denoising methods. *Information Systems Frontiers*, roèník 18, è. 1, 2016: s. 159–170.
- [12] Jan, J.: *Medical image processing, reconstruction and restoration*. Boca Raton: Taylor & Francis, 2006, ISBN 0-8247-5849-8.
- [13] Jimenez-Carretero, D.; Santos, A.; Kerkstra, S.; aj.: 3D Frangi-based lung vessel enhancement filter penalizing airways. In *2013 IEEE 10th International Symposium on Biomedical Imaging*, IEEE, 2013, s. 926–929.
- [14] Khan, K. B.; Khaliq, A. A.; Jalil, A.; aj.: A robust technique based on VLM and Frangi filter for retinal vessel extraction and denoising. *PloS one*, roèník 13, è. 2, 2018: str. e0192203.
- [15] Mornstein, V.: *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita, první vydání, 2018, ISBN 978-80-210-8984-6.
- [16] Mourek, J.: *Fyziologie*. Praha: Grada, druhé vydání, 2012, ISBN 978-80-247-3918-2.
- [17] Perona, P.; Malik, J.: Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, roèník 12, è. 7, 1990: s. 629–639.
- [18] Tu, W.-C.; Lai, Y.-A.; Chien, S.-Y.: Constant time bilateral filtering for color images. In *2016 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, IEEE, 2016, s. 3309–3313.
- [19] Vrselja, Z.; Brkic, H.; Mrdenovic, S.; aj.: Function of circle of Willis. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, roèník 34, è. 4, 2014: s. 578–584.
- [20] Čihák, R.: *Anatomie*. Praha: Grada, druhé vydání, 2001-2004, ISBN 80-247-1132-x.

Zoznam symbolov a skratiek

RTG	rentgén
CT	výpočetná tomografia
PSF	impulzná charakteristika obrazu – Point Spread Function
RT	Radonova transformácia
SBP	jednoduchá spätná projekcia – Simple Back Projection
FBP	filtrovaná spätná projekcia – Filtered Back Projection
ALARA	<i>'As Low as Reasonably Achievable'</i> – <i>'Tak nízko, ako je rozumne dosiahnuteľné'</i> , jedno zo základných kritérií minimalizácie radiačného rizika, odporúčaných Medzinárodnou komisiou pre radiačnú ochranu
KL	kontrastná látka
MR	magnetická rezonancia
MRI	zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie – Magnetic Resonance Imaging
RF	rádiofrekvenčné pulzy
MRA	magnetická rezonančná angiografia
PC MRA	metóda fázového kontrastu pre magnetickú rezonančnú angiografiu – Phase Contrast MRA
TOF MRA	metóda Time of Flight pre magnetickú rezonančnú angiografiu – Time of Flight MRA
DSA	digitálna subtrakčná angiografia
SPECT	Single-photon Emission Computed Tomography
PET	Positron Emission Tomography
FDG	fluórdeoxyglukóza
LSO	lutécium orthosilikát
SNR	Signal to Noise Ratio – pomer signálu k šumu
BRISQUE	Blind/Referenceless Image Spatial Quality Evaluator

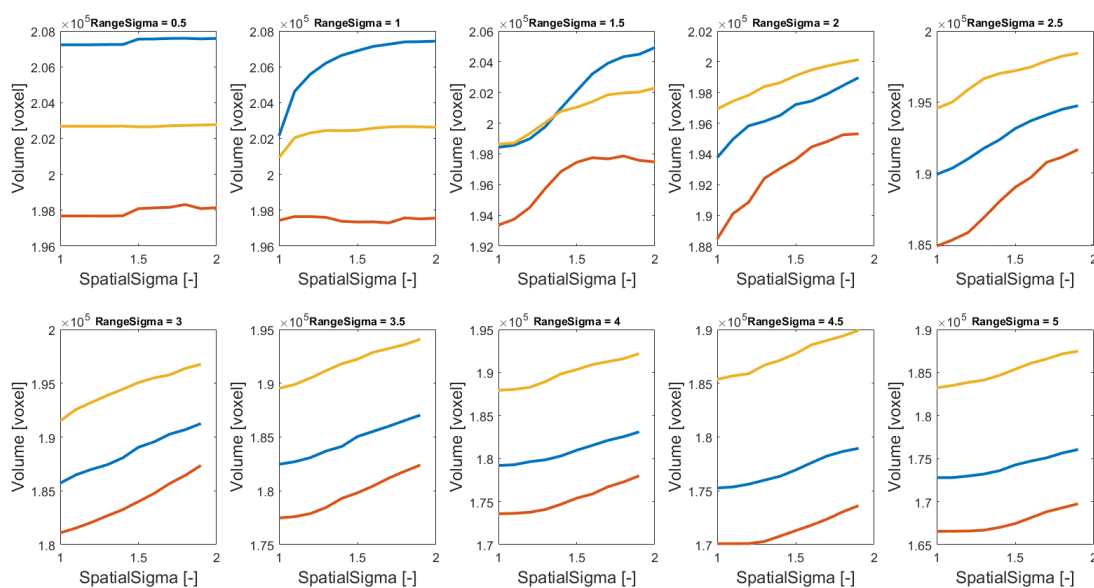
NIQE	Naturalness Image Quality Evaluator
PIQE	Perception based Image Quality Evaluator
WCF	Wiener Correction Factor – Wienerov korekčný faktor
NLM	Non-Local Means Filter
h	váhovacia funkcia (maska)
$f_{i,k}$	pixel vstupného (originálneho) obrazu
$g_{i,k}$	pixel výstupného obrazu
$s(m, n)$	filtrovaný obraz
$\hat{s}(m, n)$	pôvodný zašumený obraz

A Výsledky analýzy parametrov

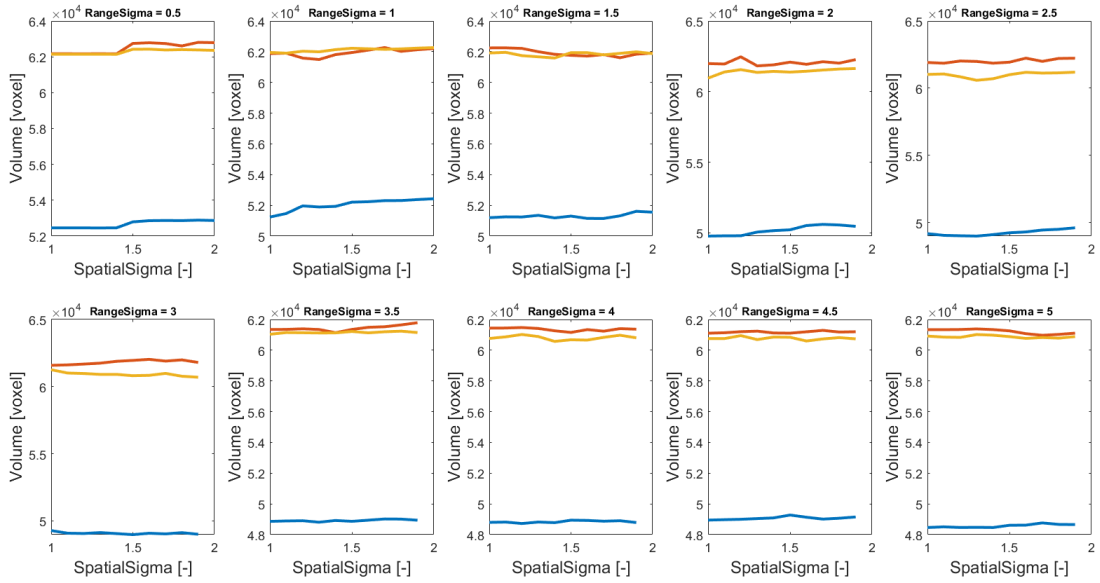
A.1 Bilaterálny filter

Analyzované parametre:

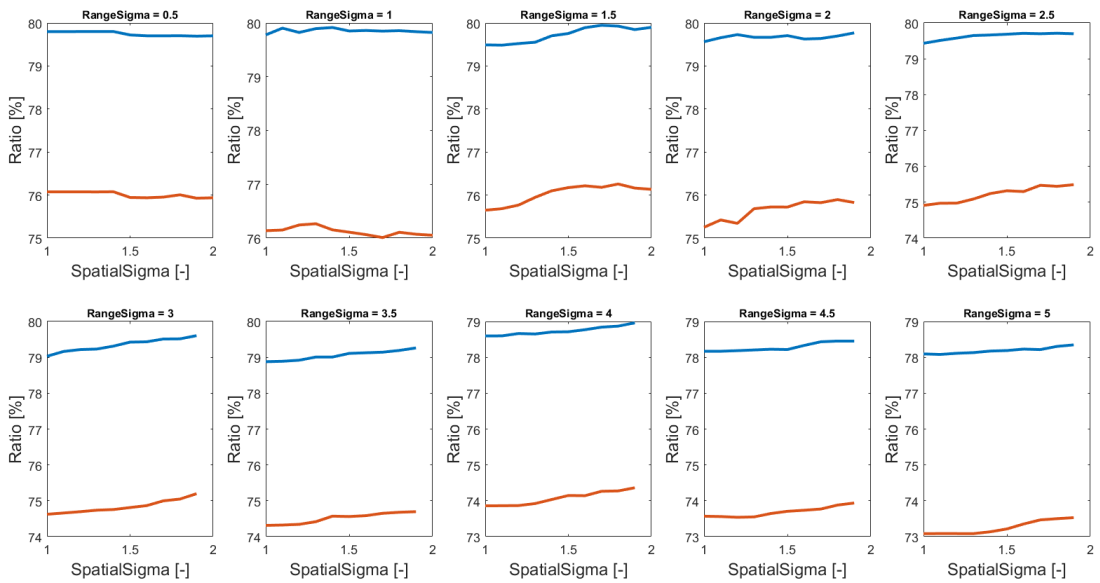
- SpatialSigma – hodnota priestorovej funkcie, od hodnoty 1 do 2,5 s krokom 0,1
- RangeSigma – hodnota rozsahovej funkcie, od hodnoty 0,5 do 5 s krokom 0,5



Obr. A.1: Závislosť veľkosti objemu ciev na parametri priestorovej funkcie pri rozličnej hodnote parametra rozsahovej funkcie.



Obr. A.2: Závislosť veľkosti objemu šumu na parametri priestorovej funkcie pri rozličnej hodnote parametra rozsahovej funkcie.

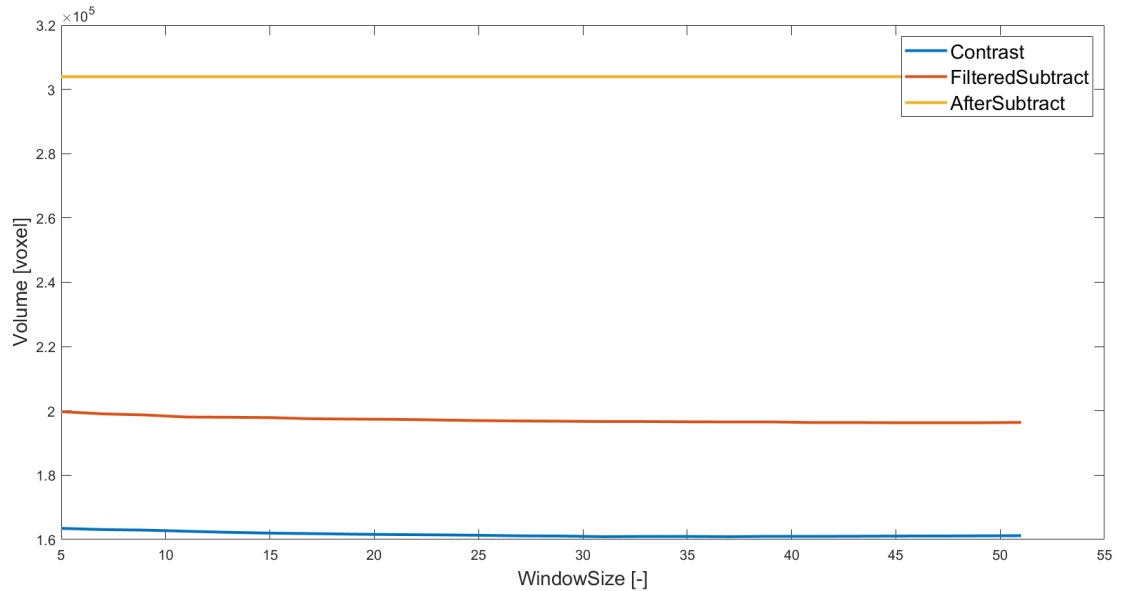


Obr. A.3: Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu na parametri priestorovej funkcie pri rozličnej hodnote parametra rozsahovej funkcie.

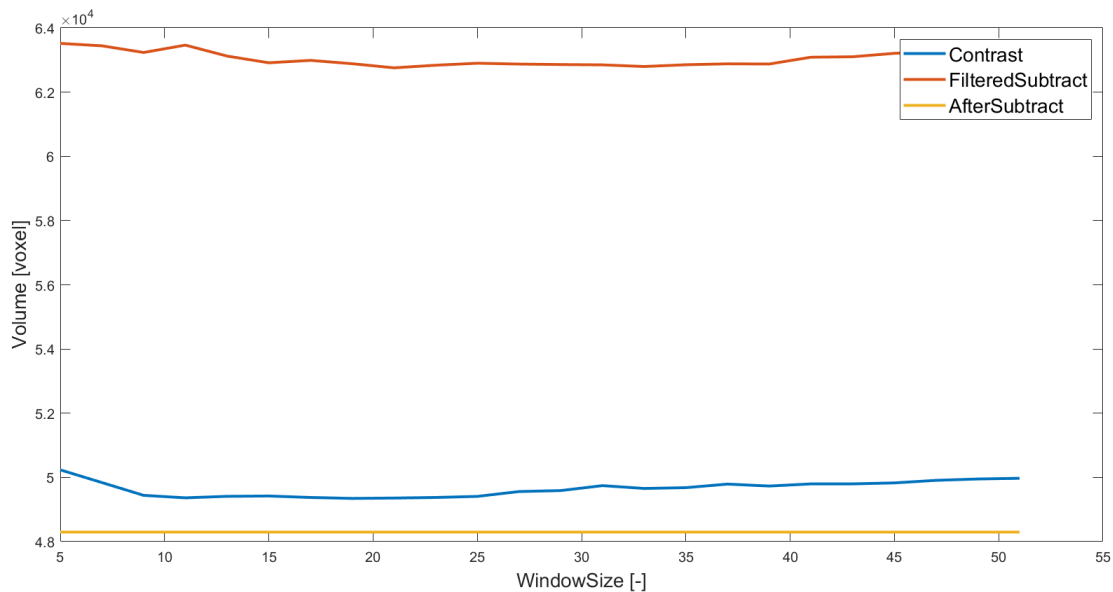
A.2 Guided filter

Analyzované parametre:

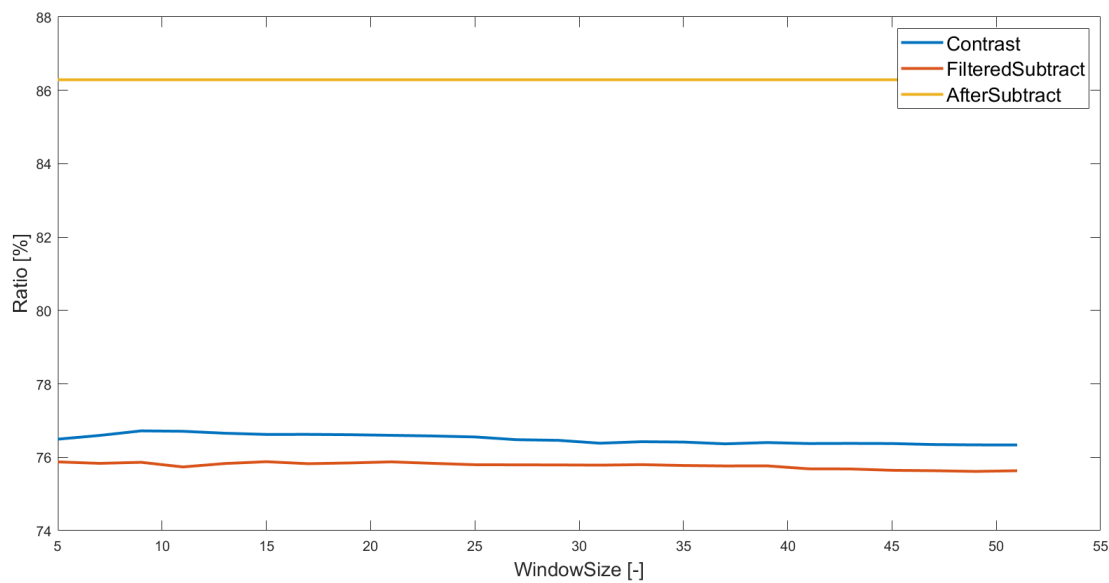
- WindowSize – veľkosť filtračného okna, od hodnoty 5 do 51 s krokom 2 (príklad veľkosti okna [9 9])
- DegreeOfSmoothing – stupeň vyhladzovania, konštantná hodnota 0,00001



Obr. A.4: Závislosť veľkosti objemu ciev na veľkosti filtračného okna.



Obr. A.5: Závislosť veľkosti objemu šumu na veľkosti filtračného okna.



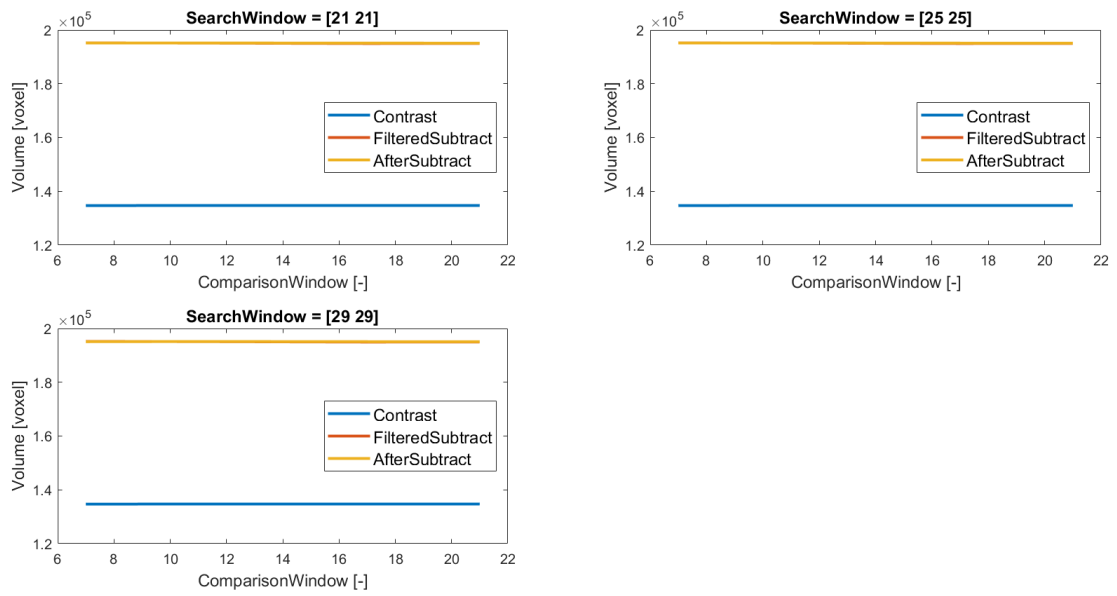
Obr. A.6: Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu na veľkosti filtračného okna.

A.3 NLM filter

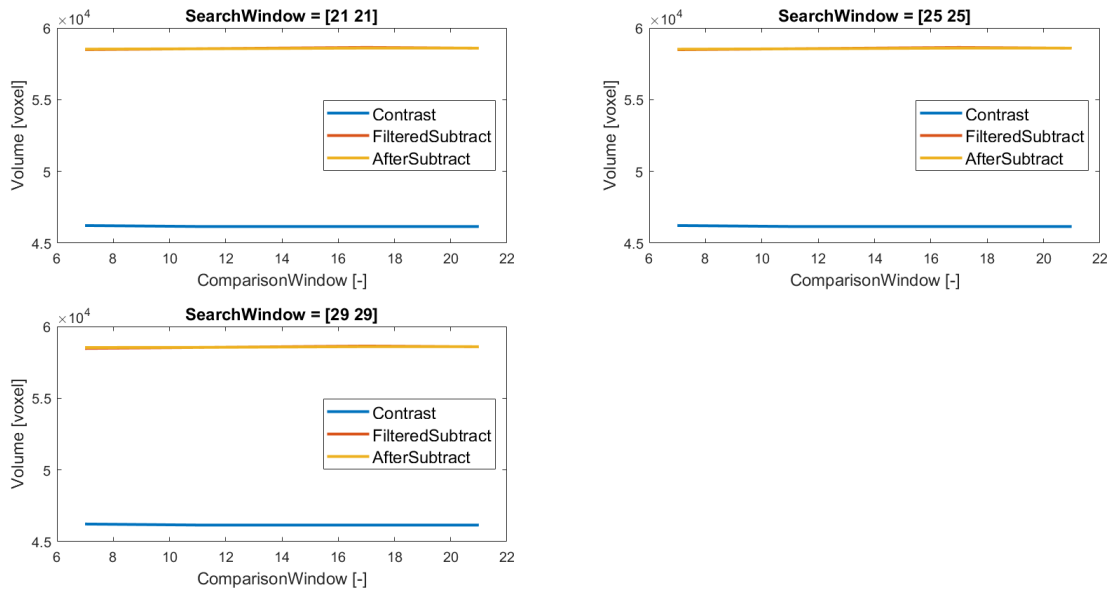
Analyzované parametre:

- SearchWindow – hodnoty 21, 25 a 29

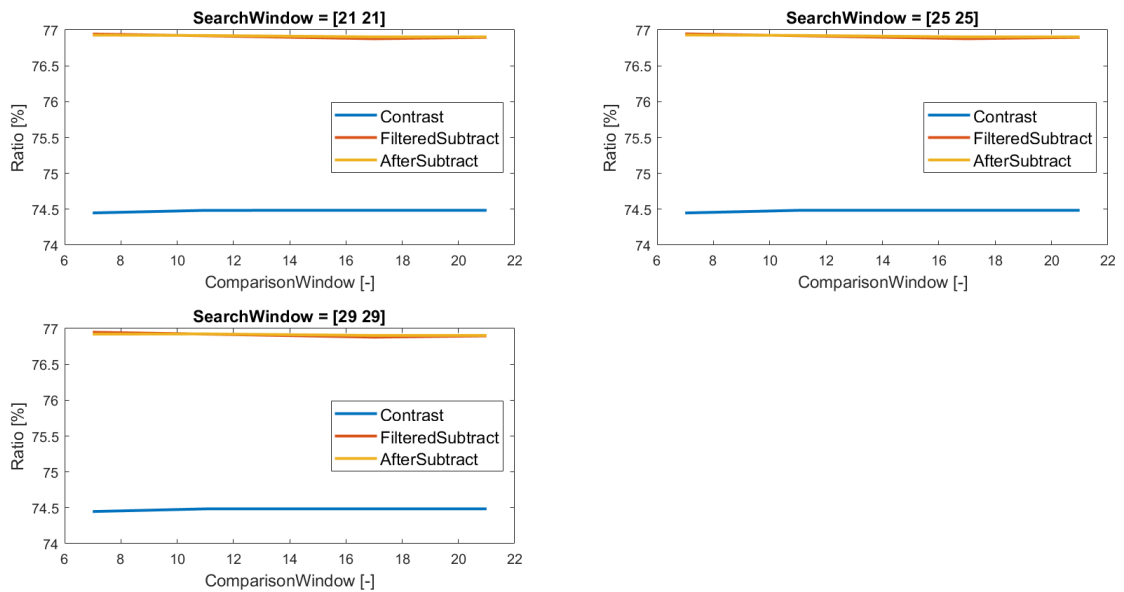
- ComparisonWindow – hodnoty 7, 11, 17 a 21
- príklad veľkosti okna [29 17]



Obr. A.7: Závislosť veľkosti objemu ciev na veľkosti porovnávacieho okna pri danom prehľadávacom okne.



Obr. A.8: Závislosť veľkosti objemu šumu na veľkosti porovnávacieho okna pri danom prehľadávacom okne.

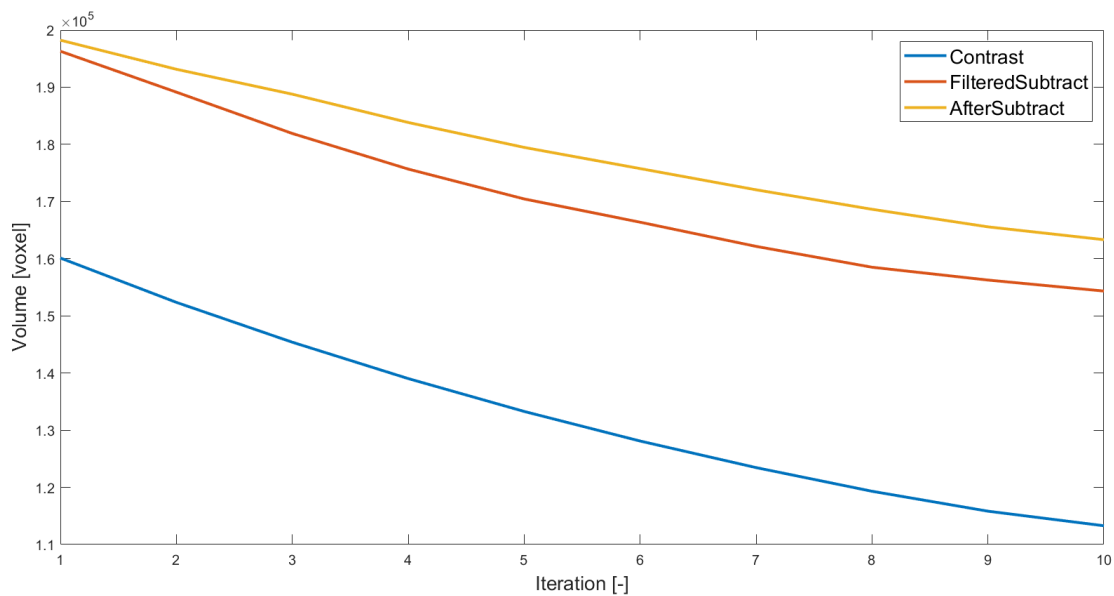


Obr. A.9: Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu na veľkosti porovnávacieho okna pri danom prehľadávacom okne.

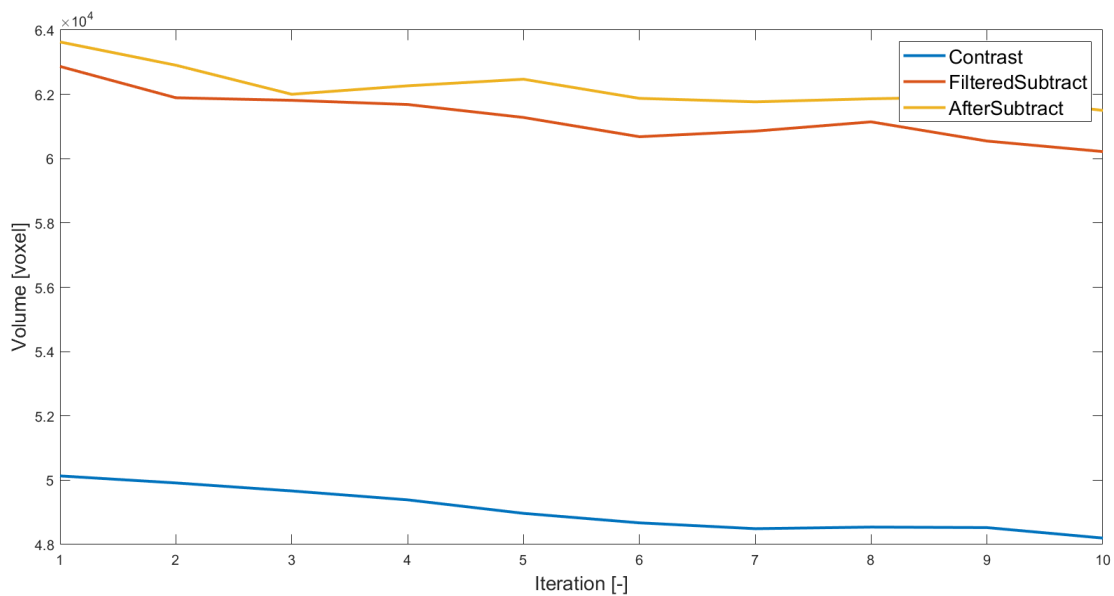
A.4 Anizotropická difúzia

Analyzované parametre:

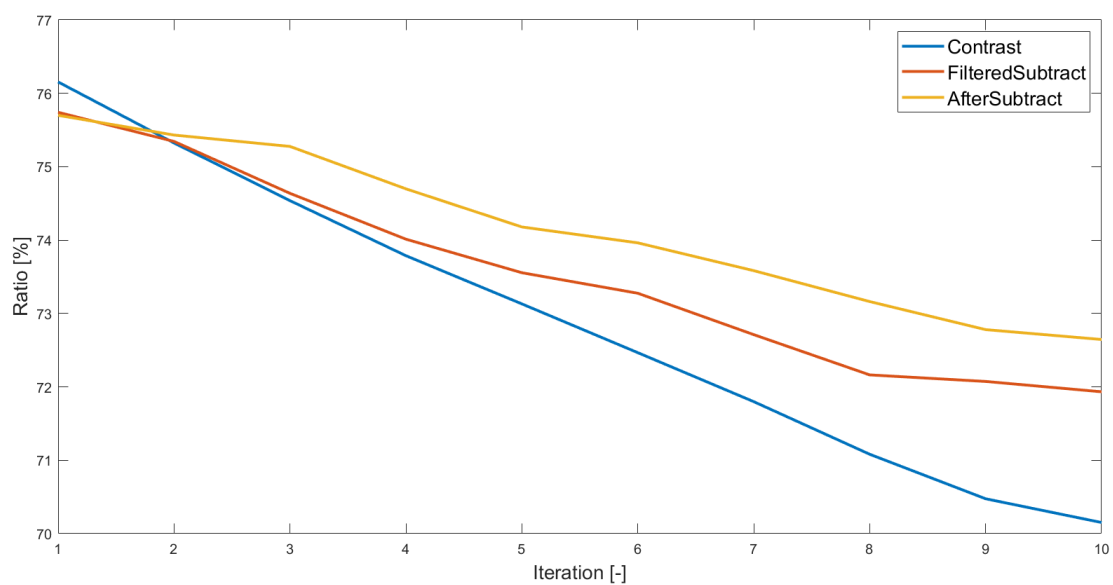
- Iterations – počet opakovaní procesu difúzie, od 1 do 10



Obr. A.10: Závislosť veľkosti objemu ciev na počte opakovaní procesu difúzie.

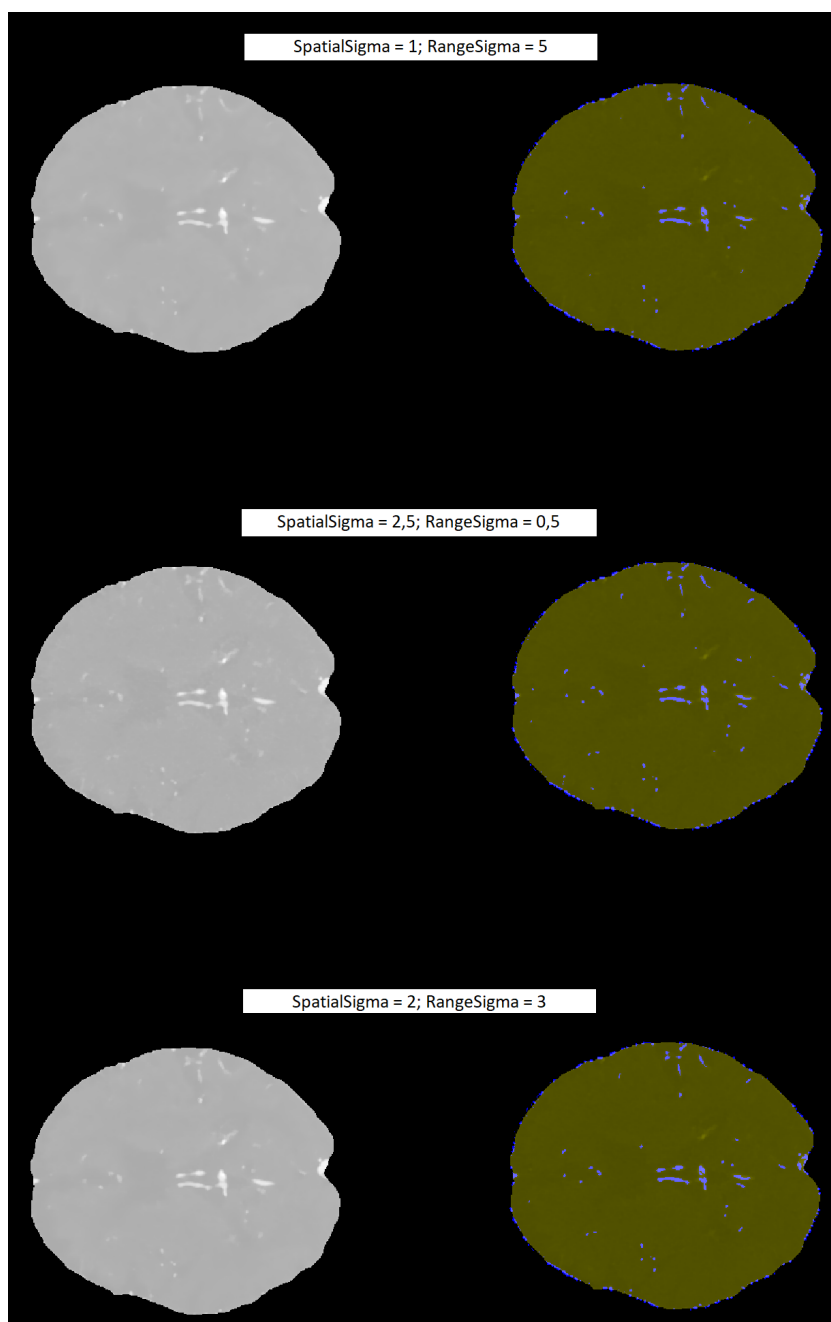


Obr. A.11: Závislosť veľkosti objemu šumu na počte opakovaní procesu difúzie.

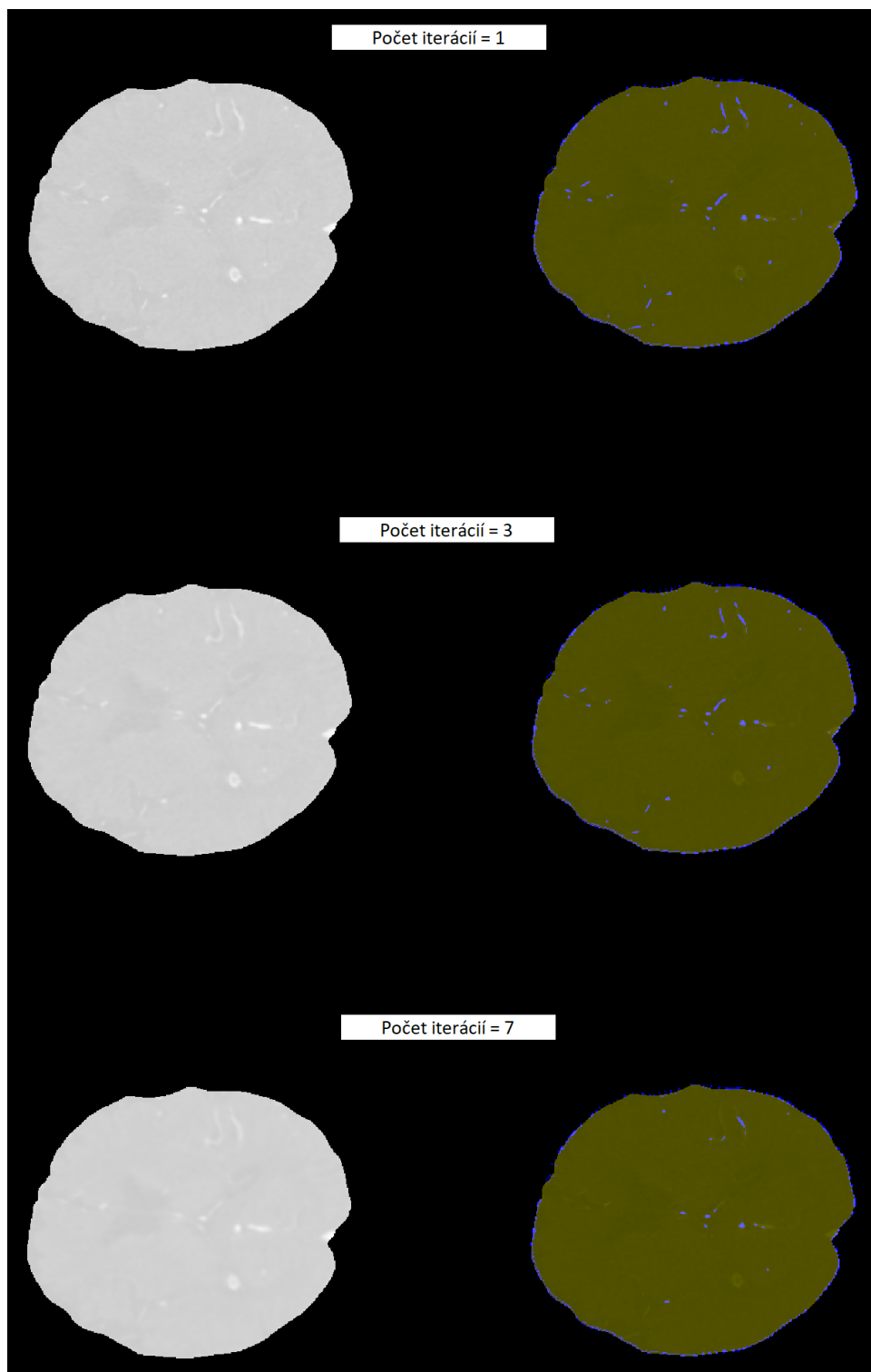


Obr. A.12: Zmena pomeru objemu ciev k celkovému objemu na počte opakovaní procesu difúzie.

B Ukážky vplyvu nastavenia daného filtra na zastúpenie ciev

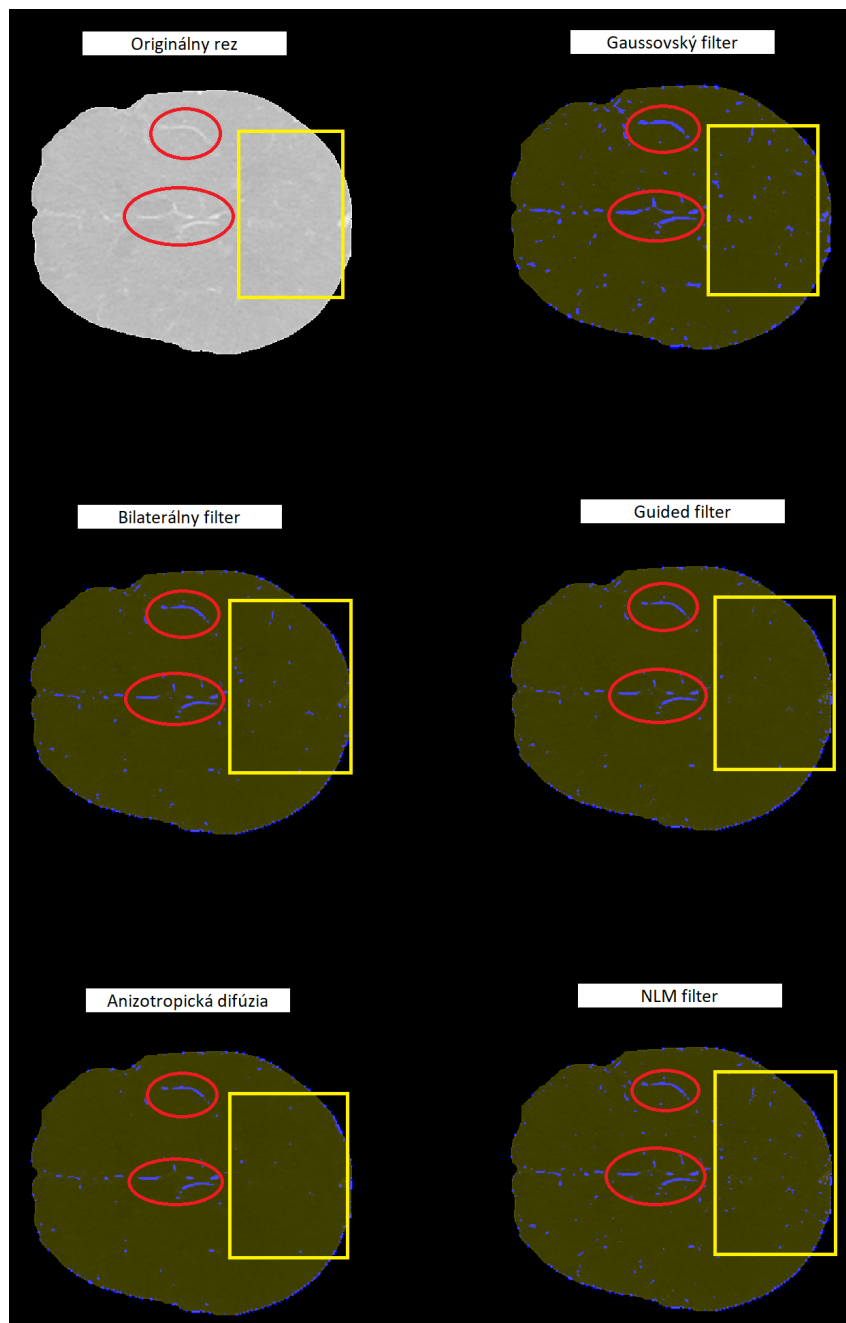


Obr. B.1: Ukážka vplyvu nastavenia filtra na zastúpenie ciev – bilaterálny filter. V ľavej časti obrázku sa nachádzajú filtrované rezy pri danom nastavení filtra. V pravej časti je možné vidieť fúzované snímky originálneho rezu s binárnym obrazom reprezentujúci cievy.



Obr. B.2: Ukážka vplyvu nastavenia filtra na zastúpenie ciev – anizotropická difúzia. V ľavej časti obrázku sa nachádzajú filtrované rezy pri danom nastavení filtra. V pravej časti je možné vidieť fúzované snímky originálneho rezu s binárnym obrazom reprezentujúci cievu.

C Ukážky fúzovaných snímkov od rôznych pacientov



Obr. C.1: Ukážka fúzovaných rezov. Červenou farbou sú vyznačené väčšie segmenty ciev. Žltým orámovaním je vyznačená zašumená oblasť s menšími cievami. V tomto prípade gaussovský filter pravdepodobne označil ako cievy aj viacej šumových zhlukov, kým napríklad bilaterálny filter dokázal šum lepšie potlačiť.



Obr. C.2: Ukážka fúzovaných rezov. Červenou farbou sú vyznačené väčšie segmenty ciev. Fialovým značením je zvýraznená oblasť s menšími úsekmi ciev. Opäť je vidieť, že NLM filter dokázal aspoň malé časti týchto ciev zachovať.