

INSTITUT FOR ELEKTRONISKE SYSTEMER

TITEL:

Segmentering af arterier i hjernen fra protonvægtede MRI

PROJEKTPERIODE:

6. semester
4. februar - 27. maj, 2003

PROJEKT GRUPPE:

621 - 2003 IN6

GRUPPEMEDLEMMER:

Stephen Schreiber Aaes
Mikkel Sandberg Andersen
Sanne Christensen
Tommy Jensen
Allan Møller Nielsen
Rikke Ottesen
Jeanette Bødker Pedersen

VEJLEDER:

Lasse Riis Østergaard

ANTAL KOPIER: 10

RAPPORT SIDEANTAL: 79

APPENDIKS SIDEANTAL: 30

TOTAL SIDEANTAL: 116

SYNOPSIS:

Dette projekt tager udgangspunkt i forbedring af et segmenteringssystem. Formålet med segmenteringen er at kunne detektere arterier i hjernen ud fra Magnetic Resonans Imaging-scanninger. Anvendte metoder til forbedring af systemet er: Watershed segmentering, feature ekstrahering, fuzzy information granulation og rekonstruktion.

Watershed segmenteringen implementeres i form af downhill Maximum Gradient Path, og fra det segmenterede data udtrækkes følgende features: Cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit. Featurene anvendes til klassificering af arterie og ikke arterie. Herefter bearbejdes de klassificerede data, så outputtet fremstår som et sammenhængende arteriesystem.

Det konkluderes, at systemets tre hovedelementer, segmentering, feature ekstrahering og fuzzy klassificering og rekonstruktion er analyseret, designet og implementeret. Det er endvidere ikke lykkedes at integrere systemdelene, således en samlet test af systemet kunne udføres. Det vurderes, at en forbedret metode til udregning af cirkularitet og aflanghed vil forbedre muligheden for en total integration af systemets dele.



TITLE:

Segmentation of arteries in the brain based on protonweighted MRI.

TIME PERIOD:

6th semester,
February 4th to May 27th, 2003

PROJECT GROUP:

621 - 2003 IN6

GROUP MEMBERS:

Stephen Schreiber Aaes
Mikkel Sandberg Andersen
Sanne Christensen
Tommy Jensen
Allan Møller Nielsen
Rikke Ottesen
Jeanette Bødker Pedersen

SUPERVISOR:

Lasse Riis Østergaard

NO. OF COPIES: 10

NO. OF PAGES IN MAIN REPORT: 79

NO. OF PAGES IN APPENDICES: 30

NO. OF PAGES IN TOTAL: 116

ABSTRACT:

The purpose of this project is to improve an existing system for segmentation. The purpose of the segmentation is to detect arteries in the brain based upon Magnetic Resonans Imaging scannings.

Methods, which have been applied to improve the system are: Watershed segmentation, feature extraction, fuzzy information granulation and reconstruction.

The watershed segmentation is implemented in the form of a downhill Maximum Gradient Path algorithm and the following features are extracted from the segmented data: Circularity, narrowness and histogram consistency. The features are used in classifying between the classes of artery or non-artery. The data are then processed so that the output appears to be a coherent arterial system.

The report concludes that the three main areas of the developed system, segmentation, feature extraction and fuzzy classifying and reconstruction has been analyzed, designed and implementet. Furthermore an integration of the system areas, in such a way that a complete test of the system could be performed, was not successfull. It is evaluated, that an improved method for calculation of circularity and narrowness would improve the possibilities of completing a total integration of the areas of the system.



Forord

Denne rapport er udarbejdet i projektførløbet for 6. semester for Informatik på Aalborg Universitet i perioden 3. februar til 27. maj 2003. Temaet for semestret er "Opsamling og beskrivelse af information". Målgruppen er andre studerende på 6. semester Informatik.

Rapporten er bygget op af fem dele: Foranalyse, analyse, design, implementation og sammenfatning. Herudover er der før analysen lavet en kravspecifikation efter SPU-modellen (Struktureret Program Udvikling).

Kildehenvisninger angives ved Harvard-metoden, et eksempel: [Østergaard et al., 2001]. Kapitler og afsnit, der begynder med en kildehenvisning, er baseret på denne kilde.

Gruppen vil gerne takke M.D. Jens Haase, Viborg Sygehus/Aalborg Universitet.

Vedlagt er en cd-rom, hvorpå følgende kan findes:

- Rapporten
- Kildekode
- Kompileret program
- MRI data

Aalborg Universitet, den 27. maj 2003.

Stephen Schreiber Aaes

Mikkel Sandberg Andersen

Sanne Christensen

Tommy Jensen

Allan Møller Nielsen

Rikke Ottesen

Jeanette Bødker Pedersen



Indhold

1	Indledning	9
1.1	Projektets formål	10
2	Foranalyse	11
2.1	Det nuværende system	11
2.2	Vurdering af det nuværende system	14
3	Kravspecifikation	16
3.1	Indledning	16
3.2	Generel beskrivelse	16
3.3	Specifikke krav	18
3.4	Software-grænseflade	18
I	Analyse	19
4	Analyse	21
4.1	Indledning	21
4.2	Automatic segmentation of blood vessels	21
5	Segmentering	23
5.1	Watershed	23
5.2	Klassisk watershed	24
5.3	Downhill Maximum Gradient Path	25
5.4	Pre-merging	26
6	Feature ekstrahering	28
6.1	Features	28
6.2	Cirkularitet	28
6.3	Aflanghed	29
6.4	Vægtet intensitetsgennemsnit	30
7	Klassificering og rekonstruktion	32
7.1	Fuzzy Information Granulation	32
7.2	Klassificering via Fuzzy Information Granulation	33
7.3	Rekonstruktion	34
8	Brugergrænseflade	37
8.1	Brugernes behov	37
8.2	Konceptmodel	38
9	Konklusion på analyse	41

INDHOLD

II Design	42
10 Segmentering	45
10.1 Watershed	45
11 Feature ekstrahering	50
11.1 Principalakse	50
11.2 Cirkularitet	50
11.3 Aflanghed	52
11.4 Vægtet intensitetsgennemsnit	52
11.5 Samlet feature ekstraheringsdesign	53
11.6 Problemer omkring feature ekstrahering	54
12 Klassificering og rekonstruktion	55
12.1 Klassificering	55
12.2 Rekonstruktion	60
13 Brugergænseflade	68
13.1 Hovedform	68
13.2 Step-beregning	69
III Implementation	71
14 Implementation	73
IV Sammenfatning	76
15 Accepttest	78
15.1 Testcases	78
15.2 Udførelse	79
16 Konklusion	80
16.1 Projektets formål	80
16.2 Metoder	80
16.3 Resultater	81
16.4 Perspektivering	82
Litteraturliste	82
V Appendiks	84
A Arterier i hjernen	86
B Analyse af MRI data	90
B.1 MRI-volumener	90
B.2 Analyse af MRI data	91
C MINC	93

D	Morfologisk billedbehandling	94
D.1	Erosion og dilation	94
D.2	Klassisk watershed segmenteringsalgoritme	94
E	Lineær regression	97
F	Kalibrering	100
F.1	Kalibrering af programmet	100
G	Test	102
G.1	Test af segmentering	102
G.2	Test af feature ekstrahering	104
G.3	Test af Klassificering og Rekonstruktion	107
G.4	Test af idealiseret data	110
H	Brugergrænsefladens funktioner	111
H.1	Funktioner	111
H.2	Koncepter	112
I	Brugerinterview	113

Indledning

Dette projekt beskæftiger sig med at udvikle en metode til at segmentere og klassificere hjernens arteriesystem, for på baggrund heraf at kunne forbedre segmenterings- og klassificeringsdelen for et allerede eksisterende forskningsprojekt. Ydermere vil udviklingsovervejelser til en brugergrænseflade indgå. Kapitlet her vil klarlægge baggrunden og motivationen for at påbegynde dette arbejde, samt klarlægge projektets formål, der vil danne grundlag for det videre projektforsløb.

Segmentering af arterier

Der er rundt om i verden en stigende interesse for at forske i metoder, der gør det muligt at udtrække information om hjernens arteriesystem fra forskellige typer af medicinske data. Disse data inkluderer alt fra røntgenbilleder, ultralyds- og CT/CAT scanninger (Computed Aided Tomography) til MRI scanninger (Magnetic Resonance Imaging). Formålet med denne forskning er ved hjælp af en computer at blive i stand til at opstille en model af hjernens arteriesystem på baggrund af disse data.

Anvendelsesområder for segmenterede data

Grunden til den stigende interesse for at kunne segmentere hjernens arterier, findes i den sammenhæng de segmenterede data finder anvendelse. På hospitaler er det i dag sådan, at en neurokirurg under forberedelse til en operation udelukkende har scanningsdata og sine egne samt kollegers erfaringer at forholde sig til. Det er kirurgens opgave ud fra disse tilgængelige oplysninger og data, der alle er 2-dimensionelle, at opstille en mental 3-dimensionel (herefter kaldet 3D) model af patientens hoved og indre, for derved at kunne markere operationens indgangspunkt og mål. Dette kan til tider være en problematisk proces, idet kirurger ikke nødvendigvis har den samme opfattelse af hvordan informationerne i disse data kan tolkes. Dette kan lede til, at to kirurger, der har fået givet de samme data, grundet denne subjektive vurdering, opstiller to forskellige modeller. Dette kan give anledning fejl under operationer, idet neurokirurgi foregår på meget små og vitale dele af patientens vigtigste organ. Derfor kan selv den mindste fejl have alvorlige konsekvenser. På baggrund heraf vil der være et specifikt anvendelsesområde for en computerbaseret opstilling af en 3D model af hjernens arteriesystem, idet dette vil give kirurgen et objektive billede af scanningsdata.

De to hovedområder, en sådan 3D model finder anvendelse i, er:

- Operationsforberedelse
- Uddannelses- og træningsværktøj

En neurokirurg lærer de nødvendige rutiner for operationer gennem træning, observation af andre kirurger, litteratur samt udveksling af erfaringer med andre kirurger. Disse rutiner er afhængige af den individuelle operation, hvilket ofte kan medføre komplikationer i forbindelse med en operation eller forberedelsen hertil, idet det kan risikeres, at en kirurgs kendskab til de nødvendige rutiner er begrænset.

KAPITEL 1. INDLEDNING

Et andet område hvor segmenterede arterier kan finde anvendelse, er under udvikling af en fysisk simulator, svarende til den type, der anvendes under uddannelse af piloter, hvor det er muligt for såvel uddannede kirurger, samt kirurger der endnu er under uddannelse, at afprøve teorier og/eller operationsrutiner i sikre, virtuelle omgivelser. Kombineret med det ovenstående anvendelsesområde kan en sådan simulator ligeledes være behjælpelig under forberedelse til en operation, idet det herigennem bliver muligt at afprøve teorier omkring operationens indgrebspunkt og den valgte rute gennem hjernevævet til operationens mål. Grundlaget for en sådan simulator er endvidere et segmenteret arteriesystem, hvorover der opbygges en 3D model. Dog skal der i denne sammenhæng også foregå en opstilling af en 3D-model af selve hjernevævet, for at kunne tilbyde den fulde funktionalitet af en simulator.

Motivation

Et forskningsprojekt på Aalborg Universitet ved navn "Virtual Brain Project" har som formål at udvikle en simulator, hvormed det bliver muligt at udføre operationsteorier i praksis samt opstille særlige situationer i kontrollerede omgivelser. Et projekt, der har tilknytning til "Virtual Brain" projektet, beskæftiger sig med at opstille anatomiske modeller af arterier og benytter sig af en segmentering af arterier, på baggrund af MR billeder. Segmenteringen har i dette projekt ikke haft høj prioritet og giver ikke de ønskede resultater i form af et tilstrækkeligt antal segmenterede arterier.

På baggrund heraf er motivationen for dette projekt at undersøge, hvorvidt det er muligt at udvikle en forbedret segmenteringsmetode. For at være en forbedring kræves det, at den for dette projekt udviklede segmenteringsmetode finder frem til flere og mindre arterier, end det hidtil har været tilfældet for det nævnte forskningsprojekt.

Jævnfør studieordningen foreligger der et krav om, at der udføres et design af en brugergrænseflade til det software, der udvikles under projektarbejdet. På baggrund heraf vil der i projektet blive givet et forslag til en designløsning af en brugergrænseflade til systemet udviklet i projektet om anatomiske modeller af arterier.

1.1 Projektets formål

Projektets formål kan opsummeres i følgende to punkter:

- *At udvikle en forbedret segmenteringsmetode, der kan segmentere en tilstrækkelig andel af hjernens arteriesystem.*
- *At give et forslag til en designløsning af en brugergrænseflade til systemet i projektet om anatomiske modeller af arterier.*

Udgangspunktet for projektet bliver at forbedre den segmentering for det i ovenstående afsnit nævnte projekt [Østergaard et al., 2001]. Det ønskes at forbedre denne segmentering således, at flere og i særdeleshed flere af hjernens mindre arterier opfanges af segmentering, hvorved en mere præcis afbildning af hjernens arteriesystem opnås.

Den udviklede segmenteringsmetode er tænkt som værende en erstatning til den i forskningsprojektet eksisterende.

Designet af brugergrænsefladen rettes mod kirurger og lægestuderende.

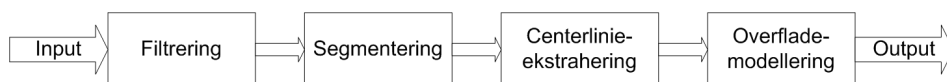
Foranalyse

Dette kapitel omhandler en beskrivelse af det allerede eksisterende system til opbygning af anatomiske modeller af arterier og de problemstillinger der eksisterer i forbindelse med systemet. Der gives en vurdering af det nuværende system samt udvælgelse af områder, hvor det eksisterende system kan forbedres.

2.1 Det nuværende system

[Østergaard et al., 2001]

Det nuværende system er fra et forskningsprojekt om opbygning af anatomiske modeller af arterier. Det nuværende system er bygget op ved hjælp af de generelle metoder, som kan ses på blokdiagrammet figur 2.1.



Figur 2.1: Blokdiagrammet viser de overordnede metoder, som benyttes gennem det nuværende system.

De generelle metoder vil efterfølgende blive beskrevet kort for at give et overblik over, hvordan det nuværende system fungerer.

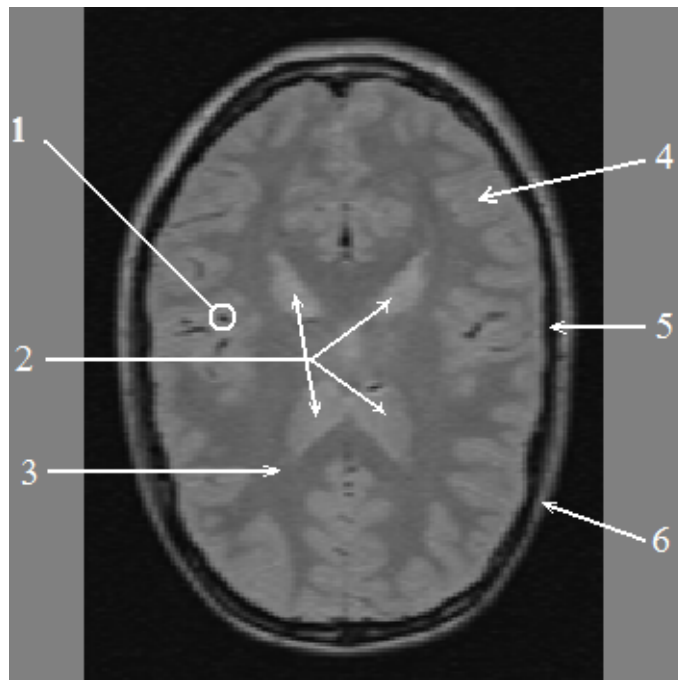
2.1.1 Input

Der anvendes protonvægtede 3D MRI (magnetic resonance imaging) volumener¹ af hjernen som input til segmenteringen, se appendiks B. Scanningen bliver foretaget i det aksiale snit². Et eksempel på et tværsnit af et MRI-volumen med forklaring af de forskellige vævstyper kan ses på figur 2.2 på næste side.

Det samlede MRI-volumen gemmes i MINC-format (Medical Image NetCDF), se appendiks C. Det foregår ved, at tværsnitlag med en given tykkelse for det aksiale snit i interesseområdet gemmes i et volumen. Hvert lag opdeles derudover i firkanter med en sidelængde på eksempelvis 1 millimeter, hvilket opdeler hvert tværsnitlag i enheder kaldet voxels (Volume elements), som i dette tilfælde har dimensionerne 1x1x1 millimeter. Hver af disse voxels får en lysintensitet baseret på værdien af hjernevævet i det område, voxlen repræsenterer.

¹Et volumen er en betegnelse for et 3D billede.

²Det aksiale snit er et tværsnit af hjernen set fra oven.



Figur 2.2: De forskellige vævstyper kommer på et tværsnit af et MRI-volumen til udtryk ved forskellige gråtoner. På ovenstående eksempel ses, hvorledes (1) arterier vises som kurvede, sorte cylindre eller sorte cirkler alt efter i hvilken retning arterien løber. Det kan ligeledes ses, hvordan gråtonen for ventriklerne (2) minder meget om gråtonen for den grå hjernemasse (4). Den grå hjernemasse omkranser den hvide hjernemasse (3), der dog på et protonvægtet tværsnit af et MRI-volumen som dette angives i en mørkere tone end den grå hjernemasse. Udenom hjernen findes et væskefyldt hulrum (5), der beskytter hjernen mod stød og yderst findes hjerneskallen (6).

2.1.2 Filtrering

På MRI-volumenet foretages en række Gaussiske filtreringer³ med forskellige skarpheder for at kunne detektere arterier af forskellig tykkelse. For hver af disse Gaussiske filtreringer foretages en filtrering der fremhæver arterier. Alle filtreringerne fremhæver arterier med forskellig tykkelse, der sammensættes til et datasæt, hvor alle arterier i hjernen samt de arterier, der er udenfor hjernen, er tydeliggjort, hvilket kan ses på figur 2.3.

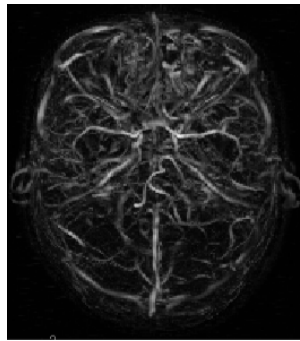
2.1.3 Segmentering

Segmenteringen i det nuværende system er baseret på en manuel bortmaskering af uinteressante områder, samt en initialiserende undersøgelse af, hvor stort et volumen de segmenterede arterier vil have indenfor interesseområdet. Maskeringen dækker det område af det arterielle system kaldet "Circle of Willis" se appendiks A, og kan ses på figur 2.4, hvorfor det nuværende system fokuserer på arterier og ikke vener.

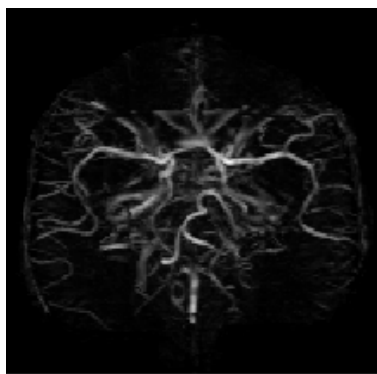
Segmenteringen bygger på lysintensiteten af de enkelte voxels i det filtrerede MRI-volumen og udskiller arterier ved hjælp af en fastsat grænseværdi for lysintensiteten, således at voxels med en højere værdi end den fastsatte grænse klassificeres som arterier.

Segmenteringen foregår iterativt med en lavere og lavere grænseværdi, indtil en fastlagt samlet volumen

³Gaussisk filtrering anvendes som et udglatningsfilter til at gøre kanter blødere og frasortere støj.



Figur 2.3: Resultat af filtreringen, set i det aksiale plan, hvor alle filtreringer og alle lag er sat sammen [Østergaard et al., 2001].



Figur 2.4: Resultat af maskeringen set i det aksiale plan [Østergaard et al., 2001].

af de segmenterede arterier nås. Dette volumen klassificeres herefter som arterier.

De segmenterede arterier fremstilles på et binært billede, hvor kun voxels, der er blevet klassificeret til at være arterier, betragtes som forgrund, mens resten betragtes som baggrund. Outputtet fra denne segmentering er et MINC-billede, som kan ses på figur 2.5.

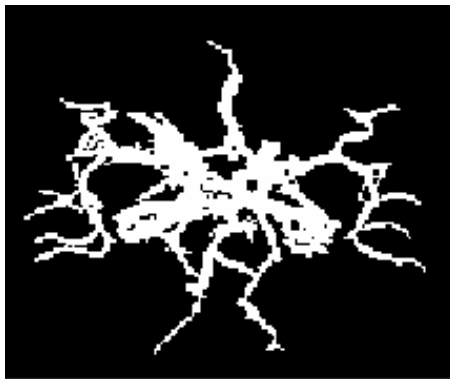
2.1.4 Centerlinie ekstrahering

Efter segmenteringen, som kun viser arterierne i hjernen, foretages en centerlinie ekstrahering. Ved denne proces bliver arteriernes omkreds skåret ind til kun at fylde bredden af een voxel. Det foregår ved, at kantvoxels for segmentet skrælles væk. Efter det første lag er fjernet opstår nye kantvoxels, som igen fjernes. Denne proces fortsættes indtil en centerlinie med en tykkelse på een voxel opnås.

Resultatet af en centerlinie-ekstrahering kan ses på figur 2.6, som viser en træstruktur af centerlinier, der gennemløber hele arteriesystemet.

2.1.5 Overflademodellering

Den færdige centerlinie ekstrahering danner grundlag for en overflademodellering, som danner cylindriske strukturer af de udtrukne arterier. Dette sker ved anvendelse af det oprindelige MRI-volumen. Outputtet af overflademodelleringen kan ses på figur 2.7.



Figur 2.5: Resultat af segmenteringen set i det aksiale plan [Østergaard et al., 2001].



Figur 2.6: Illustration af arterierne efter en centerlinie ekstrahering set i det aksiale plan [Østergaard et al., 2001].

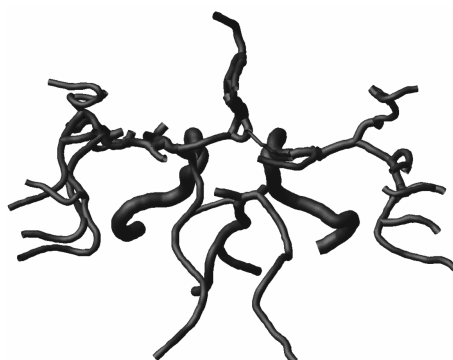
2.2 Vurdering af det nuværende system

I dette afsnit vurderes der på eventuelle fordele og ulemper i det nuværende system. Hovedsageligt ses der på input, filtrering og segmentering og ikke på centerlinie ekstraherings- og overflademodelleringsdelen, da projektets formål ikke lægger op til efterbehandling.

2.2.1 Input

I det nuværende system benyttes der protonvægtede MRI som input, hvori arterier ikke fremstår tydeligt i forhold til andre vævstyper. Grunden til, at det nuværende system gør brug af protonvægtede MRI, og ikke angiografiske MRI, hvorpå arterier fremtræder meget tydeligt, er, at der er adgang til en større database med MRI scanninger af 150 testpersoner.

For samtlige protonvægtede MRI-volumener er det ikke muligt at fastlægge helt konkrete lysintensiteter for de forskellige vævstyper. Dette skyldes, at de alle varierer fra person til person samt fra scanning til scanning, således at MRI-volumener af en person, der scannes to gange, ikke vil være identiske. Der kan desuden være variationer i lysintensiteter for samme vævstype internt i et MRI-volumen. Disse variationer skyldes ukontrollerbare ydre påvirkninger. En analyse af MRI-data kan findes i appendiks B.2.



Figur 2.7: Illustration af de modellerede arterier, set i det aksiale plan [Østergaard et al., 2001].

2.2.2 Filtrering

Filtreringen i det nuværende system indebærer en Gaussisk filtrering og en filtrering til at fremhæve arterierne. Filtreringen har den ulempe, at alle arterier, udover de ønskede i hjernen, bliver medtaget i denne proces, hvorved for eksempel de arterier, som løber rundt om øjnene også kan findes på billederne. En ulempe ved den Gaussiske filtrering er, at resultatet sløres i forhold til originalen. Det er derfor ikke en ubetinget fordel at filtrere før segmenteringen.

2.2.3 Segmentering

Segmenteringsdelen har i det nuværende system den svaghed, at opstår der en afvigelse i intensiteten på en arterie. Hvis eksempelvis en arterie ser ud, som om den er klippet over, kan segmenteringen ikke korrigerer for dette, hvorfor den afskårede del forsvinder ved segmenteringen. Dette er et punkt, der kan forbedres i forhold til den nuværende segmentering.

I det nuværende system foregår segmenteringen udelukkende på baggrund af de enkelte voxels lysintensitet. Det er på grund af dette et krav, at filtreringen er gennemført så hensigtsmæssigt, at der er stor forskel i intensiteter for arterier og andet væv. Forventningsvis vil det give et bedre resultat, hvis segmenteringen baseres på flere features⁴ end den nævnte lysintensitet.

Resultatet af den nuværende segmentering styres af en forudbestemt værdi for volumen af den del af det arterielle system der ønskes fundet. Størrelsen af dette fastsatte volumen er baseret på en antagelse og kan derfor være skyld i usikkerheder omkring de segmenterede datas gyldighed.

2.2.4 Konklusion på vurderingen af det nuværende system

Det kan konkluderes, at segmenteringen i det nuværende system kan forbedres. Segmenteringsdelen og klassifikationen vil med fordel kunne baseres på flere, og mere robuste, features end lysintensiteten, og en antagelse om størrelsen af arteriesystemets samlede volumen.

⁴En størrelse, der beskriver karakteristika for data.

Kravspecifikation

I kravspecifikationen udarbejdes en beskrivelse af systemet, gruppen vil udvikle gennem projektet, der systematisk gør rede for de stillede krav. Disse krav er baseret på projektforslaget, studieordningen for 6. semester Informatik, foranalysen og gruppens ønsker. Kravspecifikationen er opbygget efter SPU modellen. [Biering-Sørensen et al., 1988]

3.1 Indledning

3.1.1 Formål

Målet for udviklingen af dette projekt er at forbedre segmenteringen i et eksisterende system samt at udarbejde en brugergrænseflade til dette.

Det eksisterende system, som er relateret til "Virtual Brain-projektet, er udarbejdet af gruppens vejleder Lasse Riis Østergaard [Østergaard et al., 2001].

Projektet udarbejdes som et læringsprojekt, hvorfor processen prioriteres over en fungerende implementation.

3.1.2 Læsevejledning

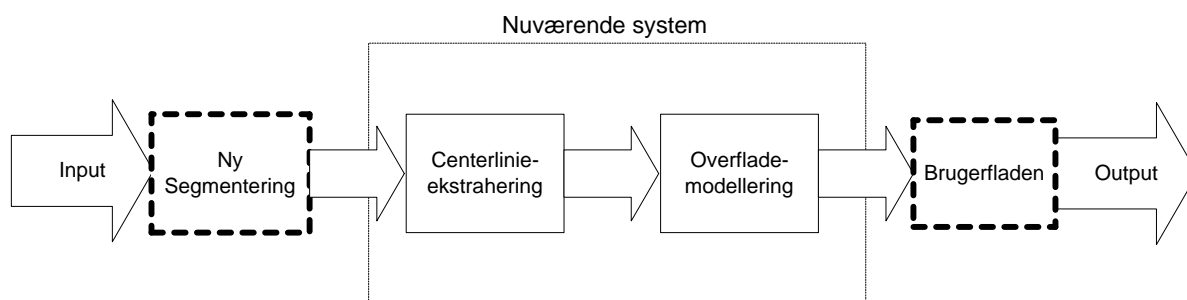
Kravspecifikationen er opbygget efter SPU-modellen. Specifikke punkter vedrørende brugergrænseflade vil blive behandlet i kapitel 8.

3.2 Generel beskrivelse

I det følgende gennemgås en beskrivelse af det forbedrede system, efterfølgende er alle referencer til systemet hertil. Yderligere gennemgås programmets funktion, programmets begrænsninger, brugerprofilen samt forudsætninger for udvikling af programmet.

3.2.1 Systembeskrivelse

I dette projekt er udviklingen koncentreret om forbedring af segmenteringen og klassificeringen af arterier. Systemet skal være i stand til at adskille arterier fra andre vævstyper i protonvægtede MRI-volumener. En detaljeret beskrivelse af det eksisterende system forefindes i foranalysen i kapitel 2. På figur 3.1 på næste side ses et blokdiagram over systemet.



Figur 3.1: Blokdiaagram over systemet, hvor de stiplede mørke kasser viser ændringerne eller tilføjelser, der ønskes gennemført.

3.2.2 Programmellens funktion

Programmellens funktion kan inddeles i tre underfunktioner.

- **Segmentering** har til formål at inddele MRI-volumenets voxels i samhørende regioner.
- **Klassificering** har til formål at adskille arterier fra hjernemasse.
- **Brugergrænseflade** har til formål at assistere ved segmenteringen samt at vise resultatet af arte-rieekstraheringen.

3.2.3 Programmellens begrænsninger

Systemet konstrueres til at finde arterier i hjernen. Størrelse af arterier der kan findes er begrænset af MRI-volumenernes opløsning. Da denne opløsning er givet til 1x1x1 mm er systemet ikke i stand til at gengive arterier under 1 mm i diameter.

Brugergrænsefladen for systemet designes, men implementeres ikke.

3.2.4 Brugerprofil

Brugerne af dette system er læger og lægestuderende, der ikke nødvendigvis har kendskab til betjening af edb-udstyr.

3.2.5 Krav til udviklingsforløbet

Udviklingen af systemet foretages i henhold til studieordningen for 6. semester Informatik [Studienavn for Elektronik og Informationsteknologi, 2003]. Det er besluttet, at udviklingen af systemet skal resultere i algoritmedannelse og implementering i programmeringssproget C.

3.2.6 Forudsætninger

Det forudsættes, at systemet udvikles til et Windows NT-baseret operativsystem af typen NT/2000/XP. Endvidere forudsættes det, at MRI-volumener eksisterer i MINC-formatet, se appendiks C for en forklaring af MINC-formatet.

3.3 Specifikke krav

I det følgende opstilles de specifikke krav for segmenteringen til systemet.

3.3.1 Funktionelle krav

- Programmet skal med et MRI-volumen som input kunne adskille arteriesystemet fra resten af volumenet.
- Programmet skal kunne detektere arterier i en størrelse ned til 2 mm.
- Programmet skal kunne rekonstruere arteriesystemet, såfremt dette er nødvendigt.
- Programmet skal kunne køre fuldautomatisk, hvor den eneste interaktion med brugeren er en indikering af hvilket MRI-volumen brugeren ønsker klassificeret.
- Programmet skal være brugervenligt, så målgruppen vil kunne anvende det.
- Programmet skal kunne gemme det fundne arteriesystem til et MRI-volumen, der herefter skal kunne anvendes af det nuværende system.
- Programmets output skal kunne opfange flere arterier end det oprindelige system.

3.4 Software-grænseflade

Systemet er en videreudvikling af et element i et større system, hvorfor der stilles krav om input og output til dette system. Disse krav er som anført i afsnit 3.3. Systemet benytter sig af MINC-formatet, og der stilles derfor krav til at bruge softwarebiblioteket `volume_io.h`, der indeholder funktioner til manipulering af disse data.

Del I

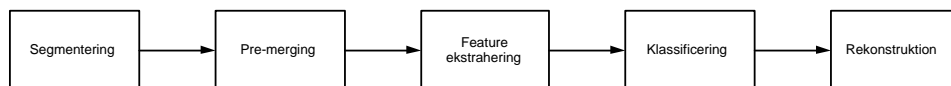
Analyse

Analyse

4.1 Indledning

Analysen vil indledningsvis omhandle en beskrivelse af artiklen "Automatic segmentation of blood vessels from MR angiography volume data by using fuzzy logic technique" [Kobashi et al., 1999], der ligger til grund for selve projektet. Artiklen er udvalgt på baggrund af en analyse af flere artikler. Det er valgt at benytte denne artikel, da den tilbyder interessante metoder til segmentering og klassificering af arterier.

Analysen omhandler de metoder, der benyttes i artiklen og er opdelt i kapitler svarende til disse metoder. Af figur 4.1 ses det samlede system, og derigennem også opbygningen af analysens kapitler.



Figur 4.1: Opbygningen af det samlede system til segmentering og klassificering af arterier

På baggrund af analysen vurderes det hvilke metoder, der kan anvendes som løsning på problemstillingen og hvilke metoder, der kræver modificering. Slutteligt analyseres kravene til en brugergrænseflade, der skal styre dannelsen samt fremvisningen af en arteriemodel.

4.2 Automatic segmentation of blood vessels

[Kobashi et al., 1999]

Formålet med artiklen er at konstruere et automatiseret segmenteringssystem, som gør brug af fuzzy information granulation (fuzzy IG) til klassificering af arterier. Metoderne, der anvendes i artiklen, anvendes på angiografiske MRI data. Metoderne er i artiklen opdelt i tre dele:

- Segmentering
- Feature ekstrahering
- Klassificering via fuzzy IG

I det følgende vil disse begreber og de tilhørende metoder blive introduceret.

4.2.1 Segmentering

Segmenteringen opdeler volumenet i kvanta ved brug af watershed segmentering. Et kvantum kan beskrives som en samling af sammenhængende voxels, som har fælles træk.

4.2.2 Feature ekstrahering

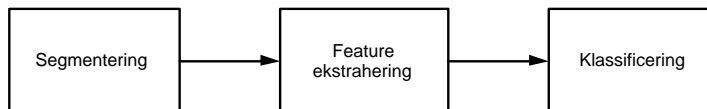
I feature ekstraheringen udregnes tre features for hvert kvantum:

- Cirkularitet
- Aflanghed
- Vægtet intensitetsgennemsnit

4.2.3 Klassificering via fuzzy IG

Ud fra de tre features kan kvanta klassificeres, som henholdsvis arterier og ikke arterier. For at opnå den bedste klassificering af arteriesystemet benyttes en iterativ syntese til at klassificere kvanta bedst muligt.

Et blokdiagram over den samlede proces ses på figur 4.2.



Figur 4.2: Blokdiagram over metoderne, der anvendes i artiklen, samt rækkefølgen af disse.

4.2.4 Resultater

Resultaterne, der opnås, evalueres i artiklen af en læge, der vurderer, at arterierne segmenteres nøjagtigt og at det er muligt ud fra de segmenterede volumener at diagnosticere sygdomme.

Segmentering

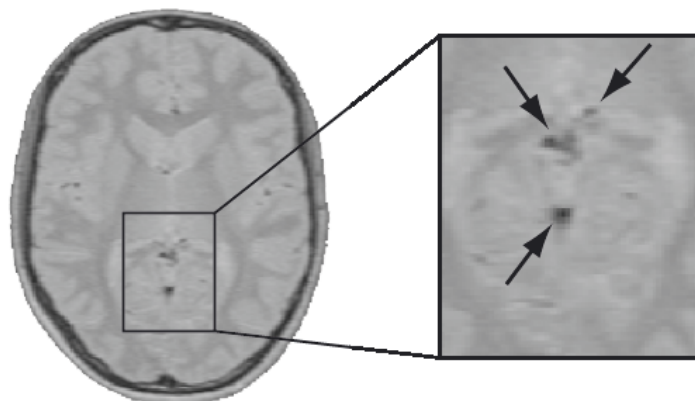
Dette kapitel omhandler den segmentering, der foretages på MRI volumener samt den efterfølgende pre-merging, der foretages på de segmenterede kvanta. Watershed segmentering samt pre-merging er det første trin i segmenteringssystemet. Resultatet af den afsluttende pre-merging benyttes i feature ekstraheringen.

I segmenteringen er formålet at opdele et billede i kvanta ved brug af de såkaldte watersheds. Denne segmenteringsmetode kan udføres vha. klassisk watershed eller downhill Maximum Gradient Path (MGP) hvorefter pre-merging foretages på disse kvanta.

5.1 Watershed

[Gonzalez and Woods, 2002, side 617]

Watershed segmenteringsmetoden anvendes på billeder, hvor det er svært at adskille forskellige objekter. Metoden udmærker sig ved ofte at give en mere konsistent segmentering end de klassiske metoder, som f.eks. global thresholding og liniedetektion, se appendiks D. Endvidere producerer metoden kontinuerede segmenteringsgrænser. På figur 5.1 ses et snit af et MRI-volumen, hvor watershed segmentering, på grund af de dårligt definerede områder, er velegnet. Metoderne beskrives for overskuelighedens skyld i to dimensioner, men generaliseringen til tre dimensioner er ligetil.



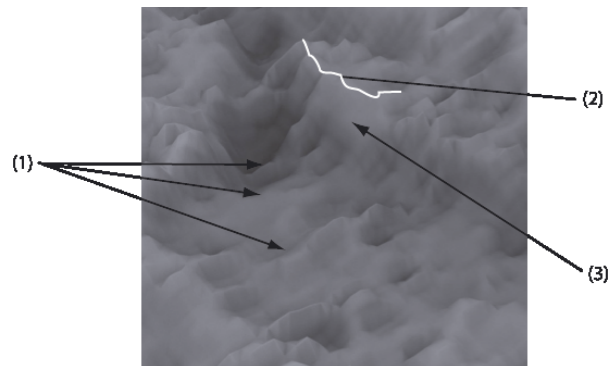
Figur 5.1: Eksempel på billede med objekter, hvis grænser er dårligt definerede.

Metoden opererer med tre forskellige former for punkter:

1. Punkter, der tilhører et lokalt minimum.
2. Punkter, hvorfra en dråbe vand vil falde til et minimum.
3. Punkter hvor sandsynligheden for, at en dråbe vand vil falde til flere minima er lige stor.

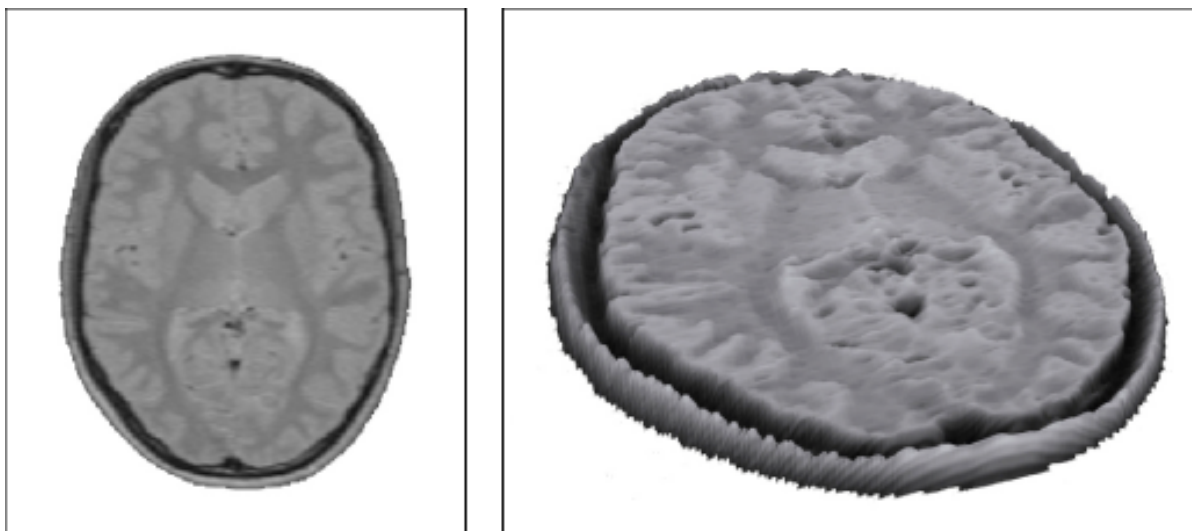
KAPITEL 5. SEGMENTERING

Punkter der opfylder betingelse nummer to kaldes "catchment basins" og punkter, der opfylder betingelse nummer tre kaldes "watershed linier". En illustration af disse punkter kan ses på figur 5.2.



Figur 5.2: (1) Lokalt minimum. (2) Watershed linier. (3) Catchment basins.

Konceptet i watersheds i to dimensioner er fremstillingen af et 2D billede i tre dimensioner, hvor lysintensiteten repræsenterer højden i en topografisk fremstilling. Konceptet kan ses på figur 5.3. Princippet i watershed segmenteringen er, at et hul laves i alle lokale minima og hele topografien oversvømmes med vand fra disse huller. Når vandet i de enkelte catchment basins er ved at flyde over, bygges en dæmning, således områderne forbliver adskilte. Disse dæmninger svarer til watershed linierne. Den matematiske forklaring på watershed segmenteringsalgoritmen er at finde i appendiks D.2 på side 94



Figur 5.3: T.v. Det oprindelige billede. T.h. En topografisk fremstilling af et 2D-billede.

5.2 Klassisk watershed

[Russ, 1995, side 469-476]

I det følgende vil den klassiske watershed segmenteringsmetode blive gennemgået. En forklaring på specielle udtryk brugt i afsnittet er at finde i appendiks D.

Metoden gør brug af gråtone erosion for at finde de lokale minima, kaldet ultimate eroded points (UEP's). Ved at foretage en erosion på billedet, vil de forskellige objekter, efter et vist antal iterationer, forsvinde. For hver iteration tilskrives det objekt, der forsvandt et UEP. Da de forskellige objekter har forskellige størrelser og de derfor ikke forsvinder på samme tid, gemmes det billede, der tilhører et givet UEP. Processen afsluttes, når alle objekter er forsvundet. Herefter benyttes dilation for hvert billede tilhørende et UEP, for at få de forskellige objekter til at antage samme størrelse som før, dog vil skillelinierne mellem de forskellige objekter fremtræde. Dette opnås ud fra en logisk begrænsning, der siger, at ingen pixel må sættes som forgrund, hvis der herved opstår en forbindelse mellem før adskilte objekter eller hvis pixelen var en del af baggrunden i det oprindelige billede.

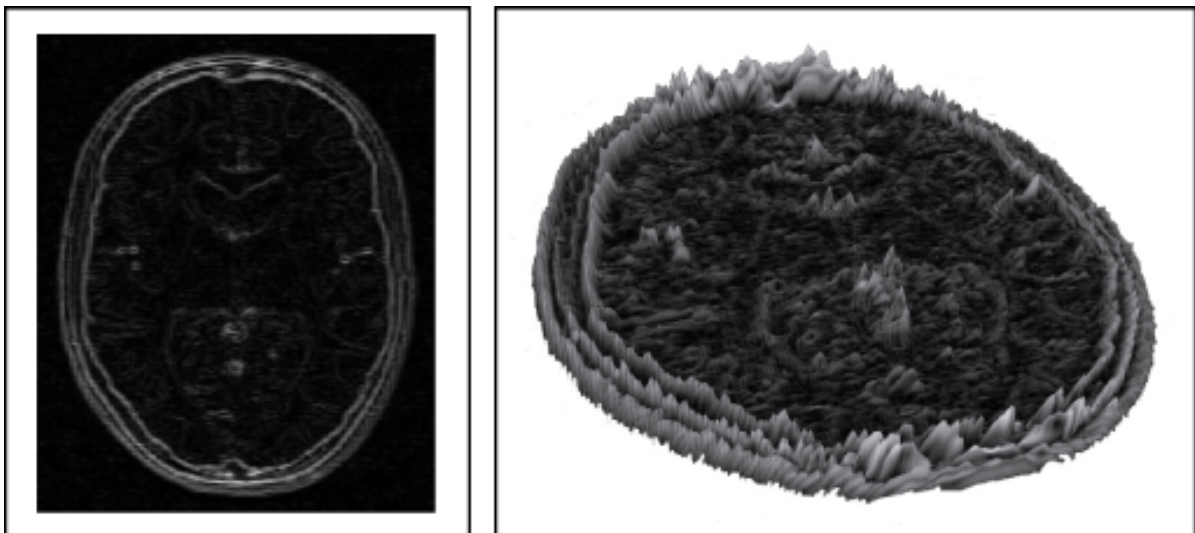
Grundet den iterative proces, hvor hver pixel behandles flere gange, er den klassiske watershed segmenteringsmetode meget beregningskrævende.

5.3 Downhill Maximum Gradient Path

[Maes et al., 1995]

Klassisk watershed segmentering er meget beregningskrævende, og da dette projekt gør brug af store datamængder i form af MRI volumener, introduceres i dette afsnit en alternativ tilgang til watershed, der kræver færre beregninger. Metoden, downhill MGP, er en watershed-lignende metode.

Grænser mellem forskellige objekter i et billede er ofte karakteriseret ved en betydelig ændring i lysintensitet på tværs af grænsen. Disse grænser svarer til, ud fra en topologisk betragtning, stigninger i et gradientbillede¹, og objekternes konturer er linierne på toppen af disse stigninger. Dette ses illustreret på figur 5.4.



Figur 5.4: T.v. Oprindeligt gradientbillede. T.h. Topografisk fremstilling af gradientbilledet.

Til udregning af gradientbilledet benyttes størrelsen af gradientvektoren. Gradientvektoren, der angives ∇f , er ifølge

[Gonzalez and Woods, 2002, side 134] defineret ved:

¹Et billede, der viser områder med store intensitetsændringer.

$$\nabla \mathbf{f} = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

Hvor G_x og G_y betegner henholdsvis x- og y-kordinaten for gradientvektoren.

Selvom det ikke er matematisk korrekt, benævner litteraturen ofte størrelsen på gradientvektoren som gradienten. Denne benævnelse benyttes herefter. Størrelsen af gradientvektoren er ifølge [Gonzalez and Woods, 2002, side 134] givet ved:

$$\nabla f = \text{mag}(\nabla \mathbf{f}) = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2} = \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (5.2)$$

En opdeling, af et billede udføres ved at detektere linierne på toppene af stigningerne på gradientbilledet. Dette kan gøres ved at spore "downhill maximum gradient path", altså stien ned af stigningen, langs hvilken gradienten er mindst. Springen udføres fra alle punkter i billedet, og slutter i et lokalt minimum.

Kilden til dette afsnit beskriver denne algoritme i en 2-dimensionel implementering. Da der i dette projekt benyttes 3D-data, er den derfor tilpasset dette. Efterfølgende vil afsnittet behandle 3D data.

Downhill MGP for hver voxel, p , spores ved rekursivt at vælge voxel q i dens 26-connected neighbourhood for hvilken gradientværdien er minimal. Hvis mere end een af disse voxels, q , eksisterer vælges systematisk den først fundne. MGP slutter i voxel m , hvis der ikke findes en voxel i neighbourhood med en mindre gradient. Hver af disse voxels, m , markeres som lokalt minima for gradientstørrelsen og en indeksering i form af en unik label tildeles. Hvis et minimum nås, i hvilken neighbourhood et andet minimum med samme gradient allerede er detekteret, ses bort fra denne og naboens label tildeles. Hver voxel i stien tildeles samme label som det minimum, dens downhill MGP slutter i.

En voxel p tilhørende kvantummet $R(p)$ er en kant-voxel, hvis der er mindst een voxel q i dens 6-connected neighbourhood, der ikke tilhører $R(p)$. q er herved en kant-voxel for kvantummet $R(q)$ og den fælles voxel-grænse for p og q er et overfladeelement af $R(p)$ og $R(q)$. Dette er ligeledes gældende for et gradientbillede, hvor en voxel p er en kant-voxel for kvantummet $R(p)$, hvis der i dens neighbourhood eksisterer mindst en voxel, der tilhører et andet kvantum.

5.4 Pre-merging

Watershed segmenteringen resulterer ofte i en oversegmentering af volumenet. Derfor er det hensigtsmæssigt at foretage indledende sammensmeltning af kvanta i volumenet (pre-merging), før volumenet behandles yderligere.

I dette projekt vælges at pre-merge kvanta, der har samme lysintensitet. Følgende vil denne metode blive beskrevet.

Pre-merging ved lysintensitet

Ved forekomsten af oversegmentering må det antages, at nogle af de segmenterede områder har samme eller tilnærmelsesvis samme lysintensitet. Derfor kan der med fordel foretages pre-merging på disse

områder.

Pre-merging af kvanta med samme lysintensitet foretages på baggrund af middelværdien for hver kvantum. Middelværdien for alle voxel p_1, p_2, \dots, p_i med gråtoneværdierne g_1, g_2, \dots, g_i i kvantummet R beregnes på følgende måde:

$$mean_R = \frac{\sum_i g_i}{\sum_i p_i} \quad (5.3)$$

Delkonklusion

På baggrund af analysen af watershed segmenteringsmetoden, kan det konkluderes, at der i dette projekt benyttes downhill maximum gradient path, da den klassiske watershed segmenteringsmetode er meget beregningskrævende. Downhill maximum gradient path udregnes på baggrund af en beregning af gradienten for hver voxel. Det kan endvidere konkluderes, at det er nødvendigt at foretage pre-merging på de forskellige kvanta, da der under segmenteringsprocessen opstår en oversegmentering af volumenet. Denne pre-merging foretages ud fra middelværdien af lysintensiteterne i kvantaene. Efterfølgende skal der for hvert kvantum beregnes features.

Feature ekstrahering

Dette kapitel beskriver ekstrahering af features fra de kvanta, der oprettes under segmenteringen. Der foretages en analyse af, hvorvidt de valgte features er robuste. Ligeledes vil der blive foretaget en analyse af den bagvedliggende matematiske teori for at udregne featureværdier.

6.1 Features

På baggrund af artiklen, der beskrives i afsnit 4.2 på side 21, opstilles de tre features cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit (VIG). Disse features skal i projektet anvendes til en klassificering af de vævstyper, der er at finde i hjernen. I dette projekt skelnes udelukkende mellem to klasser:

- Arterie.
- Ikke arterie.

Det er ønskeligt, for at kunne gennemføre en klassificering, at de features, der anvendes, er robuste. På denne baggrund undersøges det for hver feature, hvorvidt denne er uafhængig af det anvendte datasæt.

6.2 Cirkularitet

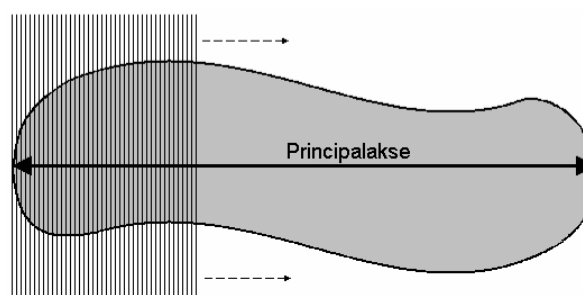
Cirkularitet beskriver i hvor høj grad, tværsnittet af et kvantum er cirkulært. Undersøgelsen bygger på at udregne en gennemsnitlig værdi for kompakthed af en række planer for hvert kvantum. Kompaktheden skelner en cirkulær form fra en abstrakt form baseret på udtrykket i ligning 6.1.

$$Kompakthed = \frac{Areal}{Omkreds^2} \quad (6.1)$$

En cirkel er den form, der har den største kompakthed, som er $\frac{1}{4\pi}$. Alle værdier under denne faktor betragtes som værende ikke-cirkulære. Med denne værdi er det muligt at undersøge om et kvantum har en cirkulær form. Det kræver dog at hvert kvantum forarbejdes til formålet.

For hvert kvantum kræves det, at der indlægges en principalakse udfra hvilken, der indlægges en række planer i kvantummet. Planerne, der indlægges, skal placeres vinkelret på principalaksen, se figur 6.1. Arealet og omkredsen af disse planer kan beregnes, idet kvantumets kanter giver en naturlig afgrænsning af planets flade.

Når arealet og omkredsen er fundet for hvert plan i et kvantum, kan den gennemsnitlige værdi for cirkulariteten for det aktuelle kvantum beregnes på baggrund af ligning 6.2, hvor m er antallet af planer.



Figur 6.1: Figur af et kvantum med en indlagt principalakse. På figuren ses, hvorledes der oprettes planer ud fra principalaksen.

$$Cirkularitet = \frac{1}{m} \sum_m \frac{4\pi \cdot Areal_m}{Omkreds_m^2} \quad (6.2)$$

Heraf ses, at der for hvert plan summeres op på *kompakthed* $\cdot 4\pi$, som er forholdet mellem den reelle kompakthed og den maksimale kompakthed $\frac{1}{4\pi}$. Ved at gange $\frac{1}{m}$ på udtrykket, tages der en gennemsnitligt cirkularitetsværdi for kvantummet, som vil ligge indenfor området 0 til 1.

6.2.1 Cirkularitets robusthed

Cirkularitet bygger som feature på at give en værdi for, hvor cirkulært tværsnitsarealet af et kvantum er, for derved at kunne klassificere det pågældende kvantum som et arterie. Dette skyldes, at arterier kommer til udtryk i et volumen som cylinderformede strukturer, hvorved tværsnitsarealet vil være cirkelformet. Denne feature er uafhængig af den type datasæt der anvendes, idet arterier fremstår som cylinderformede strukturer på såvel protonvægtede MRI, som andre former for anvendelige MR scanninger.

6.3 Aflanghed

Aflanghed defineres som et forhold mellem volumen af et kvantum og det gennemsnitlige areal, som tværsnittet af det pågældende kvantum udspænder. Udtrykket for aflanghed er givet ved følgende:

$$Aflanghed = \frac{Volumen}{Areal^{(\frac{3}{2})}} \quad (6.3)$$

Det ses af ligning 6.3, at arealet opløftes i $\frac{3}{2}$, hvilket udelukkende sker for at sikre, at feature-værdien er en skalar.

6.3.1 Aflangheds robusthed

Featuren aflanghed er baseret på, at arterier i deres form er aflange, i den forstand at de udspænder et begrænset areal omkring deres principalakse set i forhold til længden af et arterie. Idet denne feature

bygger på arteriernes fysiske form, er denne feature skalerings- samt rotationsinvariant og uafhængig af hvilken type datasæt, der anvendes.

6.4 Vægtet intensitetsgennemsnit

Det gør sig gældende for arterier, at de kommer til udtryk i det protonvægtede MRI som et mørkt aftegnet område, indeholdende en høj koncentration af lavintensitets voxels. Idet de resterende vævstyper resulterer i væsentligt lysere aftegninger i volumen, er det muligt at skelne disse fra hinanden ved en sammenligning af kvantaenes histogrammer med det samlede volumens histogram.

Ved at sammenligne histogrammet for et enkelt kvantum med histogrammet for det totale volumen er det muligt at udregne en værdi, for hvor koncentrationen af intensitet ligger i det pågældende kvantum set i forhold til det totale billede. Dette gøres i den forventning, at kvanta, der indeholder arterier, vil have en lavere gennemsnitsintensitet end det totale billede, idet kvantummet, hvori arteriet befinder sig vil være mørkt. Forholdet mellem kvantumets histogramværdi og den tilsvarende værdi for det totale volumen, sættes i relation til hinanden gennem følgende udtryk, hvor f_k beskriver et kvantums histogramværdi, og f_{tot} histogramværdien for det totale volumen. Forholdet betegnes her blot som en funktion $g(x)$, hvor x beskriver intensiteten.

$$g(x) = \frac{f_k(x)}{f_{tot}(x)} \quad (6.4)$$

Ved at vægte disse forhold med de intensiteter, hvorudfra de er fundet, opnås et vægtet intensitetsgennemsnit (VIG) for det pågældende kvantums intensitetsniveau, hvilket kan danne grundlag for en klassificering i arterie eller ikke arterie. Det vægtede gennemsnit er givet som i ligning 6.5, hvor x betegner intensiteten og $g(x)$ forholdet mellem histogrammerne.

$$VIG = \frac{\sum x \cdot g(x)}{\sum g(x)} \quad (6.5)$$

Ud fra dette får arterier en lav VIG.

6.4.1 Vægtet intensitetsgennemsnits robusthed

Det vægtede intensitetsgennemsnit anvendes til at bestemme arterier ud fra intensitetsværdien af de enkelte kvanta i det segmenterede volumen. Arterier i et protonvægtet MRI kommer til udtryk gennem områder, med meget lav intensitet, og derved en mørk fremtoning. Idet denne intensitet er forskellig fra protonvægtede MRI til andre typer MRI er denne feature ikke invariant. Dog udviser dette ikke noget problem idet det eksplicit klarlægges, at dette segmenterings- og klassificeringssystem udelukkende anvender protonvægtede MRI, hvori intensitetsniveauerne for de afbildede arterier er så homogen, at featuren for denne afgrænsning er invariant.

Delkonklusion

Det kan på baggrund af analysen af features konkluderes, at der i dette projekt gøres anvendelse af de tre features cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit.

Cirkularitet beregnes på baggrund af tværsnitsareal og omkreds af planer, der oprettes langs en indlagt principalakse for hvert kvantum i volumenet.

Aflanghed baseres på volumenet af et kvantum, samt et gennemsnit for det tværsnitsareal dette kvantum udspænder.

Vægtet intensitetsgennemsnit anvender histogrammerne for et kvantum og det originale MRI-volumen til at udregne et forhold herimellem og beregner derved en værdi for det pågældende kvantums intensitetskoncentration.

Outputtet fra feature ekstraheringen bliver tre beregnede features for hvert kvantum, der herefter anvendes under klassificeringen i det næste trin i segmenteringssystemet.

Klassificering og rekonstruktion

Dette kapitel omhandler fuzzy klassificering og rekonstruktion, der er de sidste trin i systemet og benytter beregnede features fra feature ekstraheringen. Endvidere benyttes det lablede volumen fra watershed segmenteringen.

I klassificeringen er formålet at afgøre hvilke kvanta, der er arterier, og hvilke der ikke er arterier. Der er foretaget ændringer i modellerne, da artiklen benytter angiografiske MRI, mens der i projektet benyttes protonvægtede MRI. Endvidere vil klassificeringen ikke benytte iterativ syntese.

Formålet med det afsluttende rekonstruktionstrin er at udbedre mangler i klassificeringen samt fjerne fejlklassificeret væv. Dermed vil det tilbageværende være det arteriesystem, der danner grundlag for den videre modellering af arteriesystemet. Rekonstruktion er ikke en del af metoden beskrevet i artiklen.

Kapitlet giver som indledning en introduktion til den anvendte metode fuzzy Information Granulation og de dertil hørende membership funktioner.

7.1 Fuzzy Information Granulation

Metoden fuzzy Information Granulation eller fuzzy IG anvendes til at opbryde store mængder information i mindre, forståelige dele. I første omgang opdeles den samlede information i områder, kaldet fuzzy granulat, der beskriver den overordnede tilgængelige information i informationskilden. Eksempelvis vil opdeling af et hoved i fuzzy granulater resultere i en opdeling mellem hår, øjne, næse, mund, hage og lignende områder.

Efter opdelingen i granulater ses der på hvert af disse granulators fuzzy egenskaber, hvilket medfører en yderligere opdeling af den samlede information. I eksemplet med opdelingen af et hoved, vil granulatet hår resultere i fuzzy egenskaberne længde, farve, type (tørt-, fint hår) og lignende.

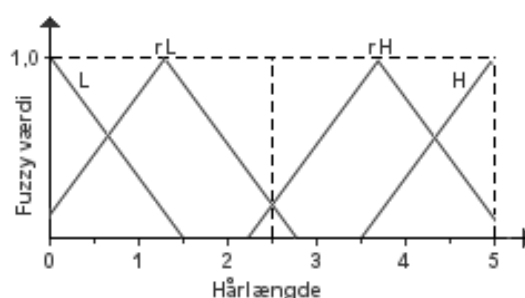
Sidste trin i opbrydning af information gennem fuzzy IG er at tildele de fundne fuzzy egenskaber en række fuzzy værdier. For den fundne fuzzy egenskab længde, for fuzzy granulatet hår fås i denne sammenhæng fuzzy værdierne kort, relativt kort, relativt langt eller langt.

7.1.1 Membership funktioner

Membership funktioner gør det muligt at omsætte reelle informationer (talværdier) til fuzzy informationer eller fuzzy værdier. Opstillingen af disse membership funktioner baseres på antagelser, der baseres på iagttagelser foretaget på træningsdata.

I det nævnte eksempel, hvor der blev fundet fuzzy granulatet hår, med fuzzy værdierne kort, relativt kort, relativt langt og langt kan der således, på baggrund af en række træningsdata, opstilles regler eller antagelser for, hvilke reelle talværdier, der afgrænser disse fuzzy værdier. Figur 7.1 illustrerer grafen for en membership funktion for fuzzy granulatet hår. Eksemplet baseres på træningsdata og der tages hensyn til hårlængder fra 0 cm til 5 cm. Det antages endvidere i eksemplet, at skellet mellem fuzzy værdierne langt og kort er ved en hårlængde på 2,5 cm.

7.2. KLASSIFICERING VIA FUZZY INFORMATION GRANULATION



Figur 7.1: Viser en opstilling af en membership funktion for omdannelse af reelle tal værdier til fuzzy værdier.

Det er muligt at omsætte talværdier til fuzzy værdier under anvendelse af den i eksemplet illustrerede membership funktion. Eksempelvis ønskes et hår med længden 3 cm omsat til en tilsvarende fuzzy værdi. Med udgangspunkt i grafen for membership funktionen, der kan ses af figur 7.1, undersøges, hvilken af de fundne fuzzy værdier, der har den største værdi i grafen i det punkt, der svarer til talværdien 3 cm. Af grafen ses det, at en talværdi i dette eksempel på 3 cm vil resultere i, at det pågældende fuzzy granulat tildeles fuzzy værdien relativt langt.

7.2 Klassificering via Fuzzy Information Granulation

Det nævnes i 7.1, hvorledes en opbrydning af information foregår gennem anvendelse af fuzzy IG. En tilsvarende opdeling foretages på de anvendte MRI-volumener, idet det er muligt at gennemføre klassificeringen på baggrund af fuzzy værdier.

Opdelingen af de anvendte MRI-volumener resulterer i fuzzy granulatene arterie og ikke arterie.

Ses på de fundne fuzzy granulat, er det for klassificering ikke nødvendigt at opstille fuzzy egenskaber for andet end arterie granulatene, idet områder, der ikke kan klassificeres som arterier, automatisk vil tilhøre ikke arterie granulat. For arterie granulatet kan opstilles fuzzy egenskaberne cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit (VIG).

Fuzzy værdierne tilhørende de fundne fuzzy egenskaber bliver i dette projekts sammenhæng defineret som værende lav, relativt lav, relativt høj og høj. På baggrund heraf kan der opstilles regler for, hvorledes klassificering skal foregå i forhold til disse fuzzy værdier. Reglerne baseres på en række modeller, der benævnes med bogstaver fra A til F og som er valgt på baggrund af artiklen [Kobashi et al., 1999]. Modellerne A og F beskriver de optimale fuzzy værdier for hvilke kvanta, der kan klassificeres i arterie eller ikke arterie. I modsætning hertil beskriver modellerne C og D klassificering for de værst tænkelige fuzzy værdier for kvanta og for disse modeller skældnes der udelukkende ud fra featuren VIG. Modellerne B og E er i denne sammenhæng beskrivende for fuzzy værdier, som befinder sig i området mellem det optimale og værst tænkelige niveau.

KAPITEL 7. KLASSIFICERING OG REKONSTRUKTION

Model	Klasse	Cirkularitet	Aflanghed	VIG
A	Arterie	H	H	L
B	Arterie	rH	rH	rL
C	Arterie	rL	H	rL
D	Ikke arterie	rL	H	rH
E	Ikke arterie	rL	rL	rH
F	Ikke arterie	L	L	H

Tabel 7.1: De opstillede modeller for klassificeringen på baggrund af de fundne fuzzy værdier.

7.2.1 Opstilling af membership funktioner

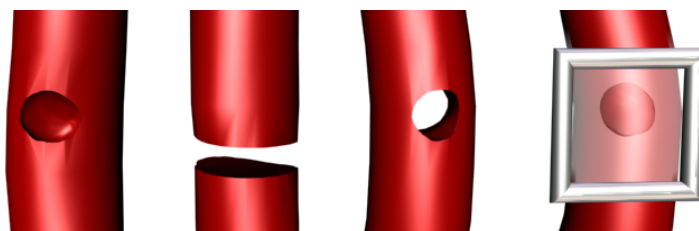
De membership funktioner, som anvendes i [Kobashi et al., 1999] er opstillet på baggrund af træningsdata i form af angiografiske MRI og antagelser for de værdier, feature ekstraheringen giver som output. Idet dette projekt anvender en anden type MRI er det nødvendigt at opstille andre membership funktioner.

Opstillingen af membership funktionerne er afhængige af det output som feature ekstraheringen vil resultere i. På baggrund heraf er det ikke muligt at designe membership funktionerne, før et design for feature ekstraheringen er blevet opstillet og undersøgt. Dette skyldes, at grænseområder for de tre features ikke kendes før denne undersøgelse kan gennemføres.

Selve opstillingen af membership funktionerne vil foregå på baggrund af træningsdata, hvori der udregnes feature værdier for manuelt udvalgte områder af et MRI-volumen, hvorom det vides, at disse områder repræsenterer arterier. Der tages under udformningen af disse membership funktioner udgangspunkt i de funktioner, der opstilles i [Kobashi et al., 1999]. Der tages i den forbindelse forbehold for, at membership funktionerne for dette projekt baseres på protonvægtede MRI-volumener.

7.3 Rekonstruktion

Når alle kvanta er blevet segmenteret, skal de behandles sammenhængende i et binært volumen. Kvanta klassificeret som arterier fremgår som forgrund i det binære billede. Derfor viser billedet et arteriesystem. Det kan på dette niveau ikke garanteres, at arteriesystemet er sammenhængende, grundet støj og andre artefakter¹, se appendiks B.2. En række fejl er illustreret på figur 7.2.



Figur 7.2: Fra venstre mod højre ses hul i kanten af arterie, adskillende hul, hul igennem arterie og internt hul.

Forstyrrelser i arteriesystemet kan være interne lommer af baggrundsvoxels inde i arteriesystemet. Der kan være huller, der har fjernet lidt af siderne af en arterie. Der kan endvidere være huller, der helt

¹Artefakter er fejl, der kan opstå under MRI-scanning

adskiller elementer i arteriesystemet. De adskillende huller er vigtige at rekonstruere for at få et sammenhængende arteriesystem, se figur 7.2 . Derefter kommer de interne huller, hvis de ikke fjernes vil centerlinie-ekstraheringen dele arterien og samle det igen, hvilket ikke er hensigtsmæssigt. Endelig forekommer huller, der går igennem arterien. Metoder til behandling af huller i kanten samt huller igennem arterier vil ikke blive yderligere behandlet.

Endvidere kan der forekomme grupper udenfor det klassificerede arteriesystem, der er blevet forkert klassificeret som arterier. Disse dele skal behandles og korrigeres.

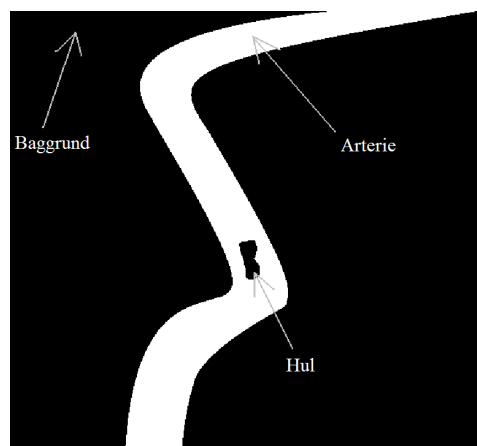
7.3.1 Interne huller

Huller, der er omgivet af arterievoxels, skyldes artefakter. Arterien rekonstrueres ved, at denne type afvigelser fjernes og erstattes med arterievoxels. Der opstilles følgende regel på baggrund af en geometrisk antagelse om disse afvigelser:

- Baggrundsvolumen omkring arterien vil altid være sammenhængende.

Følgende opstilles en metode, der baseres på denne regel.

Det antages at baggrundsvolumen udenom arterieelementet er det største i billedet, i forhold til de huller der befinder sig indeni arterien, som altid vil have en mindre baggrundsvolumen, se figur 7.3. For at rekonstruere baggrundsvolumen indeni arterieelementet indsættes en tærskelsværdi, som gør at al baggrundsvolumen mindre end baggrundsvolumen udenom arterieelementet bliver en del af arterieelementet.



Figur 7.3: Internt hul i form af et baggrundsvolumen omgivet af arterie.

7.3.2 Usammenhængende blodkar

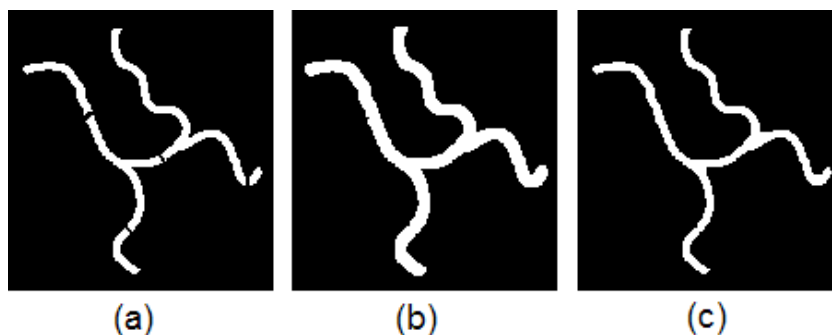
De adskillende huller i systemet, skal rekonstrueres, så hele arteriesystemet er sammenhængende. Dette kan gøres ved at lade usammenhængende arterieelementer vokse sammen. Det skal kunne afgøres, i hvilke tilfælde arterieelementer skal sammensættes. Derfor skal der opstilles regler for hvordan og hvornår en sammenvoksning skal foretages. Der er foretaget en undersøgelse af hvordan arteriesystemet udarter sig, se appendiks A. På baggrund af antagelser omkring variationernes fysiske størrelser kan række regler opstilles ud fra følgende betragtninger:

KAPITEL 7. KLASSIFICERING OG REKONSTRUKTION

- En bestemt afstand.
- En bestemt afvigelse i vinkel.
- En bestemt volumenstørrelse for arterieelementet.

Når valget er foretaget er det næste skridt selve sammensætningen. Denne kan foretages med følgende metode:

For at de to arterieelementer kan vokse sammen, anvendes dilation og erosion, se appendix D. Dette foretages i lokalområdet omkring den mindste afstand. Vokser arterieelementerne nok i forhold til den mindste afstand, vil hullet være fjernet. Der vil til gengæld være huller ude ved grænserne af lokalområdet. Dette kan løses ved at lade alle voxels der før sammenvoksningen var forgrund, forblive forgrund efter. Et eksempel på dilation og erosion af en usammenhængende arterie ses på figur 7.4.



Figur 7.4: Figur a) Usammenhængende arterier, b) Arterier vokser ud over deres grænser og c) Det samlede resultat

7.3.3 Overskydende arterieelementer

Efter arteriesystemet er blevet rekonstrueret, vil der være overskydende arterieelementer, der ikke er blevet detekteret som værende en del af et sammenhængende arteriesystem. Disse arterieelementer kan fjernes. Det er beskrevet i [Østergaard et al., 2001], at arteriesystemet vil være opdelt i to arterieelementer. Denne opdeling skyldes, at to små arterier (Posterior Communicating Arteries), der forbinder to dele af arteriesystemet ikke er mulige at segmentere. Derfor vil der efter endt rekonstruktion, være to store dele af arteriesystemet, se appendiks A. På denne baggrund kan der opstilles en regel for oprydning af overskydende arterieelementer.

- Alt, der ikke er forbundet til de to store dele af arteriesystemet, kan fjernes.

Delkonklusion

På baggrund af analysen af klassificering og rekonstruktion, kan det konkluderes, at der til klassificeringen af kvantaene ud fra fundne features, anvendes fuzzy IG. Efter alle kvanta er klassificeret, er det valgt, at der skal foretages en analyse af, hvorvidt der eksisterer adskilte segmenter, som tidligere har hørt sammen og derfor skal sammenvokses.

Brugergrænseflade

I dette kapitel analyseres brugergrænsefladen for det samlede system.

Brugergrænsefladen muliggør, at brugeren kan indlæse et MRI-volumen og derefter få beregnet en 3D-model af arterierne. Processen består af følgende trin fra [Preece et al., 2002]:

1. Identificering af brugernes behov.
2. Opstilling af konceptmodel.
3. Udarbejdelse af forskellige designs.
4. Udarbejdelse af en prototype, der kan formidles.
5. Evaluering gennem hele forløbet.

Hele denne model vil ikke blive fulgt, da der kun bliver lavet et design og ingen prototype.

8.1 Brugernes behov

Identificeringen af brugernes behov udarbejdes på baggrund af en antagelse om hvilke brugere, der anvender systemet. Det antages, at den almindelige bruger af systemet er en hjernekirurg. Behovene til systemet er beskrevet i dette afsnit og er bla. opstillet på baggrund af en samtale med en bruger, som beskrevet i appendiks I.

- Det er en fordel for kirurger at se en 3D-model af arteriesystemet sammenholdt med de forskellige snit i forholdet 1:1, da det hjælper dem til at danne et korrekt billede af opbygningen af patientens hjerne.
- Kirurger har brug for at kunne gemme en 3D-model til senere brug for at spare beregningskraft eller for at sikre portabilitet.
- Modellen skal kunne roteres, så kirurgen kan se modeller fra samme vinkel som ved operationen.
- Mikrokirurger¹ har behov for at zoome ind på forskellige områder. Zoom uden restriktioner er en fordel for bedre at kunne se detaljer.
- Kirurger har behov for at bladre snittene igennem ved forskellige hastigheder for både at danne sig et overblik over hjernen og for at tjekke modellen. På den måde opstår der ingen forviklinger mellem kirurger med hensyn til opfattelse af, hvordan hjernens opbygning er.

¹En kirurg, der anvender mikroskop under operationer

KAPITEL 8. BRUGERGRÆNSEFLADE

- 3D-modellen af arteriesystemet skal kunne vises sammen med snittene, så en kirurg kan forholde sig til placeringen af arteriesystemet, f.eks. i forhold til placeringen af en patients hovede ved en operation.
- Det skal være muligt at indstille parametre for, hvordan 3D-modellen af arteriesystemet beregnes. Det skal også være muligt at vælge at beregne ud fra nogle indstillelige standard værdier.
- For at en kirurg kan forholde sig til snittene, skal der være indikationer på, hvad der er højre, venstre, op, ned, for og bag.
- Det skal være muligt at indstille lysintensiteten på snittene, så det bliver nemmere at se detaljer for kirurgen.
- Kirurger er meget visuelt indstillede. Derfor skal brugergrænsefladen være visuelt orienteret.
- Baggrunden på et scannet billede skal maskeres ud, da det ikke har nogen funktion for kirurgen.

8.1.1 Problemområde

Ved forberedelsen til en hjerneoperation er det ikke sikkert en kirurg får et korrekt, mentalt 3D-billede af patientens hjerne, hvis MRI volumener kun findes på film. Dertil kan systemet hjælpe, da det danner en 3D-model, kirurgen kan sammenligne sin egen model med. Dette gør systemet egnet til brug under forberedelse til operation som et supplement til et navigationssystem². Det kan udgøre et problem, at der allerede eksisterer et navigationssystem, da kirurgen skal lave lignende opgaver i to forskellige programmer. Det vil derfor være bedst på lang sigt at tilføje funktionaliteten af systemet til det eksisterende navigationssystem.

8.1.2 Essentielle use cases

For at få en fornemmelse af funktionaliteten i systemet tages der udgangspunkt i to essentielle use cases. I den første use case, se tabel 8.1.2 på modstående side, anvender brugeren en standard beregningsmetode og stiller orienteringen af snit-modellen via en dertil indrettet funktion.

Den anden use case, se tabel 8.1.2 på næste side, tager udgangspunkt i, at brugeren selv indstiller parametrene i beregningen og derefter selv manipulerer orienteringen af modellen.

8.2 Konceptmodel

Den primære anvendelse af systemet består i at brugerne undersøger en hjerne i detaljer. Derfor bygger konceptmodellen på manipulationsmodellen. Manipulationsmodellen udmærker sig ved udtalt brug af mus, og indeholder bl.a. begrebet WYSIWYG (What You See Is What You Get). Denne model er et godt valg for kirurger, da de er visuelt orienterede.

Når beregningen af arteriemodellen skal konfigureres vil konceptmodellen bygge på en hybrid mellem manipulation og instruktion. Instruktion benyttes, da det er mere effektivt til at indstille parametre. Konfigurationens brugergrænseflade og funktionalitet bliver ikke behandlet yderligere i dette projekt.

²Et system, der fastspændes på patientens hovede og kan markere koordinater beregnet på computer.

Brugerens intention	Systemets ansvar
Se patients hjerne	
Vælge datafil	Bede om udpegning af datafil
Se arteriemodel	Åbne datafil og vise snit
	Registrere standard parametre Beregne og vise arteriemodel
Se bestemt orientering af model	Bede om relevant data
Give data om ønsket orientering	Orienter billede
Gemme arteriemodel	Bede om udpegning af fil
Oplyse fil	Gemme 3D-model
Lukke program	Bede om bekræftigelse
Bekræft nedlukning	Luk systemet ned

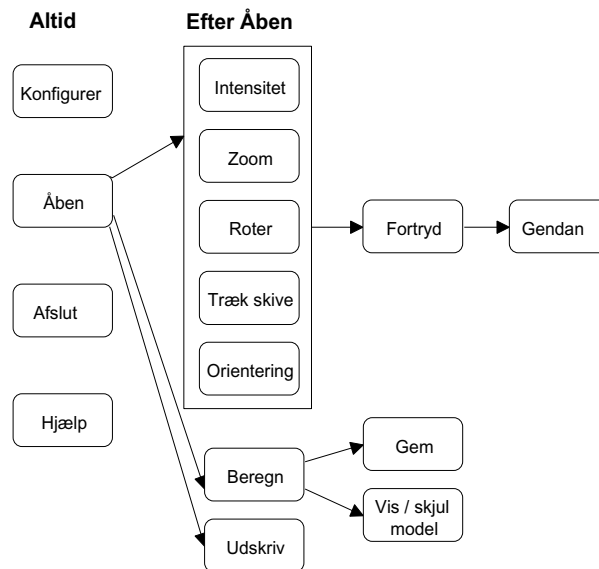
Tabel 8.1: Use Case 1.

Brugerens intention	Systemets ansvar
Se arteriemodel	Bede om de første parametre
Give parametre	Registrere parametre og beregne første trin
Fortsætte til næste trin	Bede om parametre
Give parametre	Registrere parametre og beregne andet trin
Regne andet trin med andre parametre	Annullere andet trins beregning Bede om parametre
Give parametre	Registrere parametre og beregne andet trin
Beregne resterende trin med standard	Beregne og vise arteriemodel
Justere orientering af model	Orienter billede ifølge justeringer

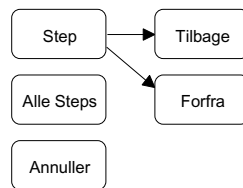
Tabel 8.2: Use Case 2.

8.2.1 Funktionernes relationer

Funktionerne i brugergrænsefladen er beskrevet i appendiks H. Der udarbejdes to forme³ til systemet. En hovedform hvorfra visningen af modellen sker, og en Step-beregningsform, hvorfra det er muligt at udføre beregningen af modellen i steps og dermed ændre på indstillingerne undervejs. De to formes funktioner, deres relationer og rækkefølgen de kan eksekveres i, er illustreret på figur 8.1 for hovedformen og på figur 8.2 for step-beregningen.



Figur 8.1: På figuren ses relationen mellem de forskellige funktioner på hovedformen. Den første række under "Altid" kan benyttes på et hvilket som helst tidspunkt. Rækken under "Efter Åben" kan benyttes, når der er blevet åbnet en fil. Pile betyder at en funktion, der bliver peget på, kun kan benyttes efter udførelsen af den funktion, der bliver peget fra.



Figur 8.2: På figuren ses relationen mellem de forskellige funktioner på Step-beregningsformen. Pile betyder at en funktion der bliver peget på kun kan benyttes efter udførelsen af den funktion der bliver peget fra.

8.2.2 Påkrævet information

Det er nødvendigt at have en MINC-fil med et protonvægtet MRI-volumen fra en scanning af hjernen. Derudover skal programmet have forskellige parametre til beregning af 3D-modellen af arterierne. Disse parametre er ikke bestemt og indgår ikke som en del af designet til brugergrænsefladen.

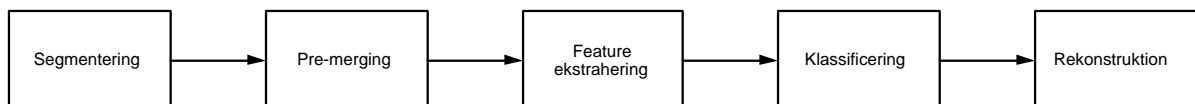
³En form er et programvindue.

Konklusion på analyse

På baggrund af analysen kan det konkluderes, at der i dette projekt benyttes en watershed segmentering i form af downhill maximum gradient path, der udregnes på baggrund af gradienten for hver voxel. Da en watershed segmentering medfører en oversegmentering af volumen er det nødvendigt at pre-merge de forskellige regioner. Denne pre-merging udføres ud fra middelværdien af lysintensiteten af de forskellige regioner.

Der tages udgangspunkt i tre features i projektet: Cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit. For at vurdere om et kvantum er cirkulært er det nødvendigt at indlægge en principalakse i det pågældende kvantum således, det er muligt at oprette planer ud fra hvilke tværsnitsareal og omkreds kan beregnes. For at vurdere et kvantums aflanghed analyseres dets volumen og det gennemsnitlige areal, som tværsnittet af det pågældende kvantum udspænder. Det vægtede intensitetsgennemsnit vurderes ud fra hvert enkelt kvantums histogram sammenholdt med histogrammet for det originale volumen. Ud fra disse er det muligt at beregne en værdi for, hvor koncentrationen af intensiteten ligger i det pågældende kvantum i forhold til det originale volumen.

For at kunne klassificere de forskellige kvanta i volumen kan det konkluderes, at fuzzy information granulation benyttes. Med denne metode klassificeres et kvantum ud fra en vurdering af, hvor godt de forskellige features passer på nogle opstillede modeller. Efter endt klassificering vælges det at foretage en analyse af, om der eksisterer adskilte arterieelementer, der oprindeligt har hørt sammen. Er dette tilfældet skal disse kobles sammen. Ligeledes undersøges det, hvorvidt der forekommer huller internt i arterier. Endelig er det muligt at fjerne arterieelementer, der ikke hænger sammen med arteriesystemet. Det endelige system er at se på figur 9.1



Figur 9.1: Bløddiagram, der repræsenterer segmenteringsprocessen.

Del II
Design

Indledning til design

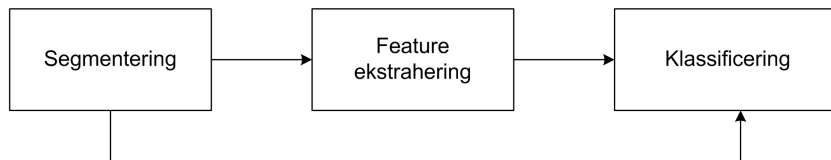
På baggrund af analysen opstilles nu et design for det programmel, der udfører segmenteringen, feature ekstraheringen og klassificering ud fra den metode, hvorpå analysen blev baseret. Programmet vil blive opdelt i moduler således, at de tre overordnede opgaver tildeles hver sit modul, hvilket gør designarbejdet lettere. I denne forbindelse er det meget vigtigt allerede på et tidligt tidspunkt at fastlægge, hvilke sammenhænge der er mellem disse moduler, nærmere bestemt, hvilke informationer der skal videregives fra et modul til det næste. Der vil her efterfølgende blive set på disse moduler, deres input, samt deres output.

Segmentering Segmenterings modulet anvender som input et MRI volumen. Gennem segmentering oprettes et nyt MRI volumen, der indeholder de segmenterede informationer. Dette volumen videregives til de andre moduler som segmenteringens output.

Feature ekstrahering Feature ekstraheringen anvender indtil flere input. Det drejer sig blandt andet om det input, der er blevet oprettet gennem segmenteringsmodulet, samt det oprindelige MRI volumen. Gennem afvikling af feature ekstraherings modulet oprettes der værdier for et kvantums features, som videresendes til det sidste modul, klassificeringen, som feature ekstraheringens output.

Klassificering Klassificeringen anvender såvel feature ekstraherings modulets som segmenterings modulets output og opretter under afvikling et sort-hvidt MRI volumen, hvor baggrund og det fundne blodkar system fremgår. Dette MRI volumen bliver klassificeringens output.

Modulopbygningen kan ses af figur 9.2. Der vil i det efterfølgende foreligge beskrivelser af de designløsninger, der er valgt og undersøgt for hver af disse moduler.



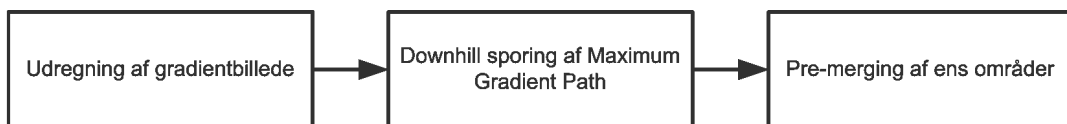
Figur 9.2: De designede modulers sammenhæng. Segmentering videregiver et MRI volumen med label inddelte kvanta til feature ekstraherings- og klassificeringsmodulet, mens feature ekstraheringsmodulet videregiver de enkelte featureværdier til klassificeringen.

Segmentering

Dette kapitel omhandler design af den segmentering, der foretages på MRI volumener samt den efterfølgende pre-merging, der foretages på de segmenterede kvanta. Watershed segmentering samt pre-merging er det første trin i segmenteringssystemet. Resultatet af den afsluttende pre-merging benyttes i feature ekstraheringen.

10.1 Watershed

På figur 10.1 ses et blokdiagram over den initierende segmentering i det samlede system, watershed-segmenteringen og pre-merging af regioner.



Figur 10.1: Blokdiagram, der viser strukturen i watershed-segmenteringen.

10.1.1 Gradientbillede

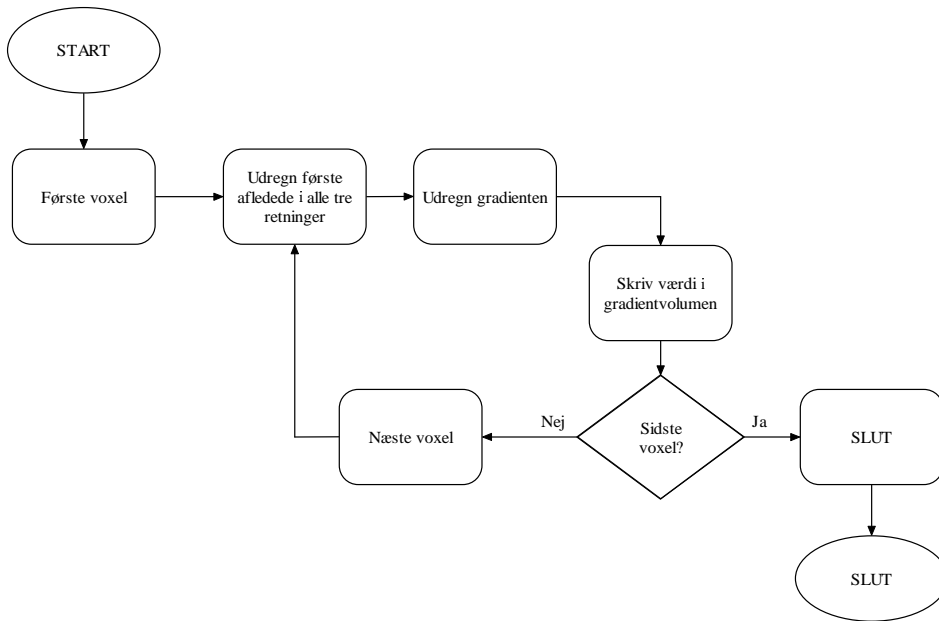
Gradientbilledet, der benyttes i downhill Maximum Gradient Path (MGP) etableres ved brug af den første afledede i alle punkter, se afsnit 5.3 på side 25. Denne algoritme løber hele volumen igennem, og danner ud fra dette et nyt volumen. Ud fra dette volumen beregnes en downhill MGP for hver voxel. Et dataflow-diagram over algoritmen ses på figur 10.2.

10.1.2 Downhill Maximum Gradient Path

Beregning af downhill MGP foretages i alle voxels i volumen. For hver kørsel af downhill MGP tilføjes alle fundne voxels til en liste. De fundne voxels i MGP-listen skal, for hver kørsel af downhill MGP, tildeles en label. Denne labelling foretages på baggrund af følgende tre regler:

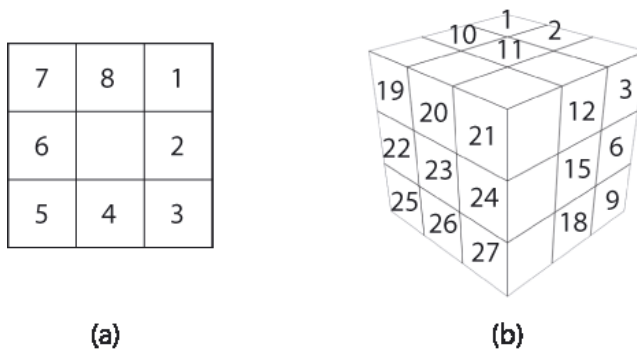
1. Hvis pixel p allerede er tildelt en label, tildeles hele stien denne label.
2. Hvis pixel p ikke er tildelt en label og en anden pixel r i det 8 connectede neighbourhood har samme gradientværdi og er tildelt en label, tildeles hele stien denne label.
3. Ellers tildeles stien det næste ledige label.

Fremgangsmåden ved beregningen af MGP kan ses illustreret i 2 dimensioner på figur 10.4 på side 47. Det er, af overskuelighedsgrunde, valgt at gennemgå algoritmen i 2D. Overgangen fra 2 til 3 dimensio-



Figur 10.2: Dataflow diagram over algoritmen, der genererer et volumen af gradienter.

ner kan ubesværet implementeres ved at gennemsnøge det 26-connectede neighbourhood i stedet for det 8-connectede. På figur 10.3 ses søgeordenen for algoritmen.

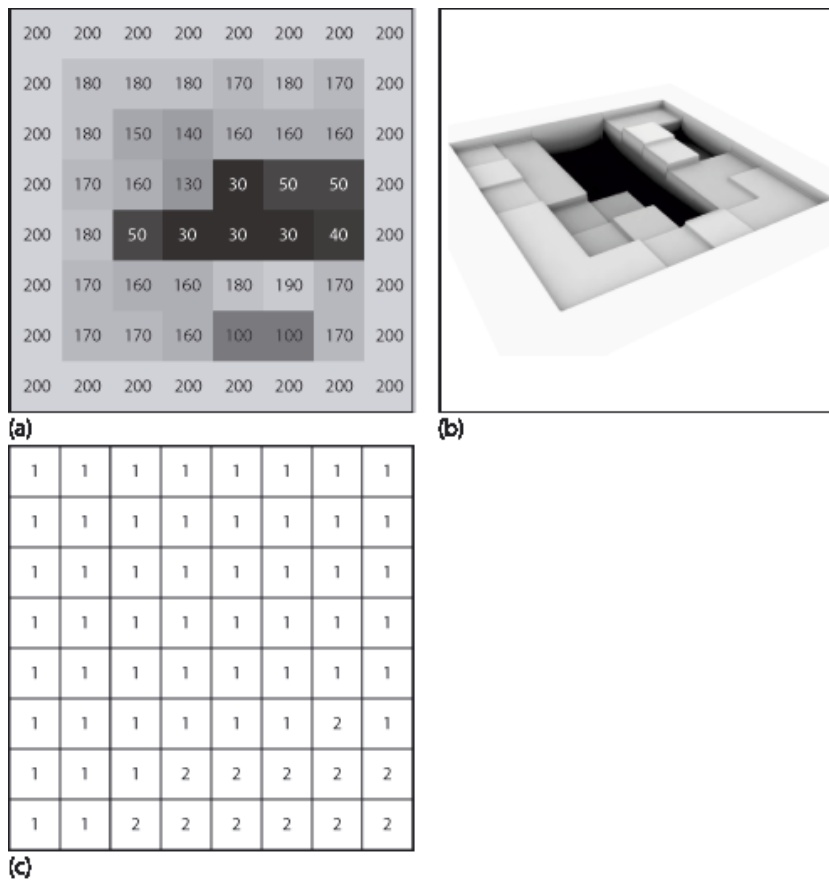


Figur 10.3: Søgeordenen for MGP-algoritmen (a) i 2D eksemplet (b) i 3D implementeringen.

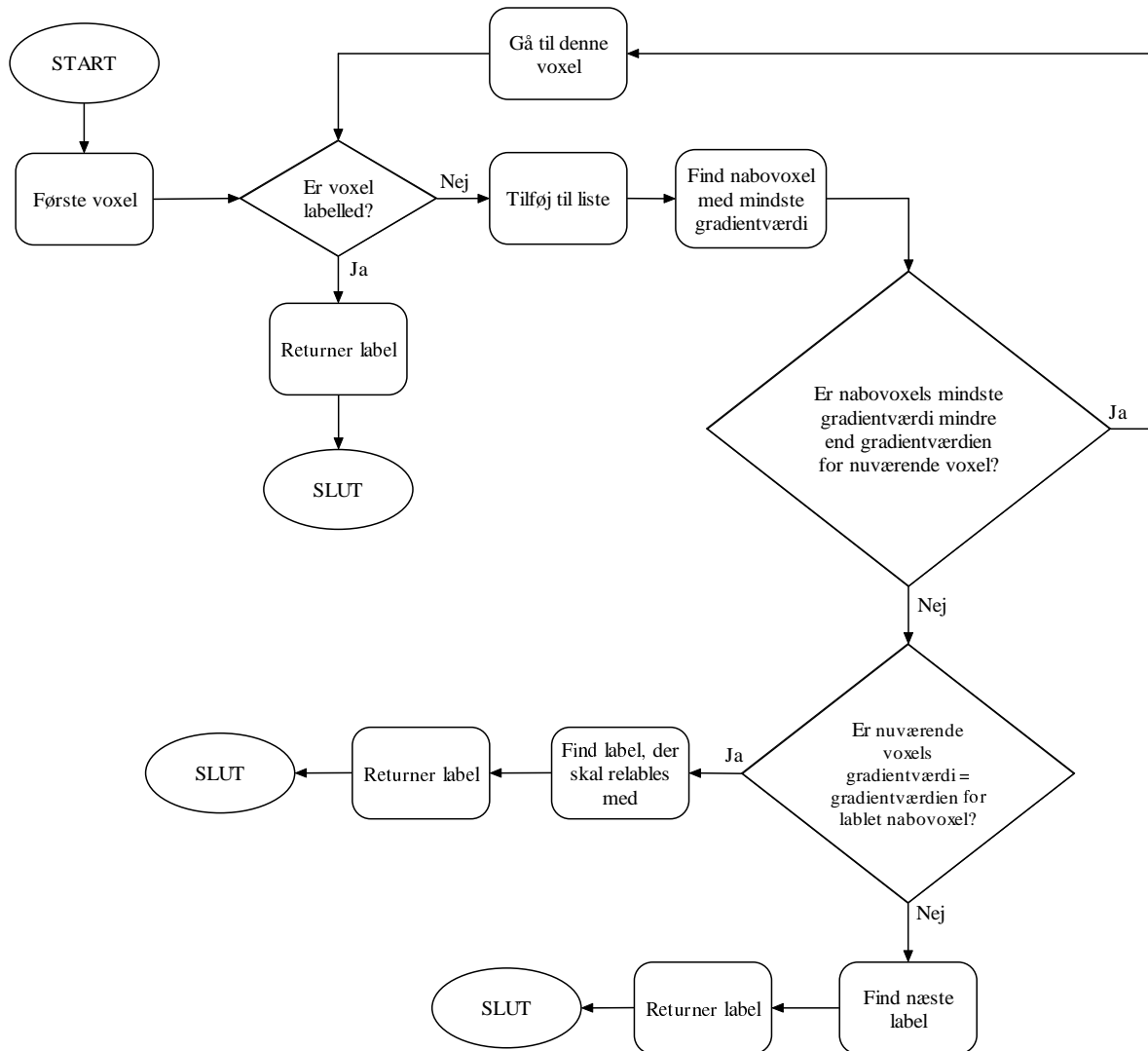
Med udgangspunkt i figur 10.4 på modstående side gennemgås her de første trin i algoritmen.

Med start i pixel (1, 1) gennemsnøges det 8-connectede neighbourhood for den mindste gradient. (2, 2) findes og tilføjes til listen, der indeholder Maximum Gradient Path. I pixel (2, 2) findes den mindste nabogradient som (3, 3). Fra pixel (3, 3) findes den mindste nabogradient i (4, 4) og fra denne pixel findes (5, 4). I pixel (5, 4) er et lokalt minimum nået, og det 8-connectede neighborhood undersøges derfor for en pixel med samme gradientværdi, der har en label. Da en sådan pixel ikke eksisterer tildeles hele den fulgte sti første ledige label, 1.

Algoritmen er visualiseret i flowdiagrammet på figur 10.5 på side 48.



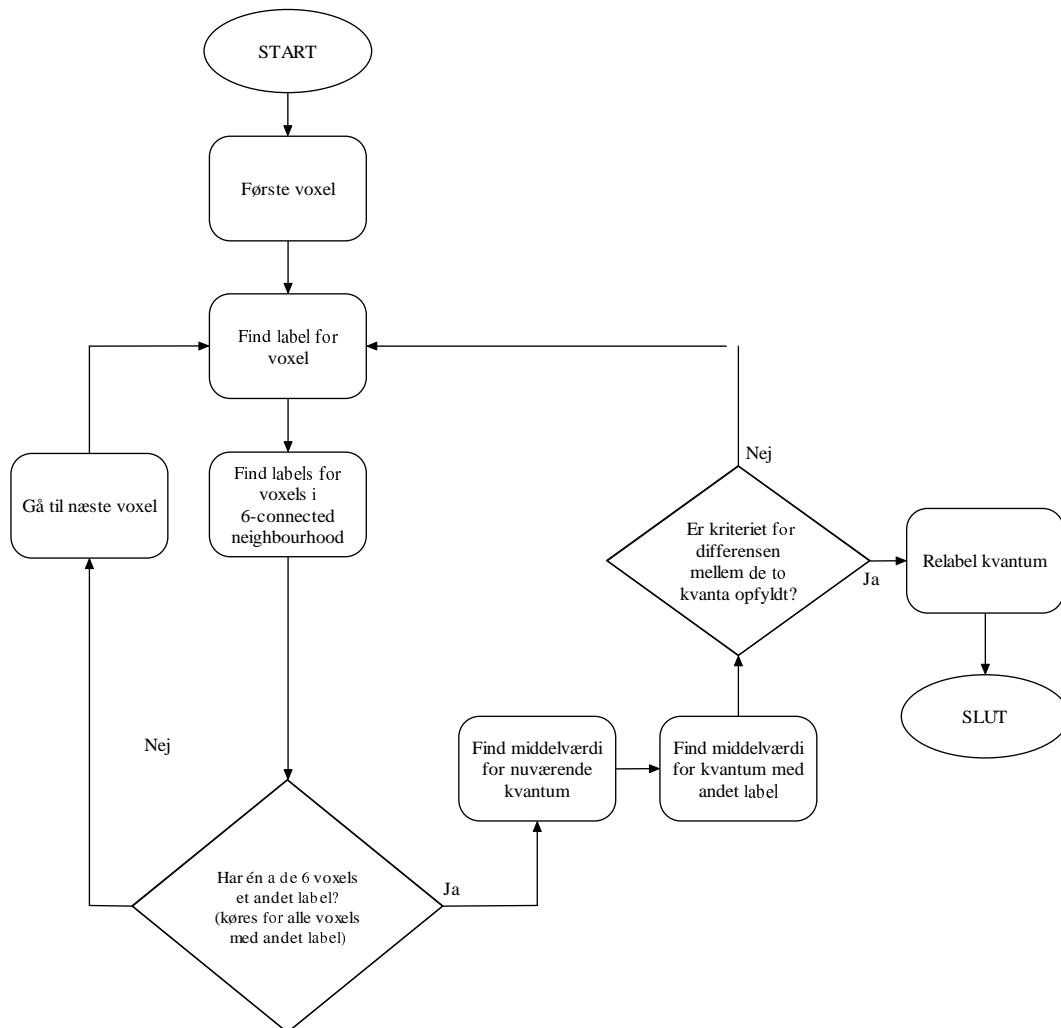
Figur 10.4: (a) Oprindeligt billede. (b) Topografisk projektion af a. (c) a segmenteret med downhill MGP.



Figur 10.5: Dataflow diagram over downhill maximum gradient path algoritmen.

10.1.3 Pre-merging

Pre-merging af regioner foretages på baggrund af middelværdierne af lysintensiteterne for regionerne jvf. 5.4. Algoritmen løber hele volumen igennem indeholdende gråtoneværdierne samt volumen indeholdende de forskellige labels igennem. Funktionen registrerer gråtoneværdien for hver voxel, voxels label samt hvor mange voxel, regionen indeholder. For at merge regionerne gennemløbes volumen indenfor den givne region og label for hver voxel findes. Herefter findes labels for det 6-connected neighbourhood. Eksisterer der i det 6-connected neighbourhood en voxel med et label, der ikke er det samme label som for den nuværende voxel og ligger middelværdien for denne voxel tæt på middelværdien for den nuværende voxel merges de to regioner. Herefter relabels regionerne således, de to regioner er merget. Et dataflow diagram over algoritmen ses på figur 10.6.



Figur 10.6: Dataflow diagram over merging algoritmen.

Efter endt merging er det nødvendigt at relable hele volumen, da der efter merging opstår "huller" i rækken af labels. Endvidere benyttes en fortløbende række af labels i klassificeringen.

Feature ekstrahering

Dette kapitel beskriver design af ekstrahering af features fra de kvanta, der oprettes under segmenteringen.

11.1 Principalakse

Idet cirkularitet og aflanghed deler nødvendigheden af en principalakse samt muligheden for at oprette planer på denne akse, designes en fælles akse for de to feature udregninger. Ligeledes deles funktionaliteten at kunne beregne arealet af de planer der oprettes, hvorfor dette ligeledes beskrives her.

Før en principalakse kan indlægges i et kvantum kræves det, at der indhentes information om de voxels, der er i volumenet. I første omgang ønskes det at finde de voxels, der tilhører det aktuelle kvantum. Dette gøres ved at konstruere en funktion, der undersøger samtlige voxels i det segmenterede volumen, for derved at kunne finde de voxels, der tilhører et bestemt kvantum.

Principalaksen, der indlægges i hvert kvantum, designes til at løbe parallelt med en af de tre akser, der udspænder volumenet. Aksen der vælges er den akse hvor det største spænd er over, hvilket findes på grundlag af at den minimale koordinat og maksimale koordinat på forhånd er kendt for hver akse.

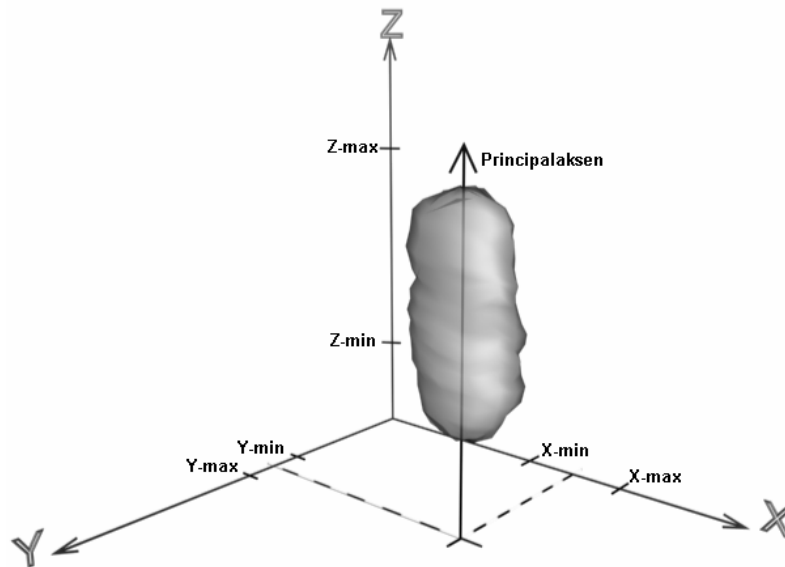
Et eksempel på dette er at hvis det største spænd for et kvantum er over z-aksen, bestemmes retningen for principalaksen til at være ud af z-aksen (se figur 11.1 på modstående side). De punkter, der med garanti skal skæres af z-aksen, fastsættes til at være midtpunktet for x- og y-aksen idet deres minimum- og maksimumværdi kendes.

For at kunne oprette de planer ud fra hvilke, tværsnitsarealet og omkredsen skal beregnes, designes en metode, hvorved det bliver muligt at finde de voxels, der befinder sig på principalaksen. Disse voxels kan herfter danne grundlag for planerne. Disse voxels kan findes ved hjælp af afstandsformlen for afstanden mellem et punkt og en linie i rummet.

Arealet af planerne findes som antallet af voxels, der indgår i planet. Dette gøres ved at undersøge, hvorvidt disse voxels opfylder forskriften for de planer, der oprettes, gennem en opstilling af en matematisk ligning for planet og undersøge om de fundne voxels ved indsættelse opfylder ligningen.

11.2 Cirkularitet

Det er i foregående afsnit blevet designet, hvorledes det er muligt at indlægge en principalakse i et kvantum, oprette planer vinkelret på denne akse samt beregne arealet af de planer, der oprettes. Det erindres, at cirkulariteten er givet ved, idet $Areal_m$ angiver arealet af et oprettet plan, $Omkreds_m$ omkredsen af samme plan og m angiver antallet af planer:



Figur 11.1: Eksempel på hvorledes principalaksen indlægges for et kvantum, der har det største spænd mellem minimum- og maksimumkoordinat over z-aksen.

$$Cirkularitet = \frac{1}{m} \sum_m \frac{4\pi \cdot Areal_m}{Omkreds_m^2} \quad (11.1)$$

Heraf ses, at det ligeledes kræves, at omkredsen af de planer, der oprettes kan beregnes samt, at det samlede antal af oprettede planer kendes.

Planets omkreds beregnes ved at finde og registrere de voxels, der befinder sig langs planet og i den forbindelse også kvantumets kant. For hvert kvantum findes samtlige voxels, der befinder sig i kvantumets kant, inden oprettelsen af planer og beregningen af omkreds skal finde sted. Idet et kvantum kan befinde sig langs kanten af volumenet, må der i designet også tages hensyn hertil under detektion af kantvoxels. Måden, hvorpå disse kantvoxels findes, er at undersøge samtlige voxels i interesseområdet for det pågældende kvantum. Når en sådan voxel findes, undersøges label for det 6-connected neighbourhood. Eksisterer der en nabovoxel, hvis label er forskellig fra den voxel der blev taget udgangspunkt i, er der fundet en kantvoxel. Metoden til at registrere kantvoxels er designet til ikke at tage højde for kantvoxels for endefladerne af en kvantum, idet det vil medføre en fejlregning af omkredsen i endefladerne.

Samtidig bør det, for z-, y- og x-koordinaterne for den førstfundne voxel, undersøges, hvorvidt de har en værdi, således at den fundne voxel befinder sig langs kanten af volumenet. Er dette tilfældet, bliver den fundne voxel markeret som værende en kantvoxel. De fundne kantvoxels registreres i en tabel med deres koordinater, og kan således genbruges under beregningen af omkreds. De punkter, som ligger i planet sammenlignes med tabellen for de fundne kantvoxels, og det samlede antal kantvoxels, der tilhører planet, er en tilnærmet omkreds, der benyttes.

Antallet af planer på principalaksen registreres og det er herefter muligt at beregne en værdi for kvantumets cirkularitet.

11.3 Aflanghed

Aflangheden beregnes, som beskrevet i analysen, som et forhold mellem et kvantums volumen og det gennemsnitlige tværsnitsareal det udspreder i planerne. Aflanghedsværdien er givet ved følgende udtryk, idet *Volumen* angiver volumen af det pågældende kvantum, mens *Areal* er gennemsnitsarealet af de planer, der er blevet oprettet i kvantummet:

$$Aflanghed = \frac{Volumen}{Areal^{\left(\frac{3}{2}\right)}} \quad (11.2)$$

Volumen findes som det samlede antal af voxels i et kvantum. Denne funktionalitet anvendes under oprettelsen af principalaksen, og bliver derved tilgængelig for beregning af aflanghed. Herudover kræves det at udregne gennemsnitsarealet af de planer, der oprettes på principalaksen, som ses i det ovenstående udtryk. Denne funktionalitet bliver tilgængelig gennem en udbygning af funktionen, der beregner arealet af de enkelte planer således, at det summerede areal gemmes så beregning af aflanghed kan få tilgang til værdien. Idet det under udregningen af cirkularitet registreres, hvor mange planer der samlet oprettes er det herefter muligt at udregne det gennemsnitlige areal, og således udregne en værdi for kvantumets aflanghed.

11.4 Vægtet intensitetsgennemsnit

For at beregne en featureværdi for vægtet intensitetsgennemsnit (VIG) er det nødvendigt at oprette histogrammer for det kvantum der arbejdes på, samt for det originale MRI volumen. Udtrykket for VIG er givet ved:

$$VIG = \frac{\sum (x \cdot g(x))}{\sum g(x)} \quad (11.3)$$

Hvor x angiver en intensitet og $g(x)$ er givet ved:

$$g(x) = \frac{f_k(x)}{f_{tot}(x)} \quad (11.4)$$

Udtrykket $g(x)$ betegner et forhold mellem de to histogram værdier f_k , der er histogramværdien for en given intensitet for kvantummet, og f_{tot} der er histogramværdien for det originale MRI volumen, for den samme intensitet.

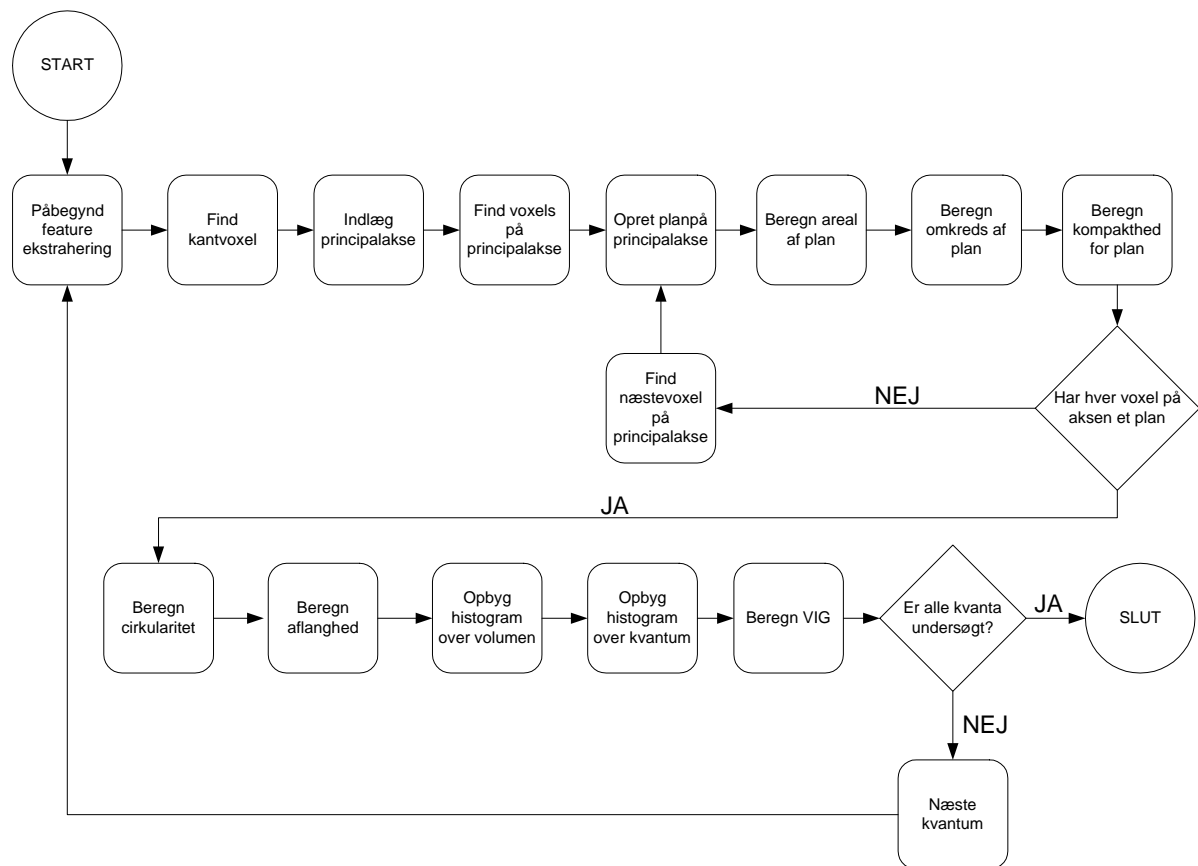
Histogrammerne oprettes gennem anvendelse af den funktionalitet, der sørger for at undersøge samtlige voxels i et volumen og uddrage labels af hver voxel. Her igennem er det muligt at registrere forekomsten af voxels med bestemte lysintensiteter, ved at indsætte samtlige voxels i en tabel, hvor indeks er lysintensiteten af den fundne voxel og datafeltet angiver det antal voxels der er fundet med den pågældende intensitet.

Der er i forbindelse med oprettelse af histogrammet for det aktuelle kvantum en mindre afvigelse fra denne nævnte metode. Dette skyldes at det udelukkende er fra det segmenterede volumen, at det er

muligt at udtrække information om, hvorvidt en bestemt voxel tilhører et kvantum eller ej, mens det udelukkende er muligt at få de reelle værdier for denne voxels intensitet fra det originale MRI volumen. På baggrund heraf designes en modificeret metode, der som udgangspunkt anvender det segmenterede volumen til først at lokalisere en voxel, der befinder sig i det aktuelle kvantum. Koordinaterne for denne voxel anvendes til at finde frem til den tilsvarende voxel i det originale MRI volumen, hvorved lysintensiteten kan findes og registreres som før.

11.5 Samlet feature ekstraheringsdesign

På baggrund af de ovenstående designløsninger for de tre features opstilles en samlet struktur for feature ekstraheringen. Strukturen bestemmes af, at der for hvert kvantum i det segmenterede volumen skal beregnes en værdi for henholdsvis cirkularitet, aflanghed og VIG. Af denne årsag indlejres designet i en løkke, der gennemløbes lige så mange gange, som der er kvanta i volumenet. Strukturen for det samlede feature ekstraheringsdesign kan ses på figur 11.2.



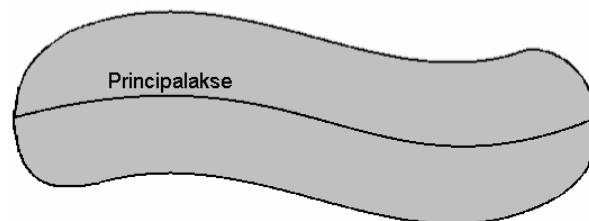
Figur 11.2: Strukturen af det samlede feature ekstraheringsdesign.

11.6 Problemer omkring feature ekstrahering

Efter at have fulgt retningslinierne for, hvordan feature ekstraheringen er blevet foretaget i artiklen [Kobashi et al., 1999], er der gjort overvejelser omkring mulige designændringer, der kan foretages for at udbedre problemer i forbindelse med de valgte designløsninger.

11.6.1 Kritik af principalaksen

Det har været et problem at få udarbejdet en principalakse, som giver det bedste resultat ved at have fulgt en centerakse for et kvantum, hvilket betyder, at en ikke ret linie skal indlægges. Det er illustreret på figur 11.3.



Figur 11.3: Illustration af hvorledes en perfekt principalakse ville have set ud, idet den følger et kvantums struktur.

De mest præcise værdier for cirkularitet og aflanghed opnås ved at indlægge en perfekt principalakse. På baggrund af en antagelse om, at det er en for stor opgave at få tilpasset en perfekt principalakse for dette projekt, er det blevet gennemført med en ret linie i stedet.

Problemet ved at benytte en ret linie som principalakse er, at hvis et kvantums struktur er bananformet, vil principalaksen være årsag til misvisende planer. Planerne vil give forkert information til udregningen af cirkularitet og aflanghed, da begge udregninger er baseret på formlen omkring kompakthed (se ligning 6.1 på side 28). I værste tilfælde vil et cirkulært kvantum give værdier, som identificerer kvantummet til ikke at være cirkulært.

11.6.2 Kritik af omkredsberegning

Idet der anvendes et forhold af kompakthed, hvor en maksimal kompakthed ikke burde kunne overskrides, eksisterer der grænser for, hvor stort arealet må være i forhold til omkredsen af det aktuelle plan. Den maksimale kompakthed kan overskrides, når beregningerne bliver foretaget på firkantede voxels, hvorfor et reelt cirkulært element aldrig vil kunne opstå.

Beregningen af omkreds er på baggrund af firkantede voxels i dette projekt ikke hensigtsmæssig. Det skyldes, at det ikke er blevet prioriteret i projektet at perfektionere omkredsberegningen, da det har været problemer med at oprette en perfekt principalakse.

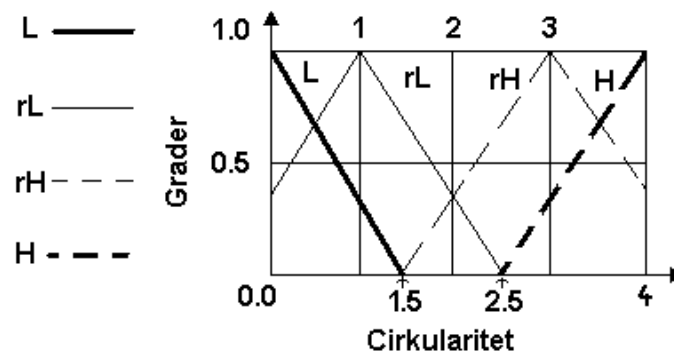
Klassificering og rekonstruktion

Dette kapitel omhandler design af fuzzy klassificering og rekonstruktion, der er de sidste trin i systemet og benytter beregnede features fra feature ekstraheringen. Endvidere benyttes det lablede volumen fra watershed segmenteringen.

12.1 Klassificering

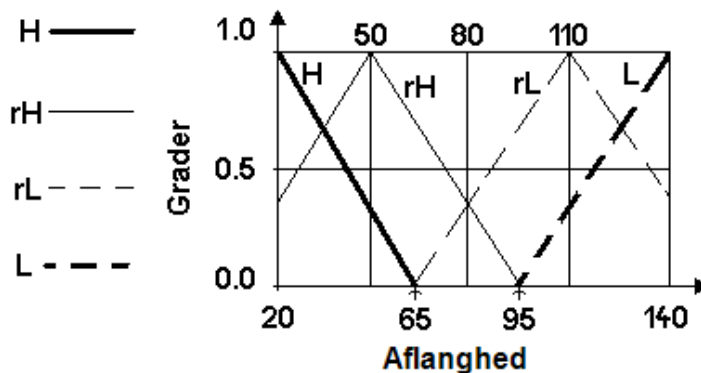
Der tages udgangspunkt i metoden fuzzy information granulation (fuzzy IG) til klassificering af kvanta. For at kunne klassificere mellem arterier og ikke arterier anvendes hver af kvantaenes feature-værdier på membershipfunktionerne, som fås fra feature ekstrahering. Graderne i tabel 12.3 viser, hvor godt den enkelte feature passer på de forskellige modeller, der enten har arterie- eller ikke arterie-karakteristika. Herefter kan en total grad udregnes for de forskellige modeller fra A-F som ses i tabel 12.1 på side 57. Den største totale grad for alle modeller, er den model, som antages at karakterisere kvantummet.

Eftersom artiklens membershipfunktioner er baseret på angiografiske MRI, og dette projekt anvender protonvægtede MRI, er andre membershipfunktioner designet. Eksempelvis er tabellen, hvor vægtet intensitetsgennemsnit (VIG) er sat til høj (H) i artiklen ændret til lav (L), da arterier fremstår mørke på protonvægtede MRI og lyse på angiografiske MRI. Membershipfunktionernes forskrifter er fundet ved anvendelse af trænings data iform af et protonvægtet MRI, som kan ses på figurene 12.1 for cirkularitet, 12.2 på den følgende side for aflanghed og 12.3 på næste side for VIG.

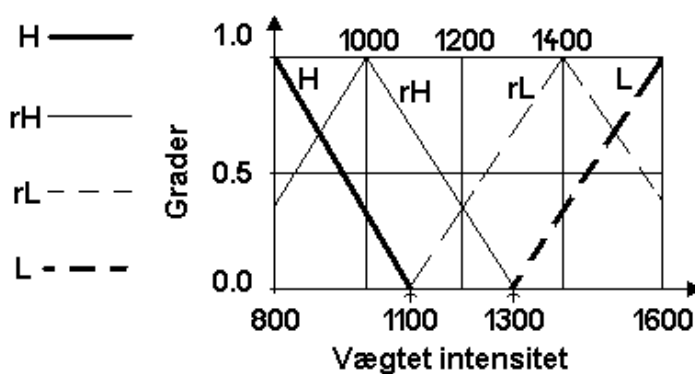


Figur 12.1: Membershipfunktion for cirkularitet.

Der oprettes en tabel for hvert kvantum med alle graderne for de 3 feature-værdier. For kvantummet q med features på tabel 12.1 på side 57 ses de udregnede grader på tabel 12.3 på side 57, og tabellen oprettes ved at køre en løkke for hver feature, cirkularitet, aflanghed og VIG. I tabellen er μ_c grader for cirkularitet, μ_a for aflanghed og μ_v for VIG, som repræsenterer det givne kvantum. Ud fra feature-værdierne beregnes grader for (L), (rL), (rH) og (H). Graderne beregnes ud fra membershipfunktionerne, se udtrykkene 12.1 - 12.12 på side 59. Fremgangsmåden ses på flowdiagrammet på figur 12.4 på



Figur 12.2: Membershipfunktion for aflanghed.



Figur 12.3: Membershipfunktion for VIG.

Cirkularitet	Aflanghed	VIG
3	55	1700

Tabel 12.1: Et eksempel på tre feature-værdier for kvantummet q . Kvantum q 's feature-værdier er typiske værdier for et arterieelement.

Model	Klasse	Cirkularitet	Aflanghed	VIG
A	Arterie	H	H	L
B	Arterie	rH	rH	rL
C	Arterie	rL	H	rL
D	Ikke arterie	rL	H	rH
E	Ikke arterie	rL	rL	rH
F	Ikke arterie	L	L	H

Tabel 12.2: De opstillede modeller for klassificeringen på baggrund af de fundne fuzzy værdier.

den følgende side. Eksemplet vises for μ_c lav (L).

I det følgende opstilles membershipfunktionernes forskrifter for alle features. Disse forskrifter er fundet ud fra eksperimenter med træningsdata.

Forskrifter for cirkularitets membershipfunktioner

Feature-værdien for cirkularitet benævnes A_c i formlerne, og værdien spænder mellem 0 og 1.

Formel for Lav (L):

$$\text{grad} = \begin{cases} -\frac{2}{3} \cdot A_c + 1 & \text{for } 0 \leq A_c < 1,5 \\ 0 & \text{for } 1,5 \leq A_c \leq \infty \end{cases} \quad (12.1)$$

Formel for relativ Lav (rL):

$$\text{grad} = \begin{cases} \frac{2}{3} \cdot A_c + \frac{1}{3} & \text{for } 0 \leq A_c < 1 \\ -\frac{2}{3} \cdot A_c + 1\frac{2}{3} & \text{for } 1 \leq A_c < 2,5 \\ 0 & \text{for } 1,5 \leq A_c \leq \infty \end{cases} \quad (12.2)$$

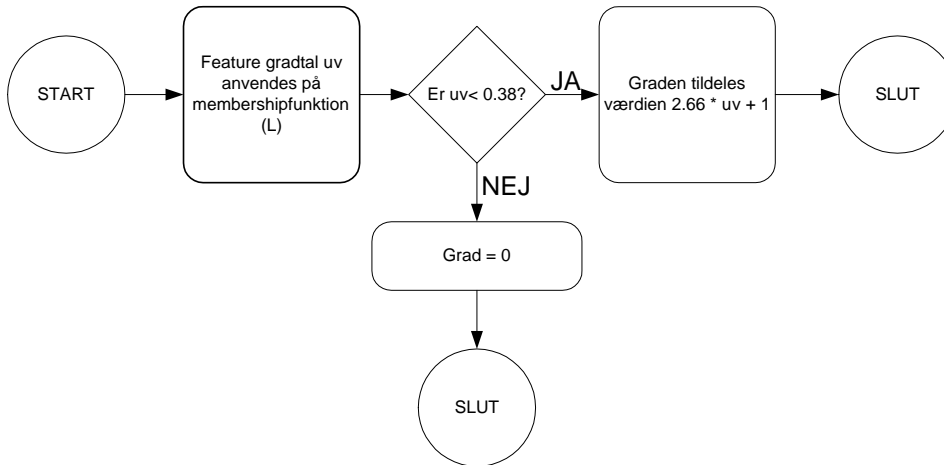
Formel for relativ Høj (rH):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 0 \leq A_c < 1,5 \\ \frac{2}{3} \cdot A_c - 1 & \text{for } 1,5 \leq A_c < 3 \\ -\frac{2}{3} \cdot A_c + 3 & \text{for } 3 \leq A_c \leq 4,5 \\ 0 & \text{for } 4,5 \leq A_c < \infty \end{cases} \quad (12.3)$$

Model	Cirkularitet μ_c	Aflanghed μ_a	VIG μ_v
L	0	0	1
rL	0	0	0
rH	1	0,89	0
H	0,67	0,22	0

Tabel 12.3: Tabellen illustrerer, hvordan de tre feature-værdier for det givne kvantum er repræsenteret for henholdsvis lav (L), relativ lav (rL), relativ høj (rH) og høj (H), efter disse er anvendt på membershipfunktionerne.

KAPITEL 12. KLASSIFICERING OG REKONSTRUKTION



Figur 12.4: Her udregnes graden for lav (L). uv er den aktuelle features værdi. Graden repræsenterer hvor godt den aktuelle feature passer til (L).

Formel for Høj (H):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 0 \leq A_c < 2,5 \\ \frac{2}{3} \cdot A_c - 1\frac{2}{3} & \text{for } 2,5 \leq A_c \leq 4 \\ 1 & \text{for } 4 \leq A_c \leq \infty \end{cases} \quad (12.4)$$

Forskrifter for aflanghed membershipfunktioner

Feature-værdien for aflanghed benævnes A_a i formlerne, og værdien spænder mellem 0 og 1. Dets værdier ligger typisk mellem 0 og 3.

Formel for Lav (L):

$$\text{grad} = \begin{cases} 1 & \text{for } 140 \leq A_a < \infty \\ 45^{-1} \cdot A_a - 2\frac{1}{9} & \text{for } 95 \leq A_a < 140 \\ 0 & \text{for } 0 \leq A_a < 95 \end{cases} \quad (12.5)$$

Formel for relativ Lav (rL):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 0 \leq A_a < 65 \\ 45^{-1} \cdot A_a - 1\frac{4}{9} & \text{for } 65 \leq A_a < 110 \\ -45^{-1} \cdot A_a + 3\frac{4}{9} & \text{for } 110 \leq A_a < 155 \\ 0 & \text{for } 155 \leq A_a < \infty \end{cases} \quad (12.6)$$

Formel for relativ Høj (rH):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 0 \leq A_a < 5 \\ 45^{-1} \cdot A_a - \frac{1}{9} & \text{for } 5 \leq A_a < 50 \\ -45^{-1} \cdot A_a + 2\frac{1}{9} & \text{for } 50 \leq A_a < 95 \\ 0 & \text{for } 95 \leq A_a < \infty \end{cases} \quad (12.7)$$

Formel for Høj (H):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 65 \leq A_a < \infty \\ -45^{-1} \cdot A_a + \frac{4}{9} & \text{for } 20 \leq A_a < 65 \\ 1 & \text{for } A_a \leq 20 \end{cases} \quad (12.8)$$

Forskrifter for VIG membershipfunktioner

Feature-værdien for VIG benævnes A_v i formlerne, og værdien spænder mellem 0 og 1.

Formel for Lav (L):

$$\text{grad} = \begin{cases} 300^{-1} \cdot A_v + -4\frac{1}{3} & \text{for } 1300 \leq A_v < 1600 \\ 0 & \text{for } 0 \leq A_v \leq 1300 \\ 0 & \text{for } 1600 \leq A_v \leq \infty \end{cases} \quad (12.9)$$

Formel for relativ Lav (rL):

$$\text{grad} = \begin{cases} 300^{-1} \cdot A_v + 5\frac{2}{3} & \text{for } 1400 \leq A_v < 1700 \\ 300^{-1} \cdot A_v + -3\frac{2}{3} & \text{for } 1100 \leq A_v < 1400 \\ 0 & \text{for } 0 \leq A_v \leq 1100 \\ 0 & \text{for } 1700 \leq A_v < \infty \end{cases} \quad (12.10)$$

Formel for relativ Høj (rH):

$$\text{grad} = \begin{cases} 0 & \text{for } 0 \leq A_v < 700 \\ 300^{-1} \cdot A_v - 2\frac{1}{3} & \text{for } 700 \leq A_v < 1000 \\ -300^{-1} \cdot A_v + 4\frac{1}{3} & \text{for } 1000 \leq A_v \leq 1300 \\ 0 & \text{for } 1300 \leq A_v < \infty \end{cases} \quad (12.11)$$

Formel for Høj (H):

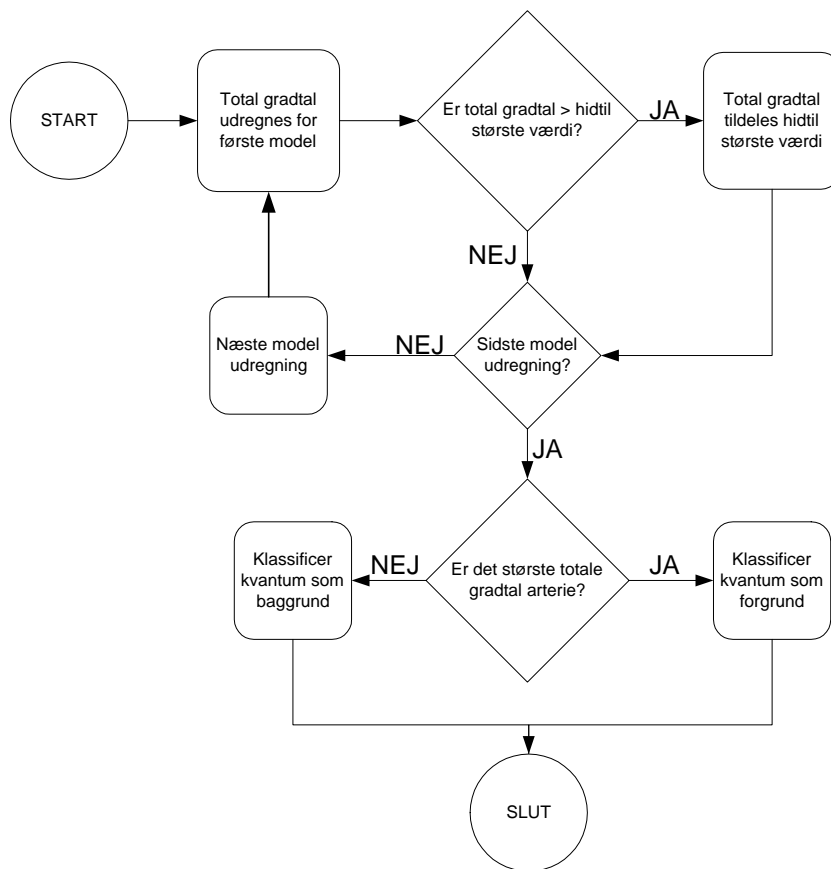
$$\text{grad} = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \leq A_v < 800 \\ -300^{-1} \cdot A_v + 3\frac{2}{3} & \text{for } 800 \leq A_v \leq 1100 \\ 0 & \text{for } 1100 \leq A_v < \infty \end{cases} \quad (12.12)$$

For at kunne udregne den totale grad for hver model, så kvantummet kan klassificeres, anvendes udtrykket 12.13. I udtrykket er μ den totale grad, μ_c er graden for cirkularitet, μ_a er graden for aflanghed og μ_v er graden for VIG. $\min(A; B)$ betyder at det mindste af de 2 tal A og B returneres.

$$\mu = \min\left(\frac{\mu_c + \mu_a}{2}; \mu_v\right) \quad (12.13)$$

Først tjekkes om den totale grad er større end det forrige totale grad. Hvis den totale grad eksempelvis er størst for model A, vil værdierne for hvert voxel i kvantummet sættes til forgrund, hvis model D derimod er den største, vil alle voxels i dette kvantum blive baggrund. Dermed dannes et binært billede.

Fremgangsmåden til beregning af den totale grad for modellerne, og bestemmelse af hvilken model der har største grad, kan ses i flowdiagrammet 12.5.



Figur 12.5: Beregning af den totale grad og bestemmelse af hvilken model, der har det største grad. Efter bestemmelsen af den største grad, bliver kvantummet enten klassificeret som værende arterie eller ikke arterie.

12.2 Rekonstruktion

12.2.1 Interne huller

For at kunne udfylde interne huller, som ikke er blevet segmenteret, er der anvendt en region growing på de enkelte baggrundselementer og derved findes volumen af elementet. Det største element betragtes som baggrund og ikke interne huller. Et eksempel i 2D kan ses på figur 12.6 på næste side. Alt udover baggrunden bliver betragtet som værende arterier.

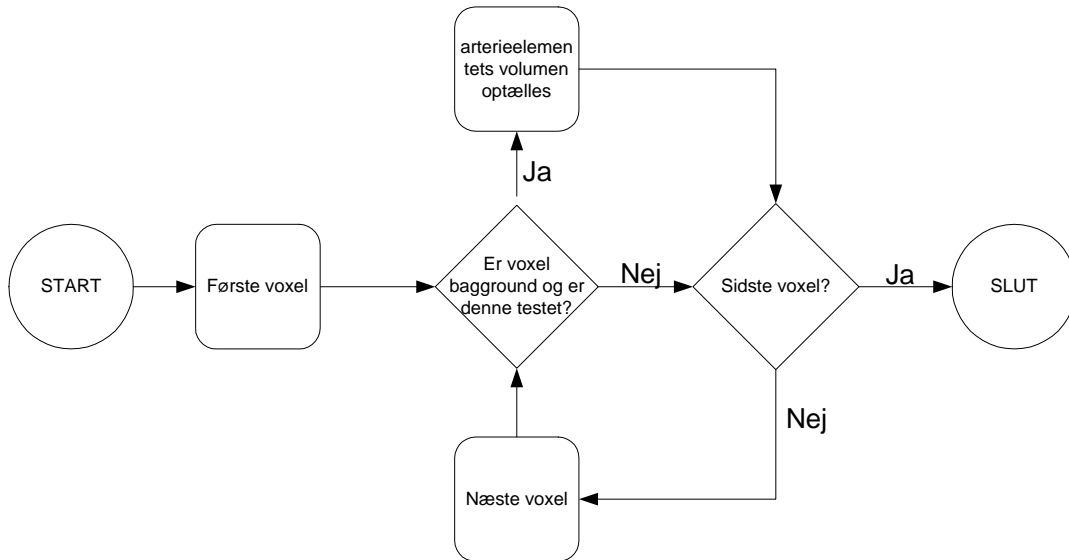
Region growing

Først gennemløbes det binære volumen indtil en baggrundsvoxel findes. Herefter anvendes region growing på den fundne baggrundsvoxel. Denne procedure kontrollerer, om hver voxel er registreret, og om denne er baggrund. Hvis voxlen er baggrund og ikke registreret, registreres voxlen. Denne procedure fortsætter indtil hele baggrundselementet er registreret. Efter registreringen af baggrundselementet fortsættes gennemløb af billedet indtil det næste baggrundsvolumen findes. På figur 12.6 ses billedet, hvor en region growing er anvendt. På illustrationen er hvert baggrundsvolumen nummereret. Det største baggrundsvolumen i dette tilfælde er nummereret med værdien 1, og er derfor det baggrundselement, der gemmes sammen med et x-, y- og z-koordinat for dette volumen. Fremgangsmåden for region growing kan ses på flowdiagram 12.7.

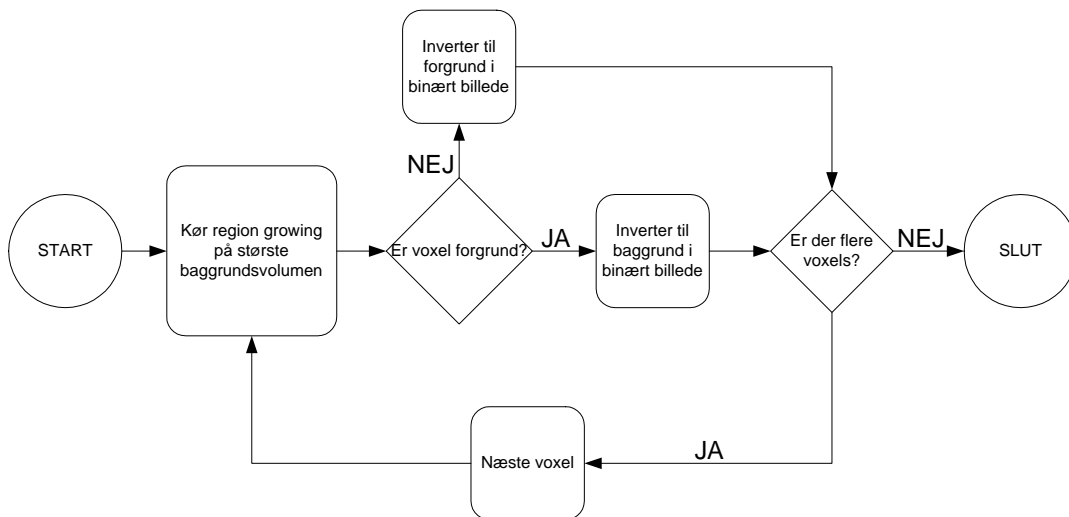


Figur 12.6: Et billede hvor en region growing er anvendt. Det største areal er 1, og betragtes derfor som værende baggrund. De to andre baggrundsvolumener 2 og 3 er huller, som herefter bliver markeret som en arteriedel.

Efter at have fundet den baggrundsvolumen der er størst og har gemt et koordinat for dette volumen, anvendes region growing igen. Denne procedure køres ud fra det gemte koordinat, så der kun sker en region growing på det største baggrundsvolumen. Tages der udgangspunkt i figur 12.6, bliver baggrundsvolumener 2 og 3 samt arteriet baggrund. Det største baggrundsvolumen 1 ses herefter som forgrund. I det binære billede inverteres værdierne, så baggrundsvolumen 1 igen bliver baggrund, mens arterier og forrige huller 2 og 3 igen ses som forgrund. Fremgangsmåden for sidste del af proceduren for interne huller kan ses i flowdiagram 12.8.



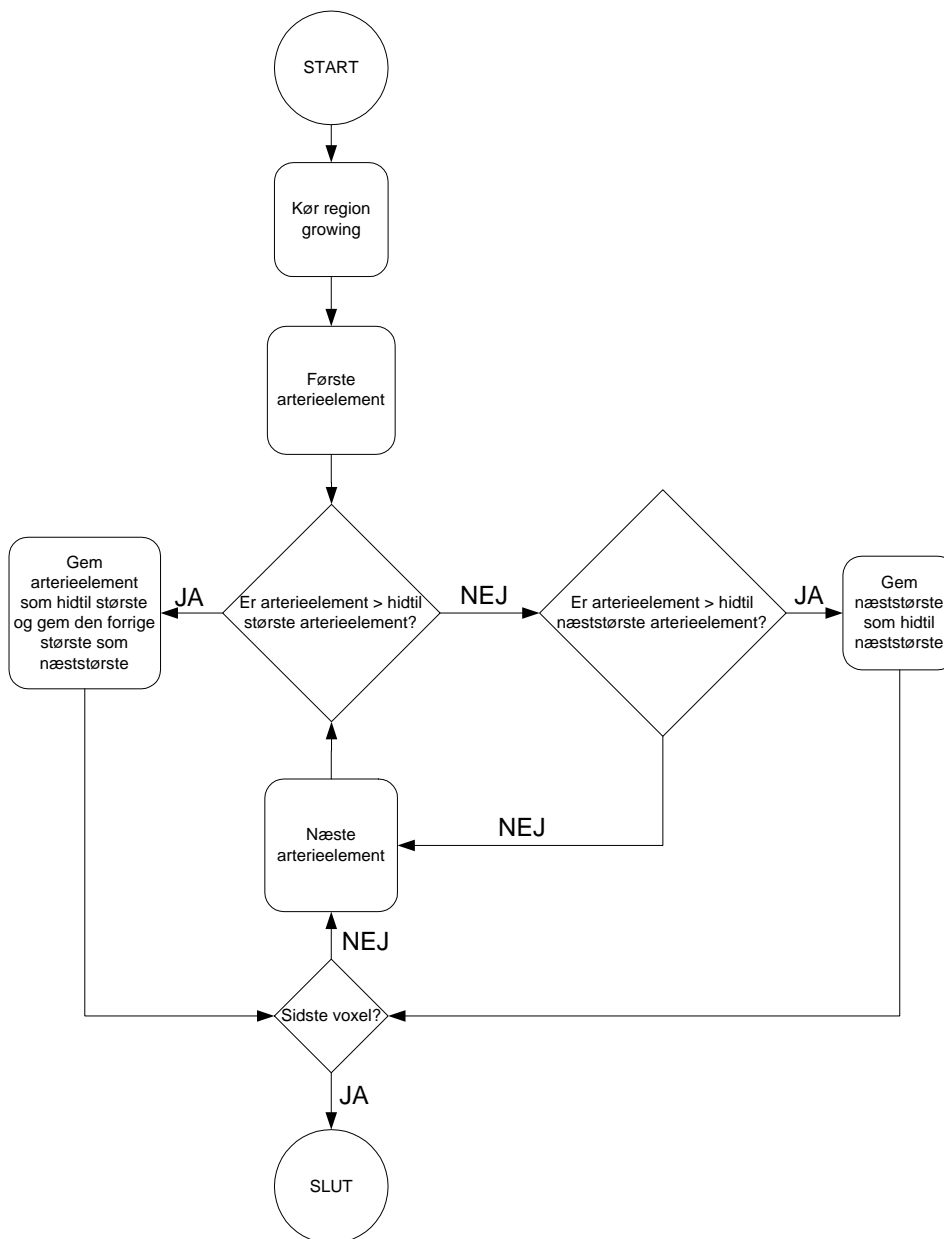
Figur 12.7: Region growing hvor hver baggrundsvoxel optælles.



Figur 12.8: Fremgangsmåden til rekonstruktion af interne huller i arterier opsat i et flowdiagram.

12.2.2 Detektering af arterieelementer

Efter de interne huller er blevet fjernet, skal alle segmenter i billedet, der er klassificeret som arterier, detekteres. Der ud fra bestemmes hvilke to segmenter, der er størst. Dette gøres ud fra den region growing, der søger efter forgrundsvoxels. I dette tilfælde søges der efter de to største arterieelementer i binære volumen. Grunden til de to største arterieelementer skal findes er, som tidligere nævnt i foranalysen, at forbindelsen mellem det forreste og bageste arterielle system, der forsyner hver sin del af hjernen, består af to meget små arterier, som segmenteringen ikke opfanger. Disse to store arterieelementer ønskes hver for sig sammenvokset med de mindre arterier, der ligger indenfor en defineret afstand derfra. Fremgangsmåden for detektering af segmenter kan ses i flowdiagram 12.9 på modstående side.



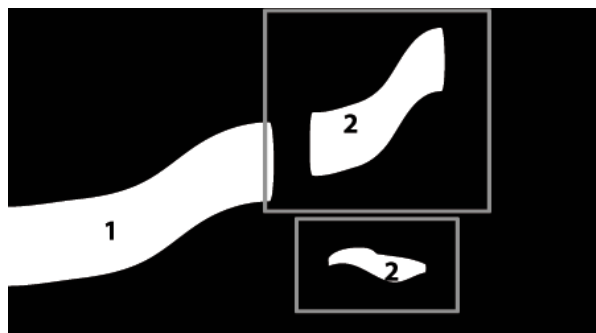
Figur 12.9: Her ses en region growing, som søger efter voxels, der er forgrund. De forskellige segmenters volumen optælles og de to største segmenter gemmes.

12.2.3 Usammenhængende arterier

Ud fra de to største arterieelementer fundet i afsnit 12.2.2 sker en sammenvoksning med de små arterieelementer, der ikke er blevet klassificeret som sammenhængende med de to største arterieelementer. Kriteriet for sammenvoksning af arterier er, at disse skal ligge indenfor:

- Den mindste afstand mellem arterieelementerne må maksimalt være tre voxels.
- Hvis de implicerede arterieelementer i lokalområdet omkring den mindste afstand, har en vinkel, der afviger meget fra hinanden, skal radius for det største arterieelement være mindst 33% større end radius for det mindste arterieelement.
- Hvis de implicerede arterieelementer i lokalområdet omkring den mindste afstand, peger mod hinanden, skal de have samme radius med en maksimalt tilladt afvigelse på $\pm 10\%$, før en sammenvoksning tillades.

Første punkt er bestemmelse af den mindste afstand. Først findes grænseværdierne for det arterieelement, som skal undersøges for sammenvoksning med et af de to største arterieelementer. Derefter lægges der en værdi til disse, så et større lokalområde dannes omkring arterieelementet. Dette lokalområde testes for, om det indeholder et af de to største arterieelementer, hvis det er tilfældet, vil den mindste afstand blive beregnet mellem disse to arterieelementer. Et eksempel på fremgangsmåden for udregning af den mindste afstand ses i figur 12.10.



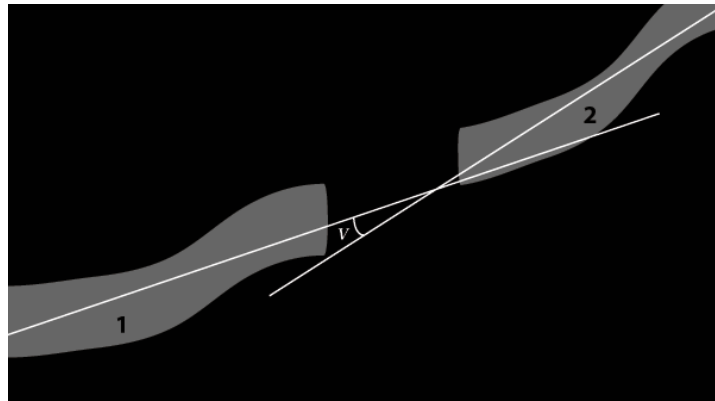
Figur 12.10: Udregning af mindste afstand mellem arterieelement 1, som er det store, og arterieelementerne 2, der undersøges på indenfor et lokalområde. Det ene arterieelement, der undersøges for, har ikke arterieelement 1 indenfor dens lokalområde, derfor beregnes den mindste afstand ikke for denne.

Andet punkt er bestemmelse af vinkleforholdet mellem arterieelementerne ud fra en principalakse, der indlægges i yderste del af arterieelementet. På figur 12.11 ses vinklen v mellem arterieelementerne.

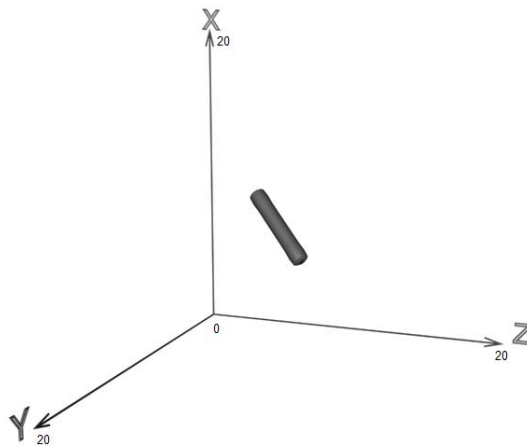
For at kunne finde linien i arterieelementet, anvendes lineær regressionse, som ses i appendiks E, der er en statistisk metode, der tillader at finde den bedste rette linie givet en mængde af datapunkter.

Først optælles, hvor mange voxels der er i x, y og z-retningens akse for arterieelementet, som ses i det tre-dimensionelle koordinatsystem på figur 12.12 på næste side. Den retning, hvor der er flest voxels og dermed betragtes som det bredeste spænd af arterieelementet, bliver sat som værende den akse, der er lodret i et to-dimensionelt koordinatsystem. I tilfældet på figur 12.12 på modstående side er x-aksen den retning hvor arterieelementet er bredest.

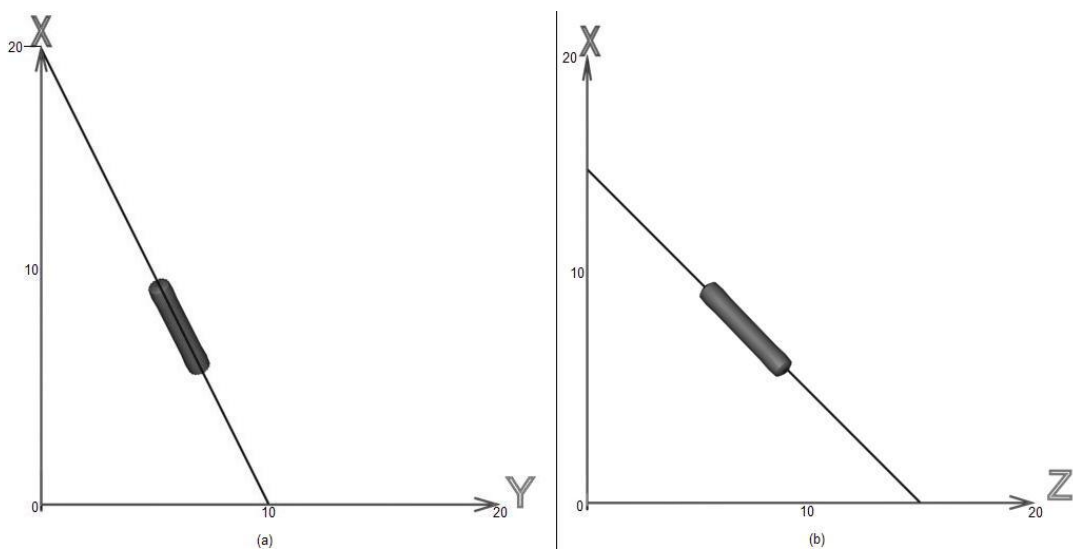
Et eksempel, hvor arterieelementet er bredest i x-aksen, ses i koordinatsystemer i figur 12.13 på næste side. Ud fra koncentrationen af voxels-koordinater (data) i arterieelementet kan en ret linie, som ses i de to koordinatsystemer beregnes.



Figur 12.11: Vinklen ν mellem de to arterieelementer, som er medbestemmende til at en sammenvoksning kan foretages.



Figur 12.12: Arterielementet indsat i det tre-dimensionelle koordinatsystem med x som den lodrette akse.



Figur 12.13: I figur (a) ses linien, der udregnes ud fra voxels-koordinater, for y,x -planet, mens (b) er udregningen for z,x -planet.

KAPITEL 12. KLASSIFICERING OG REKONSTRUKTION

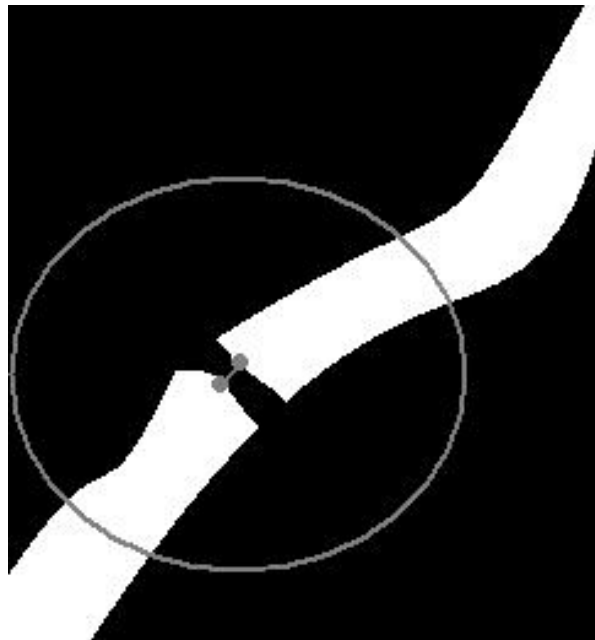
Udtrykket for udregning af linien med hældning m og skæring med den lodrette akse c , hvor n er antal voxels i arterieelementet, kan ses i udtryk 12.14 og 12.15.

$$m = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (12.14)$$

$$c = \frac{\sum x_i^2 - \sum x_i \sum x_i y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (12.15)$$

Linierne skal betragtes som planer, og der hvor de skærer hinanden, ses retningen for arterieelementet. For at finde centerlinien i arterieelementet, hvor de to planer skærer hinanden, udregnes to punkter for denne, ved hjælp af de to linier, som er udregnet i henholdsvis y,x -plan og z,x -plan, se E. Når centerlinien er fundet, udregnes vinklerne til denne linie i polære koordinater, se appendiks E.

Tredje punkt er bestemmelse af volumen for hvert arterieelement indenfor en bestemt kugleradius, som ses i 2D på figur 12.14. De to volumener sammenlignes. Hvis disse har en afvigelse i volumen på maksimalt $\pm 10\%$ opfyldes dette kriterium. Der bliver udregnet et midtpunkt for den mindste afstand, som er udregnet mellem de to arterieelementer. Dette punkt er centrum for den kugleradius, hvor de to udsnit af de to arterieelementer ligger indenfor.

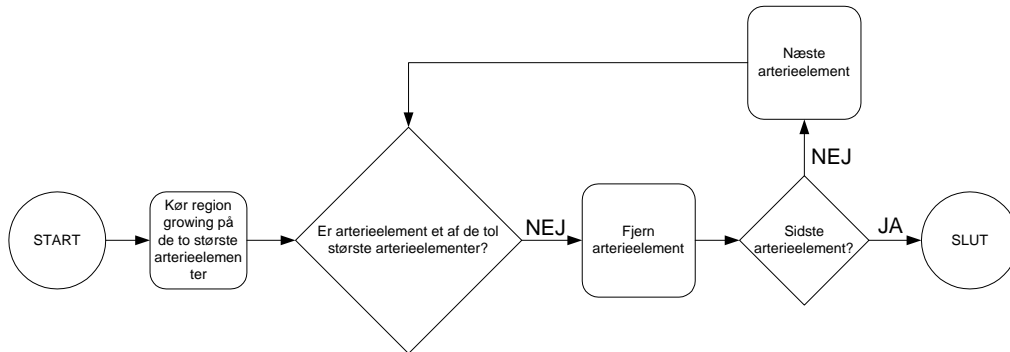


Figur 12.14: Her ses dele af hvert arterieelement, som er omkranset af cirklen. Volumenerne for disse udregnes og sammenlignes. Den grå streg indikerer den mindste afstand mellem arterieelementerne

Når der ikke er flere arterieelementer, der kan sammenvokses med de to store arterieelementer, stoppes processen. De overskydende arterieelementer, der ikke er blevet sammenvokset med de to største arterieelementer kan behandles derefter, alt efter om det ønskes at undersøge disse nærmere.

12.2.4 Overskydende arterieelementer

For at kunne fjerne de arterieelementer, som ikke er blevet sammenvokset med et af de to store arterieelementer, der tilhører arteriesystemet, slettes hele det binære billede. Herefter anvendes en region growing på de to største volumener af arterieelementerne ud fra de koordinater, som allerede er fundet i afsnit 12.2.2. På den måde er det kun disse to arterieelementer der nu fremstår på det binære billede. Fremgangsmåden til at fjerne de arterieelementer, der ikke er sammenvokset med de to største arterieelementer, kan ses på flowdiagrammet 12.15 på næste side.



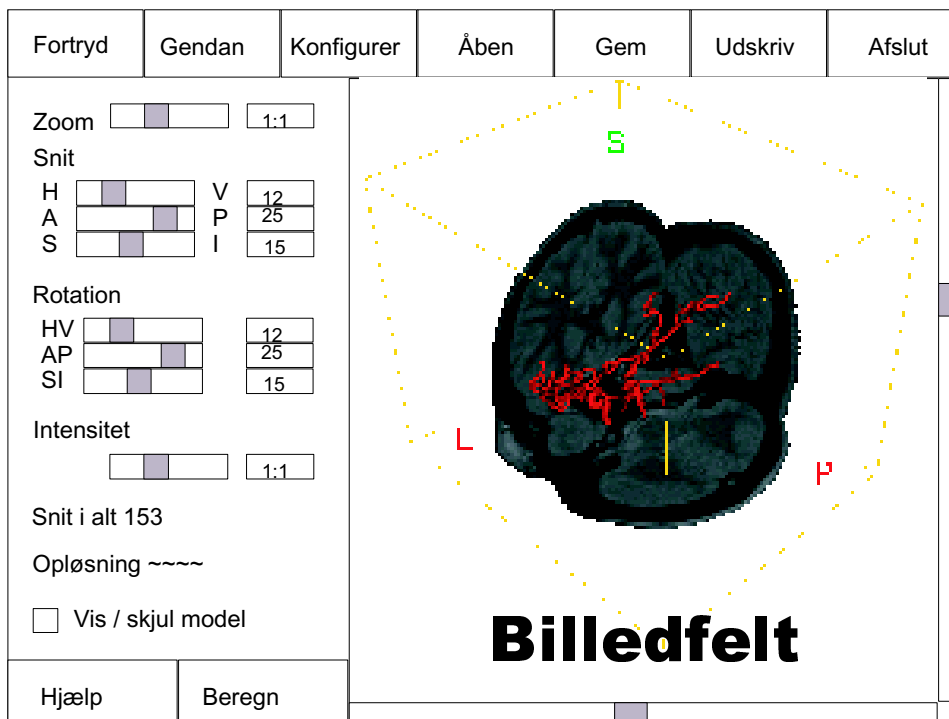
Figur 12.15: Dataflowdiagram der viser, hvorledes overskydende arterieelementer fjernes

Brugergrænseflade

Dette afsnit vil omhandle designet to grænseflader. En grænseflade til hovedformen og en grænseflade til step beregningen.

13.1 Hovedform

Grænsefladen for hovedformen ses på figur 13.1. Hovedformen er designet til at fylde hele skærmen ud og kan derfor ikke køres i et vindue. Øverst er en række med store tydelige knapper der går helt ud til kanterne. I højre side er billedfeltet hvor modellen af hjerne og arteriesystemet vises, og i venstre side er nogle indstillingsmuligheder for indstilling af modellens visning. Nederst i venstre hjørne er to knapper der specielt er vigtige.



Figur 13.1: Grænsefladen for hovedformen. Øverst er en linie med forskellige knapper. Til højre er billedfeltet, hvori modellen vises og kan roteres. Til venstre er nogle indstillingsmuligheder for visning af modellen.

13.1.1 Knapper

På hovedformen er der to klynger af knapper. En række med syv knapper øverst og en lille række med to knapper i nederste venstre hjørne. Knappernes placering er valgt ud fra Fitt's lov¹, [Amento,], hvor de tre "panik" knapper *Fortryd*, *Afslut*, og *Hjælp* er placeret i de tre hjørner. *Fortryd* er den vigtigste knap af de tre, da den kan bruges flere gange under udførelse af programmet, *Afslut* er traditionelt i højre hjørne og derfor er denne placering valgt. *Hjælp* bruges ikke så tit efter programmets funktioner er lært, men er vigtig i en indlærings fase. Derfor er den også placeret i et hjørne. Af sikkerheds hensyn er *Udskriv* placeret mellem *Gem* og *Afslut*, så brugeren ikke uforvarende kommer til at trykke på *Afslut*, når denne vil trykke på *Gem*. De resterende knapper på den øverste række er placeret i nærheden af knapper med relateret funktionalitet. Beregn er en meget stor knap og placeret nederst, da den skal være nem at få øje på. Den er ikke vigtig nok til en hjørneposition, da den kun bruges en enkelt gang, men den er essentiel for systemets funktionalitet.

13.1.2 Billedfelt

Billedfeltet viser MRI-volumenet sammenholdt fra tre forskellige positioner, hvor et snit fra hver position er vist, venstre - højre, oppefra - nedefra og forfra - bagfra. Billedets orientering angives i billedfeltet ved de seks forskellige positioner med et bogstav. De seks bogstaver er *V* for venstre, *H* for højre, *S* for superior eller oppefra, *I* for Inferior eller nedefra, *A* for Anterior eller forfra og endelig *P* for Posterior eller bagfra.

Det er muligt at ændre orienteringen af billedet ved hjælp af musen. Klikkes med venstre musetast roteres modellen. Højre musetast zoomer i modellen og den midterste musetast anvendes til blade i snittene.

Hvis en modelberegning har været udført, er det muligt at se arteriemodellen oven på MRI-volumenet.

13.1.3 Indstilling af billedfeltet

I feltet til venstre er indstillingsmulighederne for orienteringen af modellen og statusvisning. Alle indstillinger kan justeres med en scrollbar, eller en værdi kan indtastes i et tekstfelt. Hvis der sker en ændring af orienteringen ændres positionen og tallet i tekstfeltet automatisk. Der er valgt både at bruge scrollbarer og tekstfelter, da tekstfelter er mest effektive og mest præcise, mens scrollbarer er meget visuelt orienterede og dermed appellerer til brugerne.

13.2 Step-beregning

Step-beregningsformen anvendes, når en bruger selv ønsker at overvåge og bestemme, hvordan en arteriemodel beregnes. Som i hovedformen er der en række med knapper øverst. *Step* anses som værende den vigtigste funktion og er derfor placeret i venstre hjørne. Som i hovedformen er muligheden for at forlade vinduet, her kaldet *Annuler*, placeret i højre hjørne.

¹Regler for hvor nemme objekter på brugergrænsefladen er at ramme. Tiden det tager at ramme et objekt er afhængig af objektets størrelse og dets placering i forhold til cursoren. Det er nemmest for brugeren at ramme hjørnerne, derfor skal de vigtige ting ligge yderst i hvert hjørne. Nærmeste punkter at ramme i rækkefølge: øverste venstre, øverste højre, nederste venstre, nederste højre. Desuden er det en god ide at formindske brugen af dialogbokse så meget som muligt

KAPITEL 13. BRUGERGRÆNSEFLADE

Status for beregningen er placeret midterst til venstre for at skabe det bedste overblik og parametrene for det næste step kan indstilles midterst til venstre.

For at brugeren kan danne sig et overblik over resultatet er der vist tre billeder nederst på formen, se figur 13.2. Det første billede forestiller det oprindelige snit uden nogen beregning. De næste billeder forestiller resultatet af hhv. step 2 og step 3 forudsat, at beregning er ved step 4. Dermed er det gjort nemmere for brugeren at vurdere de enkelte step og om det evt. vil være bedst at omberegne et givet step.

Step	Alle Steps	Forfra	Tilbage	Annuller
Arteriemodel beregning				
Titel på Step Step 4 af 10 ~~~~~ ~~~~~ Status		Parametre		
Original	Step 2	Step 3		
Billede	Billede	Billede		

Figur 13.2: Grænsefladen for step beregningen. Øverst er en linie med forskellige knapper som i hovedformen. I det midterste felt er status og parameterindstillinger og nederst vises oversigtsbilleder af modellen for det aktuelle step.

Del III

Implementation

Implementation

I dette kapitel vil det kort blive gennemgået, hvilke forskelle der er mellem det designede system og det endelige system. Slutteligt gennemgås status for det samlede system.

Integration af systemet

Integrationen af systemet er ved projektets deadline ufuldstændigt. Delsystemerne segmentering og feature ekstrahering er integreret, mens det, grundet resource-mangel, ikke har været muligt at integrere delsystemet klassificering.

Implementering af systemet

Segmentering Der er implementeret en watershed-lignende metode, der benytter downhill Maximum Gradient Path algoritmen. Til pre-merging, er implementeret en funktion, der sammenføjer lignende kvanta på baggrund af lysintensitet. Den samlede segmenteringsdel er testet og virker. Testjournal forefindes i appendiks G.1.

Kildekoden til segmentering kan findes på cd-rom'en i direktoriet "*kode/segmentering*".

Feature ekstrahering Funktionerne til ekstrahering af features er implementeret, men returnerer ukorrekte features ved brug af de segmenterede kvanta fra segmenteringsdelen. Testjournalen for feature ekstrahering kan findes i appendiks G.2.

Følgende elementer er implementeret og testet på ideelle testdata:

Principalakse Denne funktion er implementeret, men da principalaksen er indlagt som en ret linie, kan dette være årsag til misvisende planer, hvorfor beregning af cirkularitet og aflanghed får ukorrekte resultater.

Cirkularitet Denne funktion er implementeret og virker.

Aflanghed Denne funktion er implementeret og virker.

Vægtet intensitetsgennemsnit Denne funktion er implementeret og virker.

Kildekoden til feature ekstrahering kan findes på CD-ROM'en i direktoriet "*kode/features*".

Fuzzy klassificering og rekonstruktion Klassificeringsdelen er den del, der ved projektdeadline er mangelfuldt integreret, hvilket medfører en ufuldstændig klassificering, der resulterer i et begrænset arteriesystem. På baggrund af en kalibrering af de featureværdier som eksporteres til klassificering, er der blevet fundet en række membership-funktioner, se appendiks F. De kalibrerede membershipfunktioner er integreret i klassificeringen, men tests viser, at der klassificeres for mange kvanta som værende arterie, hvorfor der er blevet testet med andre membershipfunktioner, hvor grænserne er blevet hævet og sænket for at tilpasse overgangen fra "arterie" og "ikke

KAPITEL 14. IMPLEMENTATION

arterie". Dette har vist sig ikke at give bedre resultater. Testen for klassificering og rekonstruktion forefindes i appendiks G.3.

Det vurderes, at problemet ikke er måden, hvorpå membershipfunktionerne opstilles, men integreringen af membershipfunktionerne i forhold til feature-værdierne ikke er hensigtsmæssig. Det er observeret at membershipfunktionerne ikke har stor indflydelse på hvad der klassificeres. Dette er vurderet til at være en hukommelses-aflæsningsfejl.

På baggrund af det begrænsede arteriesystem er den efterfølgende rekonstruktion ikke mulig at integrere. Derfor er den sidste del af programmet til eksportering af det fundne arteriesystem til et MRI-volumen udført umiddelbart efter klassificeringen.

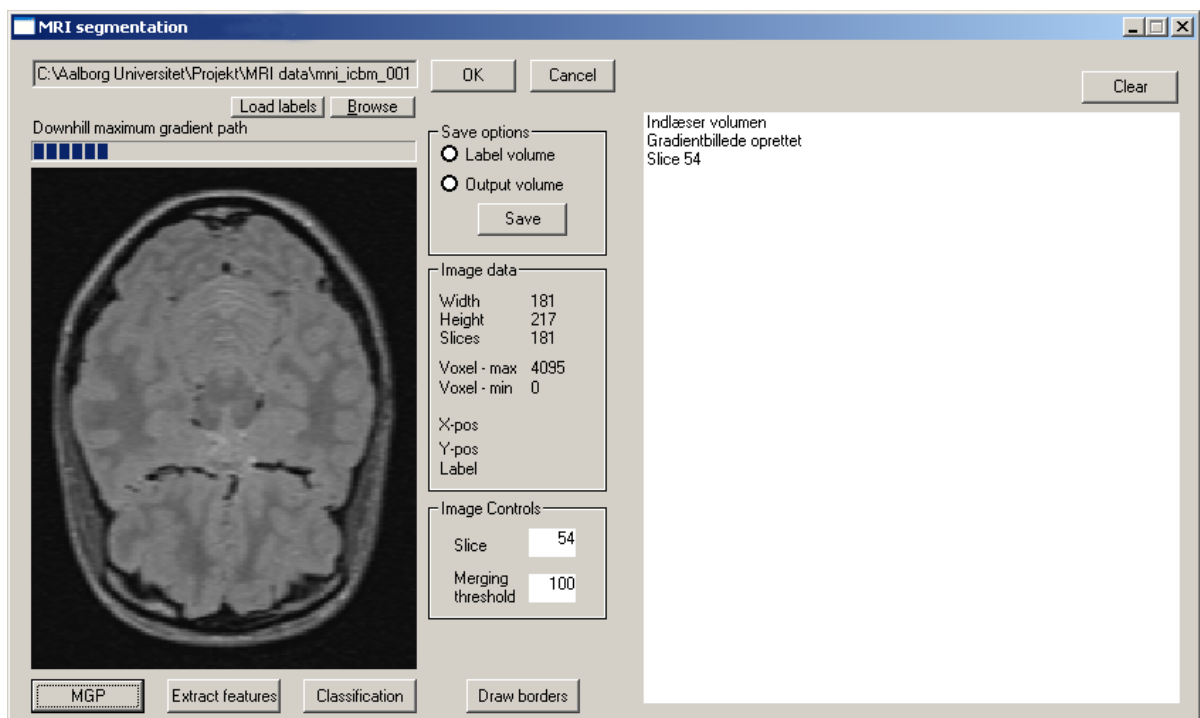
Kildekoden til klassificeringen og rekonstruktionen kan findes på CD-ROM'en i direktoriet "*kode/klasrekon*".

Status for det samlede system

Det er lykkedes at implementere og integrere en watershed-lignende segmenteringsmetode, der benytter downhill Maximum Gradient Path og herefter foretage en pre-merging af kvanta. Endvidere er det lykkedes at implementere og integrere en feature ekstrahering. Algoritmen for denne feature ekstrahering returnerer ukorrekte data, hvilket antages, at skyldes måden, hvorpå principalaksen er implementeret. Sluttelig er det lykkedes at implementere en klassificering med efterfølgende rekonstruktion. Det har vist sig, at der ved integration af klassificeringsalgoritmen klassificeres et mangelfuldt arteriesystem, hvorfor det ikke har været muligt at integrere rekonstruktionsalgoritmen. Det antages, at årsagen til klassificeringen af et mangelfuldt arteriesystem er, at integreringen af membershipfunktionerne i forhold til feature-værdierne ikke er hensigtsmæssig.

Systemintegration

Det er under udviklingen af systemet udviklet et program til debugning, integration og kørsel af de forskellige programdele. Et screenshot af programmet kan ses på figur 14.1. Programmet er vedlagt på cd-rom'en og forefindes i direktoriet "*software*".



Figur 14.1: Screenshot af en midlertidig brugerflade, der er brugt til debugning, integration og kørsel af programdelene.

Del IV

Sammenfatning

Accepttest

Efter endt implementation og fejlfinding udføres en accepttest af systemet. Accepttestens formål er at kontrollere om programmet lever op til de opstillede krav i kravspecifikationen.

Overordnede krav til det samlede system:

- Programmet skal med et MRI-volumen som input kunne adskille arteriesystemet fra resten af volumenet.
- Programmet skal kunne detektere arterier i en størrelse ned til 2 mm.
- Programmet skal kunne rekonstruere arteriesystemet, såfremt dette er nødvendigt.
- Programmet skal kunne køre fuldautomatisk, hvor den eneste interaktion med brugeren er en indikering af hvilket MRI-volumen brugeren ønsker klassificeret.
- Programmet skal være brugervenligt, så målgruppen vil kunne anvende det.
- Programmet skal kunne gemme det fundne arteriesystem til et MRI-volumen, der herefter skal kunne anvendes af det nuværende system.
- Programmets output skal kunne opfange flere arterier end det oprindelige system.

15.1 Testcases

I accepttesten er følgende fremgangsmåde valgt:

Testcase 1: Sammenligning

Det færdige program testes med et MRI-volumen som input. Outputet fra programmet skal testes på det nuværende systems centerlinie ekstrahering og 3D-modellering. Dette skal herefter vise en modellering af det segmenterede arteriesystem, hvorved output 1 opnås. Endvidere skal det nuværende system, med dets oprindelige segmentering, gennemkøres med det samme MRI-volumen, hvorefter output 2 opnås. De to outputs sammenlignes og det skal, på baggrund af dette, vurderes om programmet har været i stand til at detektere flere arterier i forhold til det oprindelige system.

Testcase 2: Fleksibilitet

Programmet skal testes med ti forskellige MRI-volumener, for at kontrollere programmets fleksibilitet mht. MRI-volumenerne. Programmet skal kunne finde arteriesystemet i alle ti sæt MRI-volumener.

Testcase 3: Kirurgisk vurdering

Det færdige programmel skal vurderes af en repræsentant fra målgruppen ud fra følgende betragtninger:

- Er programmet tilstrækkeligt brugervenligt med hensyn til fuldautomatik?
- Er det fundne arteriesystem en forbedring i forhold til det oprindelige system?

15.2 Udførelse

Integrationen af systemet er ved projektets deadline ufuldstændigt. Herved er det ikke muligt at kunne klassificere arterier tilfredsstillende. Det har derfor ikke været muligt at udføre de opstillede testcases.

Testcase 1 og testcase 2 er ikke gennemført, da de forudsætter et færdigt og virkende programmel.

Testcase 3 er ikke gennemført, da programmet ikke er færdigintegreret.

Følgende krav er overholdt:

- Programmet skal med et MRI-volumen som input kunne adskille arteriesystemet fra resten af volumen.
- Programmet skal kunne gemme det fundne arteriesystem i et MRI-volumen, der herefter skal kunne anvendes af det nuværende system.
- En brugergrænseflade er designet.

Konklusion

Dette kapitel er konklusionen på et projekt udarbejdet af en 6. semester Informatik gruppe på Institut for Elektroniske Systemer, Aalborg Universitet i perioden februar til maj 2003. Projektet omhandler segmentering af arterier i hjernen fra protonvægtede MRI. Kapitlet indeholder en konklusion, samt en perspektivering.

16.1 Projektets formål

I denne rapport er opstillet et forslag til en forbedring af et eksisterende segmenteringssystem. Formålet er at opnå en segmentering, der på baggrund af et protonvægtet MRI-volumen kan finde frem til flere samt mindre af hjernens arterier end den eksisterende segmentering.

Metoderne, anvendt i projektet, er baseret på artiklen "Automatic segmentation of blood vessels from MR angiography volume data by using fuzzy logic technique", der gennem anvendelse af watershed segmentering og fuzzy information granulation (fuzzy IG) opnår et segmenteret arteriesystem.

Endelig er en brugergrænseflade blevet analyseret og designet.

16.2 Metoder

Metoderne brugt i projektet er følgende:

16.2.1 Segmentering

Til en initierende inddeling af det samlede MRI-volumen i små kvanta, benyttes en watershed segmentering.

Watershed segmenteringen gør brug af downhill Maximum Gradient Path (MGP) algoritmen med en efterfølgende pre-merging af de segmenterede kvanta. Grundlaget for at vælge downhill MGP er, at denne metode er mindre beregningskrævende end en klassisk watershed segmenteringsalgoritme. Grundet en oversegmentering af MRI-volumenet ved brug af downhill MGP er en merging af kvanta implementeret. Merging af kvanta foretages på baggrund af middelværdien af lysintensiteterne for kvanta, der støder op til hinanden. Disse kvanta merges, hvis forskellen mellem middelværdierne er inden for en fastsat grænse.

Downhill MGP samt merging er implementeret. Test viser, at begge metoder virker som forventet med klart definerede kvanta, hvorfor det konkluderes, at segmenteringsdelen af det konstruerede system fungerer som ønsket.

16.2.2 Feature ekstrahering

Feature ekstraheringen beregner en række features på baggrund af, de af segmenteringen inddelte, kvanta.

Feature ekstraheringen beregner tre features for hvert kvantum: Cirkularitet, aflanghed og vægtet intensitetsgennemsnit (VIG). Cirkularitet bygger på en udregnet værdi for, hvor cirkulært tværsnitsarealet af et kvantum er. Aflanghed bygger på en værdi for, hvor aflangt et kvantum er. Både cirkularitet og aflanghed bygger på en principalakse, der indlægges i hvert kvantum. VIG beregner på en værdi for den gennemsnitlige intensitet af et kvantum sammenlignet med histogrammet for det samlede MRI-volumen. Ud fra disse features skal en klassificering gennemføres.

Feature ekstraheringen er implementeret og testet sammen med segmenteringsdelen og det vurderes på baggrund af disse test, at metoden, hvormed principalaksen er indlagt, er uhensigtsmæssig. Dette medfører unøjagtigheder i feature-værdierne for hhv. cirkularitet og aflanghed, da disse er baseret på principalaksen.

16.2.3 Klassificering og rekonstruktion

Klassificeringen bestemmer, ud fra de beregnede features og det oprindelige MRI-volumen, hvad der er arterie og ikke arterie. Rekonstruktionen gendanner, på baggrund af de klassificerede arterier, brudte arterier, samt fjerner strukturer, der ikke hænger sammen med arteriesystemet.

Klassificeringen anvender metoden fuzzy IG. Metoden bygger på at opdele store mængder af information i mindre dele, der tildeles logiske fuzzy-værdier. Ud fra denne opdeling er det muligt, gennem omdannelse af feature-værdier til fuzzy-værdier, at klassificere de segmenterede kvanta i klasserne arterie og ikke arterie. Omdannelsen af feature-værdier til fuzzy-værdier er sket gennem opstilling og anvendelse af membership funktioner.

Klassificeringen er implementeret og testet sammen med feature ekstrahering og segmentering. Det konkluderes på baggrund af disse test, at det er muligt at gennemføre en klassificering af systemet. Det vurderes endvidere, at det på baggrund af unøjagtigheder i de beregnede feature-værdier ikke er muligt at gennemføre en tilfredsstillende klassificering.

Rekonstruktionen af arterier benytter metoderne region growing, erosion og dilation. Det er valgt at rekonstruere arterier med interne huller samt arterier, der efter endt klassificering ikke er sammenhængende.

Rekonstruktion er implementeret, men ikke testet i sammenhæng med de resterende dele af systemet. Dette skyldes mangel på ressourcer. Det kan på dette grundlag derfor ikke konkluderes, hvorvidt rekonstruktion fungerer som forventet.

Brugergrænsefladen er analyseret og designet ud fra en konceptmodel. Det er, i henhold til kravspecifikationen, valgt ikke at implementere brugergrænsefladen.

16.3 Resultater

Ved projektperiodens afslutning er systemets tre hoveddele implementerede og individuelt testede, men ikke integreret.

Segmenteringen er i stand til at opdele et MRI-volumen i små kvanter, samt merge lignende kvanter.

KAPITEL 16. KONKLUSION

Dog er mergingen ikke optimeret mht. hastighed.

Ud fra segmenteringen kan features udtrækkes fra kvantaene. Dog giver de to features cirkularitet og aflanghed fejlagtige værdier, og kan derfor ikke bruges i den videre klassificering. Den sidste feature, VIG, giver, i de fleste tilfælde, en god værdi og kan bruges i den videre klassificering.

Klassificeringen er, ud fra de beregnede VIG featureværdier, i stand til at klassificere en begrænset mængde arterier. På grund af ukorrekte værdier for cirkularitet og aflanghed er en del hjernevæv fejlklassificeret som arterier.

Rekonstruktionen er ikke testet med de klassificerede arterier.

På baggrund af den i projektet opstillet kravspecifikation er en accepttest gennemført. Det konkluderes, at systemet ikke er i stand til at opfylde denne accepttest.

Det kan på baggrund af accepttesten konkluderes, at det er muligt at adskille arteriesystemet fra resten af volumen samt at programmelt kan gemme det fundne arteriesystem i et MRI-volumen, der herefter kan anvendes af det nuværende system.

Grundet den manglende integration har det ikke været muligt at udføre de opstillede testcases i accepttesten. Følgende testcases fra accepttesten er derfor ikke udført:

Testcase 1: Sammenligning Det testes om systemet kan detektere flere arterier end det eksisterende system.

Testcase 2: Fleksibilitet Der testes på flere MRI-volumener for at kontrollere fleksibilitet af programmet.

Testcase 3: Kirurgisk vurdering Systemet vurderes af bruger med henblik på fuldautomatik samt antallet af fundne arterier i forhold til eksisterende system.

16.4 Perspektivering

Programmet er ved projektets afslutning ikke færdigintegreret. Det har af denne årsag ikke været muligt at gennemføre en accepttest, da programmet ikke lever op til de stillede krav. Det overordnede problem i programmet er en ufuldstændig integration af undersystemerne.

Der er endvidere en række dele i undersystemerne, der kan forbedres. For eksempel kan en merging af MRI-volumener optimeres med hensyn til, hvor lang tid det tager at gennemføre en merging. Ligeledes kan udregningen af principalaksen for cirkularitet og aflanghed forbedres, således bedre feature-værdier opnås. Klassificeringen skal recalibreres, så den tilpasses de nye feature-beregninger. Derudover skal integration af rekonstruktionsdelen gennemføres.

Programmet er lavet til protonvægtet MRI, hvilket åbner muligheden for en modificering af programmet, hvorigennem det bliver i stand til at segmentere angiografiske MRI. Da arterier fremstår tydeligere på angiografiske MRI, antages det at give en mere hensigtsmæssig segmentering ved anvendelse af denne type MRI.

Programmet er ved projektafslutning ikke fuldautomatisk, som er et oprindeligt krav stillet. Dette skal forbedres, således det kun kræves for brugeren at indlæse det volumen, som skal segmenteres. Herved kan en integration med det eksisterende system foretages, så brugeren kun skal angive protonvægtede MRI eller angiografiske MRI som input. Det munder ud i, at efter en beregningstid fremkommer et 3D-modelleret arteriesystem på skærmen, hvilket er den optimale løsning for den definerede brugergruppe.

Litteratur

- [Amento,] Amento, B. Fitt's law. <http://ei.cs.vt.edu/~cs5724/g1/>.
- [Biering-Sørensen et al., 1988] Biering-Sørensen, S., Hansen, F. O., Klim, S., and Madsen, P. T. (1988). *Håndbog i Struktureret Program-Udvikling*. Ingeniøren|bøger, 1 edition.
- [Gonzalez and Woods, 2002] Gonzalez, R. C. and Woods, R. E. (2002). *Digital Image Processing*. Prentice-Hall Inc, 2 edition.
- [Kirkup, 1994] Kirkup, L. (1994). *Experimental Methods - an introduction to the analysis and presentation of data*. John Wiley and Sons Inc, 1 edition.
- [Kobashi et al., 1999] Kobashi, S., Hata, Y., Tokimoto, Y., and Ishikawa, M. (1999). *Automatic segmentation of blood vessels from MR angiography volume data by using fuzzy logic technique*. Department of Computer Engineering, Himeji Institute of Technology.
- [Maes et al., 1995] Maes, F., Vandermeulen, D., Suetens, P., and Marchal, G. (1995). *Computer-Aided Interactive Object Delineation Using an Intelligent Paintbrush Technique*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Lecture Notes in Computer Science 905. Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine.
- [Preece et al., 2002] Preece, J., Rogers, Y., and Sharp, H. (2002). *Interaction Design - Beyond human-computer interaction*. John Wiley and Sons Inc, 1 edition.
- [Russ, 1995] Russ, J. C. (1995). *The image processing handbook*. CRC Press, Inc., 2 edition.
- [Østergaard et al., 2000] Østergaard, L. R., Choi, B.-Y., Haase, J., and Larsen, O. V. (2000). Arterial system of the brain. Teknisk Rapport, Virtual Centre for Health Informatics, Aalborg University.
- [Østergaard et al., 2001] Østergaard, L. R., Larsen, O. V., Haase, J., Meer, F. V., Evans, A. C., and Collins, D. L. (February 17-23, 2001). Knowledge-based extraction of cerebral vasculature from anatomical mri,. Teknisk Rapport, San Diego, California, USA.
- [Studienævn for Elektronik og Informationsteknologi, 2003] Studienævn for Elektronik og Informationsteknologi (feb 2003). Studieordning for 6. semester informatik. http://www.esn.auc.dk/Studieordning_PDF/informatik\%20.htm.
- [Worth et al.,] Worth, A. J., Makris, N., Caviness, V. S., and Kennedy, D. N. *Neuroanatomical Segmentation in MRI: Technological Objectives*. Center for Morphometric Analysis, Neuroscience Center, Massachusetts.

Del V

Appendiks

Arterier i hjernen

[Østergaard et al., 2000].

Dette afsnit klarlægger, hvorledes hjernens arterier udarter sig. Ikke alle hjernens arterier vil være at finde i dette afsnits beskrivelse. Følgende latinske positionsudtryk vil blive anvendt i dette afsnit og forklares derfor her:

- anterior - foran
- posterior - bagved
- medial/median - i midten

Hjernens blodforsyning er i princippet opdelt i tre segmenter, der forsynes af to større arterier. Disse tre segmenters forsyningsarterier kaldes anterior cerebral arterie (herefter ACA), medial cerebral arterie (herefter MCA) og posterior cerebral arterie (herefter PCA). Blodtilførslen til hjernen sker ved hjælp af to større arterier, internal carotid arterie (ICA) og posterior vertebral arterie (PVA). Disse arterier forgrener sig i mindre og mindre arterier og dækker på denne måde de nødvendige dele af hjernen.

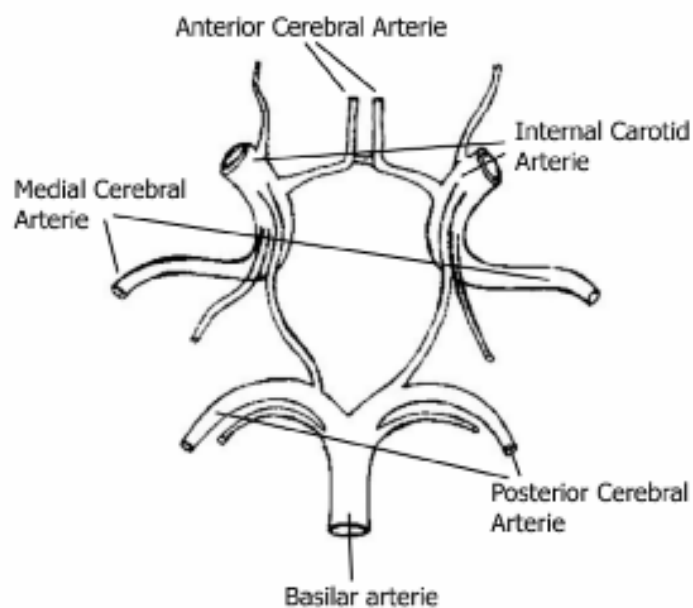
Det er ikke muligt at opstille præcise regler for, hvorledes disse arteriers forgreninger og forløb udvikler sig, idet der er stor variation i, hvornår en arterie forgrener sig samt i hvilken vinkel forgreningen afviger fra stammen. Det er ligeledes ikke muligt at fastsætte præcise regler for, hvornår en arteries forgrening medfører, at der er tale om to nye arterier. Dette skyldes, at det i visse tilfælde er muligt, at en arterie efter en forgrening stadig betegnes med det samme navn som før forgreningen. Der er på trods af disse variationer en række generelle normer, der kan opstilles omkring arteriernes forløb. Det har gennem observationer vist sig, at en arterie sjældent forgrener sig til mere end to arterier og aldrig mere end tre. Ligeledes gør det sig gældende, at enhver forgrening på en arterie vil være af mindre volumen end den arterie forgreningen opstod fra. Dog gælder det i størstedelen af tilfældene, at det samlede volumen af de to arterier vil være større end volumen af den originale arterie har.

Anterior og median cirkulation

Cirkulationen i den forreste og midterste del af hjernen stammer fra arterien ICA, som forgrener sig til ACA og den større MCA. Denne forgrening sker ved basen af kraniet i den såkaldte Circle of Willis se figur A.1 på næste side og sker på en sådan måde, at der eksisterer en ACA og MCA i hver sin halvdel af hjernen.

A.0.1 Anterior cerebral arterie

ACA er forbundet med den tilsvarende arterie i den anden side af hjernen via anterior kommunikations arterie (AKA). De to ACA arterier løber side om side gennem hjernen for til sidst at løbe sammen



Figur A.1: Illustration af Circle of Willis.

med posterior cerebrale arterier (PCA). Inden dette sker har arterierne forgrenet sig og affødt følgende arterier:

- Orbital arterie.
- Frontopolar arterie.
- Callosomarginal arterie.
- Pericallosal arterie.
- Posterior frontal arterie.

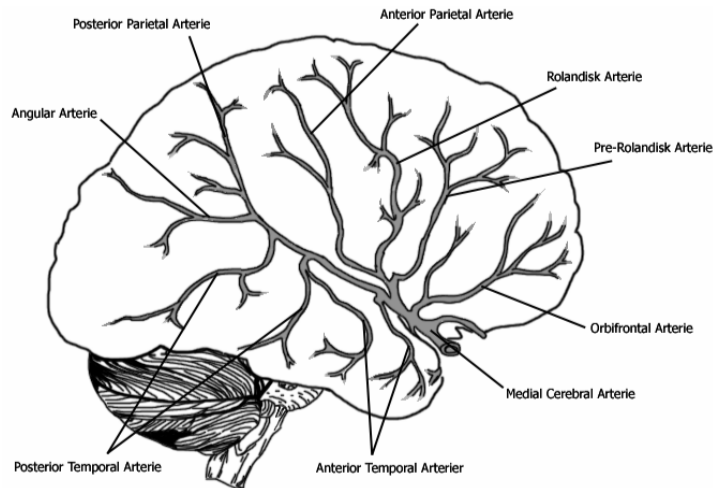
A.0.2 Medial cerebral arterie

Median cerebral arterien forgrener sig under sit forløb til følgende arterier se figur A.2 på den følgende side:

- Pre-Rolandiske arterie.
- Rolandiske arterie.
- Orbifrontale arterie.
- Anterior parietale arterie.
- Posterior parietale arterie.

APPENDIKS A. ARTERIER I HJERNEN

- Angular arterie.
- Anterior og posterior temporal arterier.



Figur A.2: Median cerebral arteriens forgreninger i hjernen.

Posterior cirkulation

Arterien PVA eksisterer ligesom ACA og MCA i identiske arterier i hver sin hjernehalvdel. Følgende arterier er forgreningen af PVA:

- Anterior spinal arterie.
- Posterior spinal arterie.
- Posterior inferior cerebellar arterie.

De to hjernehalvdeles PVA mødes i Circle of Willis og danner her den basilare arterie, der videre forgrener sig i følgende arterier:

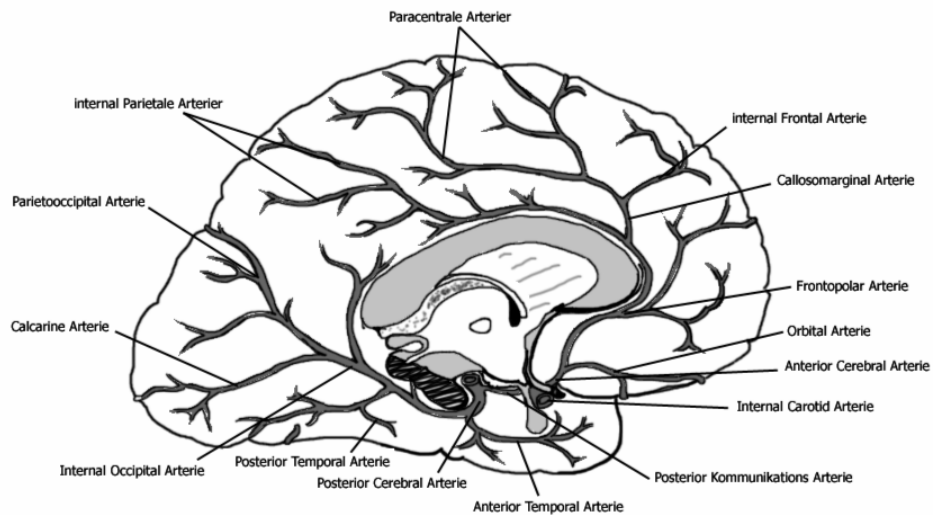
- Superior Cerebellar Arterie.
- Anterior Inferior Cerebellar Arterie.
- Labyrinthine Arterie.
- Pontine Rami.
- Posterior Cerebrale Arterie.

I selve hjernen er det posterior cerebral arterien der forgrener sig og afføder den posteriore cirkulation. Arterien forgrener sig til:

- Anterior temporal arterie.

-
- Posterior temporal arterie.
 - Internal occipital arterie.
 - Calcarine arterie.
 - Parietooccipital arterie.

En illustration af den posteriore såvel som anteriore cirkulation kan ses af figur A.3.



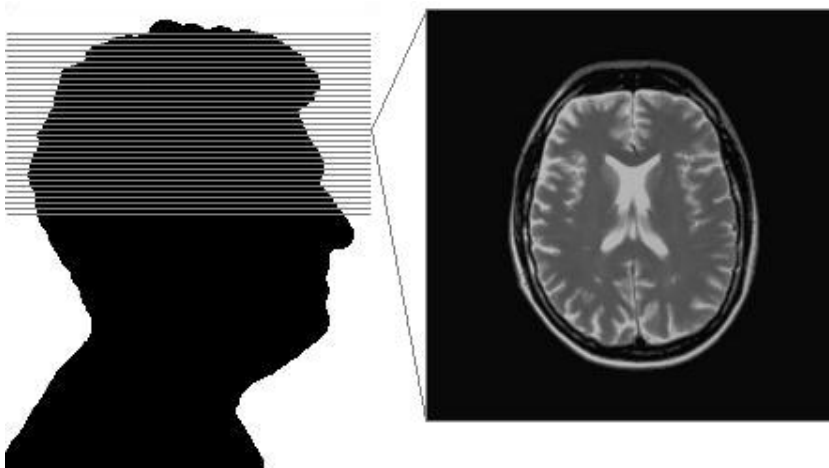
Figur A.3: Forgreninger af Anterior Cerebral Arterie og Posterior Cerebral Arterie.

Analyse af MRI data

Dette appendiks omhandler MRI volumener og hvilken type MRI volumener, der anvendes i projektet. Endvidere beskrives forskellige problemer i forbindelse med uddragning af data fra MRI-volumener.

B.1 MRI-volumener

Et MRI-volumen består typisk af et antal billeder, der viser forskellige lag i hjernen. Dette ses på figur B.1. Hvert lag repræsenterer gennemsnittet af intensiteten i laget, der har 1 mm tykkelse. Samtidig repræsenterer hver pixel i et lag 1 mm^2 . Derved kommer hver pixel til at repræsentere $1 \times 1 \times 1 \text{ (mm)} = 1 \text{ mm}^3$. Dette kaldes en voxel, som betyder volume element.



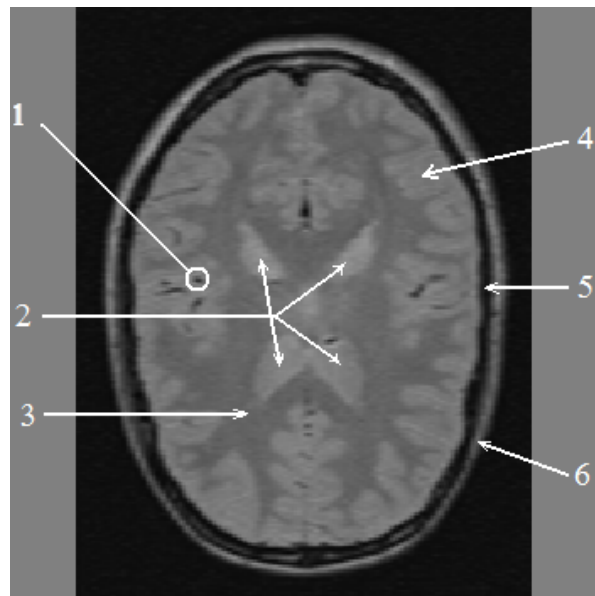
Figur B.1: De forskellige lag af hjernen i et MRI-volumen.

Fra et sådant volumen er det muligt at danne en 3-dimensionel repræsentation af hele hjernen, på et hvilket som helst punkt, med en detaljegråd ned til 1 mm^3 . Et MRI-volumen af hjernen består af seks dele:

- Kraniet
- Væskefyldt hulrum mellem hjernen og kraniet
- Grå hjernemasse
- Hvid hjernemasse
- Ventrikler
- Arterier

Der er forskellige typer MRI-scanninger: T1-, T2- og protonvægtede MRI. T1 MRI viser en god differentiering mellem grå og hvid hjernemasse, mens arterier ikke ses og ventrikler ligner hvid hjernemasse. T2-vægtede MRI viser ventriklerne meget tydeligt, mens det ikke er så nemt at skelne grå og hvid hjernemasse. Protonvægtede MRI viser en forskel mellem grå og hvid hjernemasse (selvom grå er afbilledet lyst og hvid afbilledet mørkt), mens arterier er afbilledet sort og ventrikler lyse som grå hjernemasse. T1-vægtede MRI kan justeres, så de viser arterier meget tydeligt. Disse kaldes angiografiske MRI.

Da dette system omhandler arterier er det mest relevant at arbejde på protonvægtede eller angiografiske MRI. Et eksempel på et protonvægtet MRI ses på figur B.2.



Figur B.2: Et protonvægtet MRI, hvor de sorte prikker eller tynde streger (1) er arterier. De fire lyse plamager omkring midten er ventrikler (2). Rundt omkring ventriklerne er den hvide hjernemasse (3) og den grå hjernemasse er det yderste af hjernen (4). Den sorte ring mellem kraniet og hjernen er et væskefyldt hulrum, der beskytter hjernen mod stød (5). Yderst er kraniet (6).

B.2 Analyse af MRI data

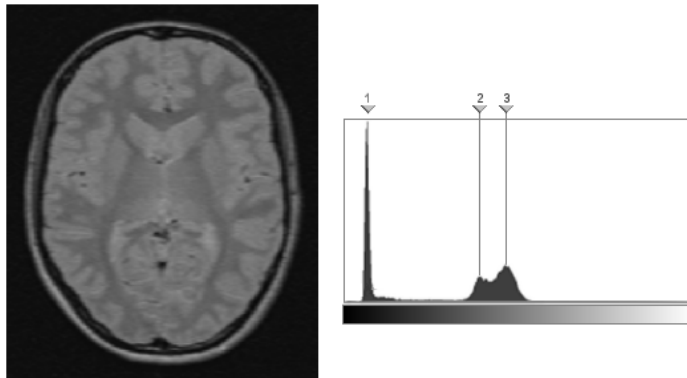
[Worth et al.,]

Opløsning

Et problem for projektet er, at opløsningen på 1mm^3 af volumenet ikke er tilstrækkelig. Det er et relevant problem for arterie segmentering, da mange arterier er mindre end voxelstørrelsen. Problemet kaldes "partial volume effect", og kendetegnes ved, at en voxel repræsenterer mere end en vævstype. Dette resulterer i, at intensiteten af en voxel kan være et udtryk for flere forskellige vævstyper. Voxels, der repræsenterer arterier, kan derfor have en højere intensitet end forventet.

Overlappende intensiteter

På MRI scanninger har de forskellige vævstyper forskellig intensitet som det kan ses på figur B.3. Denne intensitet kan overlapse så to eller flere vævstyper kan indeholde de samme intensiteter. Dette problem besværliggør thresholding. Arterier har f.eks. omtrent samme intensitet som væskerummet rundt om hjernen. Intensiteten for disse to vævstyper er på histogrammet på figur B.3 markeret ved 1. 2 markerer på histogrammet intensiteten for den på MRI-volumenet mørke hjernemasse, der er den hvide hjernemasse, mens 3 i histogrammet markerer den grå hjernemasse.



Figur B.3: Et enkelt snit fra et MRI-volumen med tilhørende histogram.

Variierende intensiteter

Der er to typer af varierende intensiteter: Variationer fra scanner til scanner eller indstillinger i scanneren og artefakter. Variationer fra scanner til scanner lader intensiteten af forskellige vævstyper variere, mens forholdet mellem intensiteterne er omtrent det samme. Artefakter kan opstå pga. variationer i det elektromagnetiske felt. Det kan være små variationer eller støj i volumenet. Begge typer giver problemer for en eventuel thresholding, da det er nødvendigt at justere grænserne, hver gang thresholdingen udføres.

MINC

Medical Image Network Common Data Form (MINC) er baseret på Network Common Data Form (NetCDF) som er et filformat. Dette filformat giver et software interface, der kan gemme flerdimensionelle variable i filer. Hver variabel er givet ved et navn, antal dimensioner og attributter. Et billede gemt i en fil kan eksempelvis gemmes i en variabel *billede* med dimensionerne d_1, \dots, d_5 og med en attribut *beskrivelse*, som er en streng, der beskriver indholdet af billedet. Der kan gemmes flere variable i een fil og hver variabel kan flere attributter.

Ud over de ting, NetCDF tilbyder, tilbyder MINC en standard for dimensioner, variable og navne på attributter, der benyttes i forbindelse med medicinsk billedbehandling. Ydermere tilbyder den flere funktioner, der kan benyttes på NetCDF og funktioner, der kan benyttes på MINC.

Morfologisk billedbehandling

I dette appendiks forklares matematikken bag erosion og dilation, som er anvendt i den klassiske watershed metode. Endvidere er overordnede metoder for segmentering beskrevet.

D.1 Erosion og dilation

Erosion metoden fjerner overflødige voxel fra billedet og benyttes bla. til at fjerne støj. Erosion af A og B er, jvf. [Gonzalez and Woods, 2002, side 525-527], givet ved:

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (\text{D.1})$$

Dilation metoden tilføjer voxel til billedet. Voxel tilføjes i de tilfælde, hvor nabovoxel er en del af en region. Dilation af A og B er, jvf. [Gonzalez and Woods, 2002, side 523-525], givet ved:

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B}_z) \cap A \neq \emptyset\} \quad (\text{D.2})$$

D.2 Klassisk watershed segmenteringsalgoritme

[Gonzalez and Woods, 2002, side 622-624]

I dette afsnit forklares ultimate eroded points, som er udgangspunktet for en watershed segmentering. Endvidere beskrives algoritmen for den klassiske watershed.

D.2.1 Ultimate eroded points

Ultimate eroded points (UEP's) er punkter, der definerer et lokalt minimum af lysintensiteterne. Eksisterer der flere sammenhængende voxel med samme lysintensitet, defineres de alle som eet UEP. UEP's er herved defineret ved:

{U:

$$\forall U_j \text{ naboer til } U_i \quad |U_j| \leq |U_i|$$

AND

$$\forall U_j \text{ naboer til } U_i \text{ således at } |U_j| = |U_i|, U_i \in U\}$$

D.2.2 Klassisk watershed segmenteringsalgoritme

Lad M_1, M_2, \dots, M_R være koordinatsæt til punkter i et lokalt minima af et billede $g(x, y)$. Lad $C(M_i)$ være koordinaterne til punkterne i et catchment basin med minimum M_i . Lad $T[n]$ være koordinaterne (s, t) for hvilke $g(s, t) < n$. Dvs.

$$T[n] = \{(s, t) | g(s, t) < n\} \quad (D.3)$$

Geometrisk set er $T[n]$ koordinaterne til punkterne i $g(x, y)$, der ligger under planet $g(x, y) = n$.

Topografien oversvømmes ved inkrementeringer af integers fra $n = \min + 1$ til $n = \max + 1$. For hvert trin n af processen er det nødvendigt at kende antallet af punkter, der er blevet oversvømmet. Dette kan gøres ved at markere alle oversvømmede punkter som sorte. Herved er alle koordinater i $T[n]$ under planet $g(x, y) = n$ sorte og topografien kan betragtes som et binært billede.

Lad $C_n(M_i)$ være koordinaterne til punkterne i det catchment basin tilhørende et minimum M_i , som er oversvømmet i trin n . Som tidligere nævnt kan $C_n(M_i)$ betragtes som et binært billede givet ved.

$$C_n(M_i) = C(M_i) \cap T[n] \quad (D.4)$$

Herved er $C_n(M_i) = 1$ på (x, y) hvis $(x, y) \in C(M_i)$ AND $(x, y) \in T[n]$ ellers er $C_n(M_i) = 0$. Herved isoleres i trin n den del af det binære billede i $T[n]$, der tilhører et minimum M_i .

Lad $C[n]$ være delen af oversvømmede catchment basins i trin n :

$$C[n] = \bigcup_{i=1}^R C_n(M_i) \quad (D.5)$$

så repræsenterer $C[\max + 1]$ alle catchment basins:

$$C[\max + 1] = \bigcup_{i=1}^R C(M_i) \quad (D.6)$$

Elementerne i $C_n(M_i)$ og $T[n]$ bliver aldrig udskiftet under eksekveringen af algoritmen og antallet af elementer i $C_n(M_i)$ og $T[n]$ forbliver enten det samme eller inkrementeres, når n inkrementeres. Herved er $C[n - 1]$ en delmængde af $C[n]$. Iflg. ligning D.4 og D.5 er $C[n]$ en delmængde af $T[n]$. Det vil sige, at hver connected component af $C[n - 1]$ er indeholdt i nøjagtig én connected component af $T[n]$.

Algoritmen, der benyttes for at finde de forskellige watershed lines, initialiseres ved at sætte $C[\min + 1] = T[\min + 1]$. Algoritmen er rekursiv og tager udgangspunkt i, at $C[n - 1]$ konstrueres for hvert trin n . Lad Q repræsentere sættet af connected components i $T[n]$. Proceduren for at finde $C[n]$ ud fra $C[n - 1]$ afhænger af følgende tre muligheder for hver connected component $q \in Q[n]$:

1. $q \cap C[n - 1]$ er tom

APPENDIKS D. MORFOLOGISK BILLEDBEHANDLING

2. $q \cap C[n - 1]$ indeholder ϵ connected component af $C[n - 1]$
3. $q \cap C[n - 1]$ indeholder flere en et connected component af $C[n - 1]$

Mulighed 1 opstår, når et nyt minimum findes. I dette tilfælde tilføjes det connected component q i $C[n - 1]$ for at lave $C[n]$.

Mulighed 2 opstår, når q ligger i et catchment basin tilhørende et lokalt minimum. I dette tilfælde tilføjes q i $C[n - 1]$ for at lave $C[n]$.

Mulighed 3 opstår, når det hele eller dele af en "bakkekam", der skiller to eller flere catchment basins findes. Der bygges en dæmning mellem de pågældende catchment basins.

Lineær regression

[Kirkup, 1994]

Dette appendiks omhandler lineær regression. Lineær regression defineres som den linie, der er tilpasset de givne data bedst, hvilket i dette tilfælde er voxel-kordinater i arterieelementet.

For at finde den centerlinie i arterieelementet, hvor de to planer skærer hinanden, udregnes to punkter for linien. Dette kan ses på figur E.1 på den følgende side. Et eksempel på udregning af de to punkter, der udspænder centerlinien i arterieelementet, kan ses på figur E.2 på næste side.

Linien for y,x -planet udregnet ved hjælp af m og c er:

$$x = -2y + 20 \quad (\text{E.1})$$

Linien for z,x -planet udregnet ved hjælp af m og c er:

$$x = -z + 15 \quad (\text{E.2})$$

Der vælges at finde de to punkter hvor $y = 0$ og $y = y_{max}$ som er billedstørrelsen i y -retningen. Ved at indsætte y -værdierne i udtryk E.1, kan x -værdierne findes, og ved at indsættes x -værdierne i udtryk E.2 kan z -værdierne findes. Herefter haves to punkter, som ses i ligningerne E.3 og E.4.

Punkt 1 er:

$$y = 0 \Rightarrow x = -2 \cdot 0 + 20 = 20 \Rightarrow z = \frac{20 - 15}{-1} = -5$$

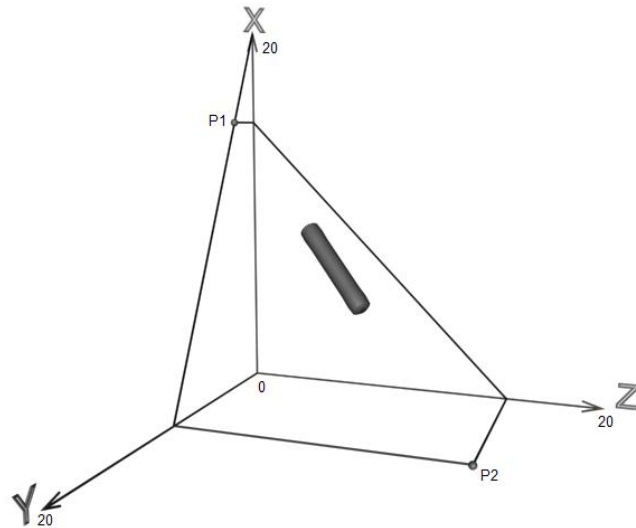
$$P_1 = \begin{pmatrix} 20 \\ 0 \\ -5 \end{pmatrix} \quad (\text{E.3})$$

Punkt 2, hvor y_{max} som eksempel er valgt til 20, er:

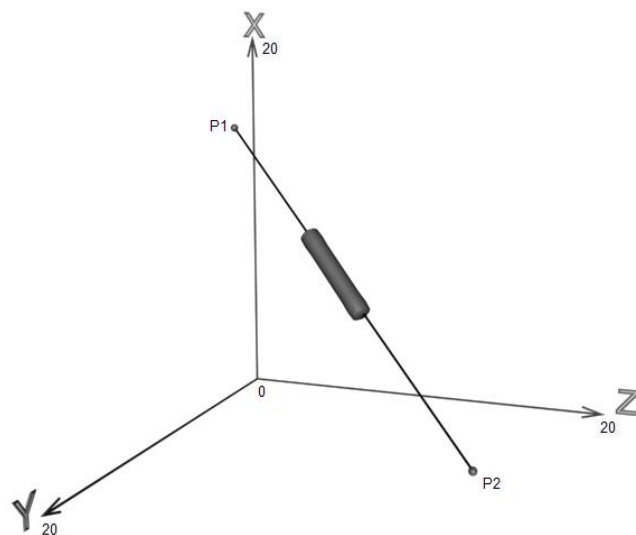
$$y = 20 \Rightarrow x = -2 \cdot 20 + 20 = -20 \Rightarrow z = \frac{-20 - 15}{-1} = 35$$

$$P_2 = \begin{pmatrix} -20 \\ 20 \\ 35 \end{pmatrix} \quad (\text{E.4})$$

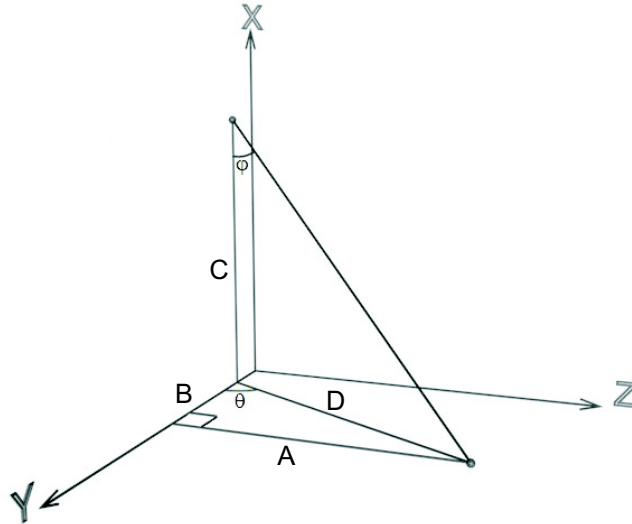
APPENDIKS E. LINEÆR REGRESSION



Figur E.1: Punkterne P1 og P2 i koordinatsystemet, der udspænder arterien gennem arterieelementet.



Figur E.2: Centerlinien i segmentet, som er udspændt af de to punkter.



Figur E.3: Her ses vinklerne θ og ϕ for centerlinien.

Når centerlinien er fundet, udregnes vinklerne til denne linie i polære koordinater. Figur E.3 viser de to vinkler, der udregnes for centerlinien gennem segmentet.

Udtrykkene til udregning af vinklerne ses i (E.5), (E.6) og (E.7).

Vinkel θ til den ene retvinklede trekant:

$$\text{Vinkel1} = \tan^{-1} 1 = \frac{\text{Modstående katete}}{\text{Hosliggende katete}} \quad (\text{E.5})$$

Vinkel ϕ til den anden retvinklede trekant, hvor hypotenusen fra den første trekant er den hosliggende katete i denne trekant:

$$\text{Hypotenusen} = \sqrt{\text{Modstående katete}^2 + \text{Hosliggende katete}^2} \quad (\text{E.6})$$

$$\text{Vinkel2} = \tan^{-1} 1 \frac{\text{Hypotenusen}}{\text{Modstående katete}} \quad (\text{E.7})$$

Kalibrering

Dette appendiks omhandler kalibrering, som hovedsageligt er baseret på at få de fundne feature-værdier integreret med klassificering. Herved kan endelige membershipfunktioner opstilles efter endt kalibrering. Ligeledes kalibreres programmet til at kunne udføre rekonstruktion.

F.1 Kalibrering af programmet

Efter endt integration skal parametre i programmet kalibreres til den type data, der anvendes som input til systemet. Parametrene er grænserne i de membership funktioner, der klassificerer kvanta til enten "arterie" eller "ikke arterie". Disse kan ikke fastsættes før et MRI-volumen er blevet segmenteret og features er bestemt for hvert kvantum. Testen udføres ved, at programmet modificeres til at udskrive en række labels med tilhørende features ud fra et MRI-volumen. På denne baggrund vurderes de fundne kvanta for derved at bestemme grænserne mellem niveauerne i membership-funktionerne. Endvidere kontrolleres de parametre, der bestemmer den maksimalt tilladte afstand mellem arterieelementer i rekonstruktionen gennem testen. Dette udføres ved at vurdere de output-filer, programmet genererer efter endt behandling af et MRI-volumen. Disse output-filer vurderes for, hvorvidt det kan ses, om der er adskilte elementer, der hører sammen.

F.1.1 Udførelse af kalibrering

Under implementeringen af programmet er en funktion, der kan udskrive features for det kvantum brugeren markerer, konstrueret. På denne måde er det undersøgt hvilke feature-værdier, der findes for "arterie" og "ikke arterie". Herved verificeres det manuelt i hvilke intervaller de forskellige feature-værdier befinder sig. Følgende er observeret for hver feature:

VIG Arterier befinder sig for VIG i området mellem 800-1400. Ikke arterier befinder sig i området fra 1300 og opefter.

Aflanghed Arterier befinder sig for aflanghed i området fra 1 til 80. Ikke arterier befinder sig i området 70 og opefter, men forekommer ligeledes i området, der er defineret for arterier.

Cirkularitet Arterier befinder sig for cirkularitet i området fra 1 til 12. Ikke arterier befinder sig i området under 2, men forekommer ligeledes i området, der er defineret for arterier.

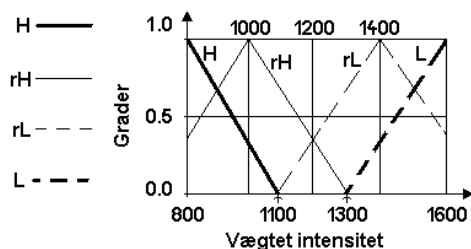
Ud fra disse træningsdata fastlægges nye membership funktioner.

Som det fremgår af ovenstående observationer, er den eneste pålidelige feature vægtet intensitetsgennemsnit. Cirkularitet og aflanghed afhænger begge af en principalakse, der i dette projekt er blevet implementeret uhensigtsmæssigt. Det vurderes, at det er principalaksen, der er hovedårsagen til upålideligheden af de to features. Kvanta, der identificeres som "ikke arterie" kan antage aflange og cirkulære former, hvilket medfører, at cirkularitets- og aflanghedsværdierne ikke kan antages at vise en nøjagtig

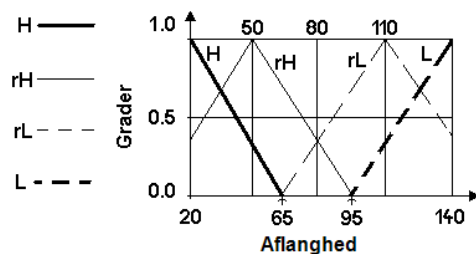
F.1. KALIBRERING AF PROGRAMMET

forskel på "arterie" og "ikke arterie". Det er derfor fastsat, at de to features cirkularitet og aflanghed udelukkende anvendes til at komplimentere det vægtede intensitetsgennemsnit.

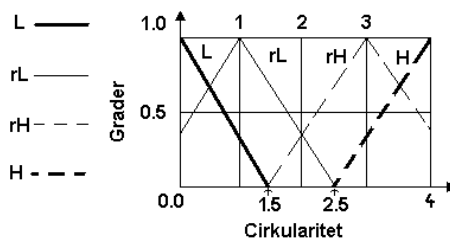
De opstillede membershipfunktioner ses på figurene F.1, F.2 og F.3.



Figur F.1: Membership funktion for feature-værdierne af VIG.



Figur F.2: Membership funktion for feature-værdierne af aflanghed.



Figur F.3: Membership funktion for feature-værdierne af cirkularitet.

Det har ikke været muligt at foretage en test af kalibrering af afstandsparametrene til rekonstruktion. Dette skyldes, at rekonstruktionen ikke er en integreret del af det resterende system.

Test

Dette appendiks omhandler tests foretaget på programmelet i systemet for segmentering, feature ekstrahering, klassificering og rekonstruktion. Derudover indeholder appendikset en test foretaget på idealiseret data.

G.1 Test af segmentering

Dette afsnit omhandler programmelle til test af downhill maximum gradient path og pre-merging.

G.1.1 Formål

Formålet med denne test er at fastlægge, hvorvidt segmenteringen opdeler et MRI-volumen i små kvanta samt at pre-mergingen grupperer lignende kvanta.

G.1.2 Udførelse

Testen udføres med MRI-volumenet "*mni_icbm_00100_pd_final.mnc*" som input. Volumenet forefindes på CD-ROM'en i direktoriet "*mri_data/*". Der anvendes til testen et program udviklet til at køre segmenteringen samt vise de forskellige stadier i segmenteringsprocessen. Dette program hedder "*mri.exe*" og forefindes på CD-ROM'en i direktoriet "*software/*".

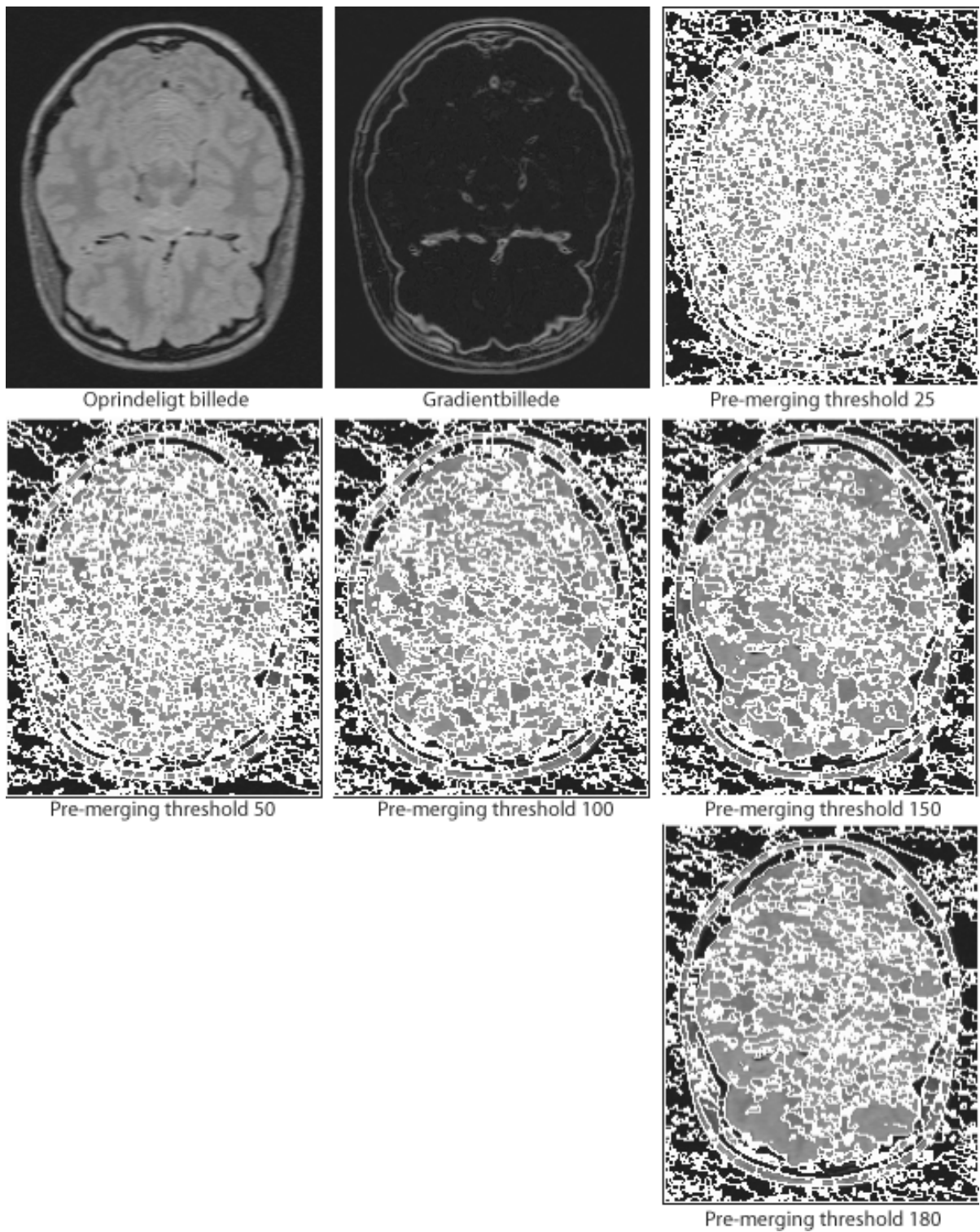
Der laves først en downhill MGP segmentering af volumenet, og herefter undersøges pre-merging algoritmen ved en række thresholdværdier, der angiver, hvor stor afvigelse middel-gråtoneværdien af nabokvanta må være, før de merges. Thresholdværdierne, der undersøges er: 25, 50, 100, 150 og 180.

G.1.3 Resultater

I figur G.1 på næste side ses målingerne.

Downhill Maximum Gradient Path

Der er ved alle fem testgennemkørsler blevet fundet 198534 kvanta af downhill Maximum Gradient Path algoritmen.



Figur G.1: Resulterende billeder fra testen. Alle billeder er af skive 55 i volumenet.

Pre-merging

Thresholdværdi	Antal kvanta
25	57486
50	36791
100	23346
150	18267
180	16503

Tabel G.1: Målte antal kvanta efter pre-merging.

Det vurderes ud fra figur G.1 på forrige side, at gradientbilledet oprettes korrekt samt at den efterfølgende downhill MGP udføres korrekt. Ydermere er pre-mergingsalgoritmen testet ved en række thresholdværdier, der viser, at jo lavere thresholdværdi jo flere kvanta returnerer segmenteringen. Ud fra figur G.1 på foregående side vurderes det ligeledes, at pre-mergingen med en thresholdværdi under 50 sammenføjer relevante områder.

G.2 Test af feature ekstrahering

Dette afsnit vil beskrive hvorledes det programmel, der udgør feature ekstraheringsdelen af det samlede software, er blevet testet.

G.2.1 Formål

Formålet med testen er at undersøge om feature-værdierne cirkularitet, aflanghed og VIG giver korrekte værdier, for forskellige kvantumts.

G.2.2 Udførelse

Det følgende vil beskrive den fremgangsmåde, der er blevet benyttet til at finde værdier for cirkularitet, aflanghed og VIG. Testen har hovedsageligt været baseret på en kontrol af kendte inputværdier og udskrevne outputværdier, for derved at kunne kontrollere om outputværdierne svarer til de forventede.

Test volumener

Under testen er der blevet gjort brug af et specifikt testvolumen, *seg_cylinder.mnc*, af størrelsen 20x20x20 voxels. Testvolumenet indeholder en ensfarvet cylinder, som ligger parallelt med z-aksen, har radius på tre voxels og en længde på 10 voxels. Baggrunden i volumenet har intensiteten 0, mens cylinderen har intensiteten 20. Efter en initialiserende test på testvolumet er der blevet testet på et watershed segmenteret volumen, *label_volume.mni*, af størrelsen 181x217x181 voxels. Dette er gjort for at kunne vurdere værdierne for cirkularitet, aflanghed og VIG. Derudover er der blevet benyttet det originale volumen, *mni_icbm_00100_pd_final.mnc*, som der er blevet foretaget en watershed segmentering på. De nævnte volumener kan findes på den vedlagte CD-ROM.

Cirkularitet

Testen for cirkularitet har været baseret på at danne planer ud fra en principalakse, som er blevet designet til at gå igennem kvantummet. Efter at principalaksen er blevet indlagt, har det været vigtigt at undersøge antallet af voxels, der detekteres til at ligge på principalaksen, eftersom antallet af planer baseres på de fundne voxels. Cirkularitetsværdien kan herefter undersøges for forholdet mellem omkreds og areal af hvert plan, idet mellemregninger og den fundne cirkularitetsværdi udskrives som output.

Principalaksen har været et kritisk punkt for, hvorvidt der bliver fundet gyldige værdier for cirkularitet i testen. Af denne grund er der lagt meget tid i at konstruere en brugbar principalakse. Selvom den implementerede måde af principalaksen virker simpel, har det været ved denne metode de bedste resultater er opnået med.

På baggrund af principalaksens vigtighed har der været undersøgt for flere alternative metoder til indlæggelse principalaksen på, uden at nogen af metoderne har været fuldt ud tilfredsstillende. Det ene alternativ har været at gøre brug af lineær regression, se appendiks E, men gennem tests har det vist sig, at principal aksen i særlige tilfælde kan risikeres at blive placeret uden for det pågældende kvantum, hvorved det ikke er muligt at finde voxels i kvantummet, der befinder sig på principalaksen, og det derved ikke er muligt at oprette planer eller udregne cirkulariteten.

Omkredsberegningen er testet gennem sammenligning af algoritmens output med manuelt beregnede værdier. Til at beregne omkredsen er der blevet foretaget en test til at finde kantvoxels i et kvantum. Det testes i denne sammenhæng, hvorvidt de korrekte kantvoxels findes, hvilket ligeledes foregår gennem en sammenligning med manuelt beregnede værdier. Disse tests er udelukkende udført for testvolumenet, idet det ikke er muligt manuelt at beregne antallet af kantvoxels for et kvantum i det segmenterede volumen.

Aflanghed

Til at teste værdien for aflanghed er der blevet brugt samme grundlæggende elementer, som er blevet brugt til at finde værdien for cirkularitet. Efter at principalaksen er blevet indlagt og der er foretaget en detektion af hvilke voxels, der ligger på den, udføres beregningerne for hvor stort et areal hvert oprettet plan har. Herved kan den endelige udregning for aflanghed foretages. Værdier for aflanghed samt mellemregninger udskrives som output.

Vægtet intensitetsgennemsnit

Testen for VIG er hovedsageligt blevet gennemført på det watershed segmenterede volumen og det originale MRI-volumen, som watershed segmenteringen har taget udgangspunkt i. Dette skyldes de begrænsede intensitetsforskelle der er at finde i det anvendte testvolumen.

Testen af de opstillede histogrammer, er baseret på at tage stikprøver af de forskellige volumener for udvalgte voxelkoordinater, hvor outputtet herefter er blevet sammenlignet med den reelle værdi af det tilsvarende voxel i volumenet. Herefter har det været muligt at foretage beregninger for VIG og udskrive værdier som output.

APPENDIKS G. TEST

G.2.3 Resultater

De forventede og testede resultater for feature-værdierne, vil følgende blive beskrevet og konkluderet på.

Cirkularitet

De forventede værdier for cirkularitet har været lidt højere end 1 for et cirkulært kvantum, idet omkredsberegningen af et plan er mindre end det optimalt kunne være. Cirkulariteten for et ikke cirkulært kvantum forventes at have en værdi lavere end 1.

Testvolumet med cylinderen har givet en gyldig værdi for cirkularitet, hvorimod testen for det watershed segmenterede volumen har givet værdier, som har afviget fra de forventede værdier. Dette skyldes den måde, hvorpå principalaksen er blevet indlagt, da den er baseret på at have samme retning som en af de tre koordinatakser, se tabel G.2.

	Testvolumet	WSV 8000	WSV 8008	WSV 8010	WSV 8024	WSV 8082
Antal voxels i kvantummet	450	9	41	60	73	3
Antal kantvoxels i kvantummet	200	9	38	51	65	3
Antal voxels på principalaksen	10	2	4	5	1	2
Værdi for cirkularitet	1,41	1,09	0,40	2,64	0,20	7,85

Tabel G.2: Testresultater for cirkularitet for testvolumet og stikprøver af kvantums uddraget fra det watershed segmenterede volumen, forkortet WSV i tabellen. F.eks. er WSV 4 fjerde kvantum uddraget fra volumet.

Cirkularitetsværdier for arterier er observeret til at ligge i området fra 1-12 for det watershed segmenterede volumen. Ikke arterier befinder sig i området under 2, men forekommer ligeledes i områder, der er defineret som værende arterie.

Det kan derfor konkluderes, at værdier for cirkularitet ikke giver en hensigtsmæssig beskrivelse af om et kvantum er cirkulært.

Aflanghed

Der har ikke været grænser for, hvor stor en værdi aflanghed kan tage, idet beregningerne ikke er baseret på et forhold. Det kan konkluderes, at en høj værdi for aflanghed karakteriserer et kvantum til at være aflangt. Det kan af denne grund ikke direkte bestemmes, hvorvidt et kvantum er aflangt eller ej.

Den samme principalakse anvendes under testen af aflanghed, hvilket ligeledes er tilfældet for metoden, hvorpå planer oprettes på denne akse. Dette medfører, at aflanghedsværdierne afviger fra det forventede under tests på det watershed segmenterede volumen. Resultaterne for de gennemførte tests kan ses af tabel G.3

	Testvolumet	WSV 8000	WSV 8008	WSV 8010	WSV 8024	WSV 8082
Antal voxels i kvantummet	450	9	41	60	73	3
Antal kantvoxels i kvantummet	200	9	38	51	65	3
Antal voxels på principalaksen	10	2	4	5	1	2
Værdi for aflanghed	1,49	9,00	41,00	60,00	73,00	3,00

Tabel G.3: Testresultater for aflanghed for testvolumet og stikprøver af kvantums uddraget fra det watershed segmenterede volumen, forkortet WSV i tabellen. F.eks. er WSV 4 fjerde kvantum uddraget fra volumet.

Arterier er observeret til at ligge i området fra 1-80 for aflanghedsværdier for det watersegmenterede volumen. Ikke arterier befinder sig i området 70 og opefter, men forekommer ligeledes i områder, der

G.3. TEST AF KLASSIFICERING OG REKONSTRUKTION

er defineret som værende arterie.

Det kan på baggrund heraf konkluderes, at det for aflanghed, ligesom for cirkularitet, gælder, at feature-værdierne ikke er tilstrækkeligt præcise til at kunne anvendes i klassificeringen på nuværende tidspunkt.

Vægtet intensitetsgennemsnit

Ud fra en indledende test kan det konkluderes, at det er de korrekte histogrammer, der bliver dannet af de forskellige volumer. Testen af VIG er derfor blevet baseret på, om der bliver opstillet et korrekt histogram af hvert kvantum, for at kunne udføre beregninger for VIG.

De forventede værdier for VIG har ligesom for aflanghed ikke været mulige at tage stilling til, idet der ikke tages udgangspunkt i et forhold. Det kan konkluderes at lave værdier for VIG symboliserer et mørkt område i volumet, hvilket derfor kan være en arterie.

	Testvolumet	WSV 8000	WSV 8008	WSV 8010	WSV 8024	WSV 8082
Værdi for VIG	20,00	1413,90	808,91	518,55	1829,42	211,59

Tabel G.4: Testresultater for VIG for testvolumet og stikprøver af kvantums uddraget fra det watershed segmenterede volumen, forkortet WSV i tabellen. F.eks. er WSV 4 fjerde kvantum uddraget fra volumet.

Testresultaterne for det watershed segmenterede volumen har givet VIG værdier for arterier til at være i området omkring 800-1400. Ikke arterier er blevet testet til at ligge i området fra 1300 og opefter. De værdier, der overlapper hinanden, konkluderes som usikkerhedsfaktor i overgangsregionerne.

G.3 Test af Klassificering og Rekonstruktion

Dette afsnit er om test af programmet for klassificering og rekonstruktion.

G.3.1 Formål

Formålet med testen er at kontrollere algoritmerne med kendt data i undersystemet omhandlende klassificering og rekonstruktion. Testen skal bevise om resultaterne lever op til de forventede, hvorved det kan konkluderes om algoritmerne virker efter hensigten.

G.3.2 Udførelse

Testen foretages for overskueligheden skyld i 2-dimensioner. Algoritmen er designet til at virke i alle retninger. Derfor vil en test på et 2D-billede ikke adskille sig fra 3D, forskellen er blot at den tredje dimension har længden 1. Testen skal afsløre om den automatiserede klassificering og rekonstruktion virker.

Klassificering

Klassificeringen testes med et 2D-billede, med en række labels. Til testen skrives en algoritme, der genererer features til hver label, ud fra deres intensitet. Klassificeringen skal nu kunne klassificere hver

APPENDIKS G. TEST

label til enten arterie eller ikke arterie. Den genererede feature-liste gemmes, og det resulterende klassificerede volumen sammenlignes med listen samt med det oprindelige label-volumen. Denne sammenligning foretages manuelt med en række udvalgte labels, hvorefter det kontrolleres, om klassificeringen er foretaget korrekt.

Rekonstruktion

Rekonstruktionen testes med et binært 2D-billede, der indeholder en række adskilte elementer. Disse elementer indbefatter største og næststørste arteriesegment. Segmenter, der er blevet adskilt fra arteriesystemet, sættes, så de ligner en fortsættelse af en adskilt arterie fra et af de store segmenter. Derudover er der indsat segmenter i billedet der ikke reelt er arterier, men måske kan snyde programmet. Det testes hvorvidt rekonstruktionen kan afgøre hvilke segmenter, der hører til arteriesystemet, og hvilke der ikke gør.

De metoder der er testet på 2D billedet er:

- Kan algoritmen finde sammenhængende arterie-kvanta og samle disse.
- Fjerne huller i arteriesystemet, så det oprindelige arteriesystem gendannes.
- Frasortere overskydende arterielommer og ikke arterier, der betragtes som støj og artefakter.

Til sidst foretages en test af rekonstruktionen i 3D. Der genereres en række segmenter der ligger tæt på hinanden i det 3-dimensionelle rum. Denne test skal illustrere, om rekonstruktionen kan finde sammenhængende segmenter i 3D og sammenvokse disse.

G.3.3 Resultater

Resultater for testene vil følgende blive beskrevet og konkluderet på.

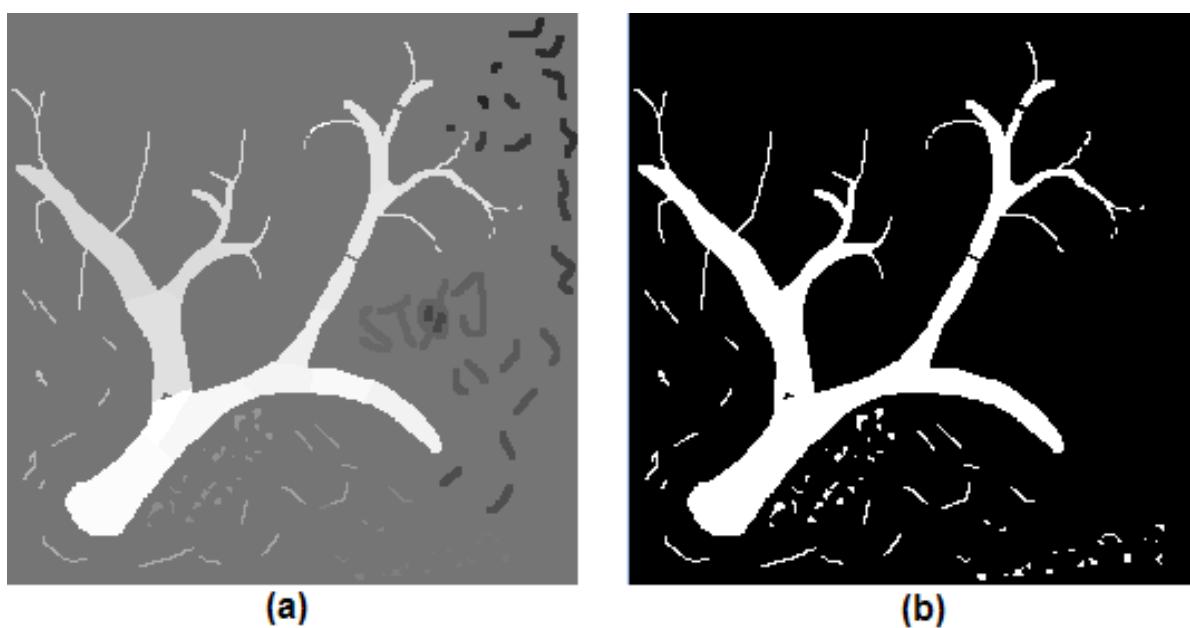
Klassificering

Efter endt test af klassificering og verificering af resultatet deraf kan det konkluderes, at klassificeringen virker som forventet i henhold til de genererede features. resultatet kan ses i figur G.2 på næste side.

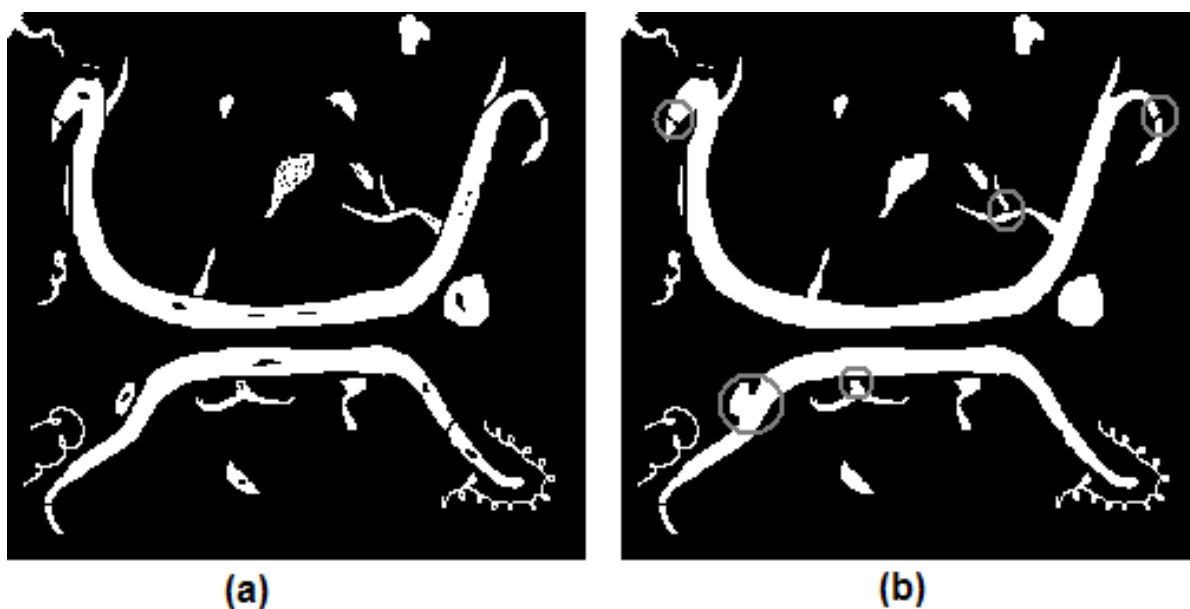
Rekonstruktion

Rekonstruktionen kan efter endt test konkluderes at virke efter hensigten. Algoritmen kan ikke opfange alle segmenter der indtegnes i billedet, men dette er ikke en forventet egenskab. I figur G.3 på modstående side ses det oprindelige billede, samt det af algoritmen efterbehandlede billede. a) viser det oprindelige billede, før rekonstruktionen går i gang. b) viser det resulterende billede efter rekonstruktionen, hvor alle steder, der er sammenvokset forkert eller slet ikke sammenvokset, selvom det var meningen, er markeret.

Der har til rekonstruktionen aldrig været forventet, at den kunne lave en perfekt rekonstruktion. Rekonstruktionens funktion er at finde åbenlyse fejl, forårsaget af artefakter og rette disse. På figur G.3b) ses et segment, der er blevet sammenvokset med arteriesystemet, selvom det ikke er en arterie. Grunden til sammenvoksningen er, at segmentets vinkel ligger parallelt med lokalområdet for arteriesystemet.



Figur G.2: Resultat af klassificeringen. a) viser det oprindelige billede. b) er efter klassificeringen.



Figur G.3: Resultat af Rekonstruktion. a) viser det oprindelige billede. b) er efter rekonstruktion.

APPENDIKS G. TEST

Derfor lader algoritmen segmenterne vokse sammen. Endvidere er der markeret en række steder, hvor algoritmen ikke har sammenvoksende segmenter, der ellers er arterier. Dette kan ikke undgås, da segmenterne ikke ligger indenfor de regler rekonstruktionen følger. På figuren kan det endvidere ses at de interne huller i segmenterne opfanges og fjernes af rekonstruktionen.

På trods af fejl i det resulterende billede, konkluderes det, at rekonstruktionen virker efter hensigten. Rekonstruktionen følger algoritmen den er programmeret efter i de tilfælde en utilsigtet sammenvoksning forekommer. Ligeledes følger rekonstruktionen algoritmen i det tilfælde segmenter ikke vokser sammen, selvom det er meningen. Derfor kræves der en ændring af algoritmen for at ubedre fejl som disse.

3D-rekonstruktionstesten finder på en række simple elementer, hvilke der ifølge reglerne kan sammenvokses, og hvilke der ikke kan. Dette 3-dimensionelle volumen kan ikke illustreres på papir, da det er en lang række volumener. Disse volumener er blevet manuelt gennemgået og vurderet, hvorefter det er konkluderet at rekonstruktions-algoritmen virker efter hensigten i det 3-dimensionelle rum.

G.4 Test af idealiseret data

Dette afsnit omhandler en test baseret på et idealiseret MRI-volumen, *sim_mri.mnc*. Det idealiserede MRI-volumen symboliserer en hjerne indeholdende to arterier.

G.4.1 Formål

Formålet med denne test er at belyse, hvordan de integrerede programdele reagerer på et ideelt MRI-volumen. Resultatet kan bruges til at vurdere om programmet virker teoretisk. På den baggrund kan det vurderes om fejl-outputtet fra et reelt MRI-volumen bunder i implementationsfejl.

G.4.2 Udførelse

Det idealiserede MRI-volumen indlæses i programmet, og dette gennemfører frem til klassificeringen. Det klassificerede MRI-volumen eksporteres og vurderes.

G.4.3 Resultater

Efter endt udførelse af testen på idealiserede data konkluderes det, at programmet ikke virker korrekt til opfangning af arterier i ideelt data. Feature-værdierne for VIG i det ideelle datasæt ligger i et andet område end i et reelt MRI-volumen af den grund, at den ideelle data er 16 bit, hvorimod dataene for et reelt volumen er 12 bit. Af denne grund er programmet blevet modificeret til at reagere på det nye VIG-område. På trods af modificeringen kan klassificeringen ikke opfange alle de idealiserede arterier.

Dette betyder for det integrerede program, at det ikke virker korrekt, da det ikke giver hensigtsmæssige værdier for ideelt data.

Brugergrænsefladens funktioner

Funktionerne i brugergrænsefladen og deres anvendelsesområde er opstillet i dette afsnit. Derudover er der en beskrivelse af de forskellige koncepter, brugeren af systemet vil støde på.

H.1 Funktioner

I dette afsnit vil de forskellige funktioner i systemet være opstillet og beskrevet.

H.1.1 Hovedform

Hovedform er det brugeren ser, når denne starter programmet, hvorfra al manipulation af snit-modellen foregår.

- **Beregn arteriemodel** Udfører beregningen af arteriemodellen. Enten via default-værdier eller ved at køre step beregning.
- **Konfigurering** Går til grænseflade med konfiguration af programmet. Default-værdier for beregningen stilles på denne grænseflade og om beregningen af arteriemodellen sker i steps eller med default-værdier. Der er som nævnt afgrænset fra denne form.
- **Gem** Gemmer arteriemodellen sammen med snittene.
- **Åben** Åbner filer. Både snit uden en arteriemodel og snit, hvor beregningen allerede er foretaget.
- **Afslut** Lukker programmet ned.
- **Udskriv** Udskriver det billede, som er vist i billedfeltet, med den aktuelle orientering.
- **Orientering** Stiller modellen i billedfeltet med en ønsket orientering. Dette sker fra statusfeltet.
- **Fortryd** Fortryd seneste handling. Det er ikke alle handlinger der kan fortrydes.
- **Gendan** Hvis en handling er blevet fortrudt, udfører dette handlingen igen.
- **Vis / skjul arteriemodel** Når arteriemodellen er beregnet, kan den henholdsvis vises og fjernes fra billedfeltet med denne funktion
- **Status felt** Dette felt opdateres løbende med bl.a. orientering af modellen.
- **Intensitet** Stiller intensiteten af modellen.
- **Zoom** Zoomer modellen ind eller ud.
- **Roter** Roterer modellen i alle retninger.

APPENDIKS H. BRUGERGRÆNSEFLADENS FUNKTIONER

- **Træk skiver** Ændrer på hvilken skive der ses i en valgt dimension.
- **Hjælp** Kalder en hjælpefil med forklaringer på anvendelsen af programmet og de forskellige begreber.

H.1.2 Step-beregning

Step-beregningsformen anvendes hvis brugeren ønsker selv at justere hvordan arteriemodellen beregnes.

- **Step** Fortsætter beregningen til næste step med de valgte parametre.
- **Tilbage** Går tilbage til det tidligere step, så parametrene kan justeres.
- **Alle steps** Udfører resten af beregningen med default værdier.
- **Forfra** Start beregningen forfra ved første step.
- **Anuller** Gå tilbage til hovedformen uden at færdiggøre beregningen.

H.2 Koncepter

Koncepterne i systemet ud over de nævnte funktioner er:

- **Arteriemodel** Henviser til 3D-modellen af arterierne.
- **Opløsning** Beskriver volumenets dimensioner samt voxelstørrelsen.
- **Snit** Anvendes når der henvises til et enkelt snit i et MRI-volumen. Det kan både være de originale snit, men også konstruerede snit i andre dimensioner.
- **Billedfelt** Det felt hvori modellen vises.
- **Anterior - A** Forrest af hjernen.
- **Posterier - P** Bagerst af hjernen.
- **Superier - S** Øverst af hjernen.
- **Inferier - I** Nederst af hjernen.
- **Venstre - V** Venstre side af hjernen.
- **Højre - H** Højre side af hjernen.

Disse koncepter og funktioner er en blanding af almene computerudtryk og udtryk fra lægeverdenen.

Brugerinterview

For at finde kravene til brugergrænsefladen har gruppen haft en samtale med Jens Haase fra Viborg sygehus om hvilke krav der skal stilles til systemet samt information om brugergruppen. Dette afsnit er baseret på de pointer, der fremkom ved interviewet.

I.0.1 Hjernekirurgers forberedelse til operationer

En hjernekirurg har ca. en operation om ugen og hans forberedelsestid varierer med hvor meget tid han skal bruge. Til hjælp i denne forberedelsestid har kirurger mulighed for at analysere MRI-scanninger på røntgenfilm. De skal ud fra disse scanninger danne sig et mentalt 3D-billede af patientens hoved. Nogle mere avancerede sygehuse har istedet scanningerne elektronisk, så de kan planlægge operationen i et navigationssystem på en computer.

I.0.2 Hjernekirurgers IT kendskab

En typisk ældre hjernekirurg er nybegynder angående computere, mens de yngre er lidt mere erfarne. Deres kendskab til computersystemer er mest baseret på Windows eller Mac, da begge systemer er udbredte og visuelt orienterede samt at de administrative systemer på sygehuse oftest kører Windows. Af samme grund foretrækker de at bruge mus, også selvom der er genvejstaster. Kirurger er generelt visuelt orienterede og har liden nytte af talværdier.