

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Mantas PAULINAS

MEDICININIŲ KOMPIUTERINIŲ TOMOGRAMŲ SEGMENTAVIMAS IR ANALIZĖ

DAKTARO DISERTACIJA

TECHNOLOGIJOS MOKSLAI,
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS INŽINERIJA (01T)



Vilnius LEIDYKLA
TECHNIKA 2010

Disertacija rengta 2006–2010 metais Vilniaus Gedimino technikos universitete.

Mokslinis vadovas

doc. dr. Andrius UŠINSKAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas,
technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija – 01T).

VG TU leidyklos TECHNIKA 1823-M mokslo literatūros knyga
<http://leidykla.vgtu.lt>

ISBN 978-9955-28-746-9

© VG TU leidykla TECHNIKA, 2010

© Mantas Paulinas, 2010

mantas.paulinas@el.vgtu.lt

VILNIUS GEDIMINAS TECHNICAL UNIVERSITY

Mantas PAULINAS

SEGMENTATION AND ANALYSIS OF MEDICAL COMPUTER TOMOGRAMS

DOCTORAL DISSERTATION

TECHNOLOGICAL SCIENCES,
ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING (01T)



Vilnius LEIDYKLA TECHNICA 2010

Doctoral dissertation was prepared at Vilnius Gediminas Technical University in 2006–2010.

Scientific Supervisor

Assoc Prof Dr Andrius UŠINSKAS (Vilnius Gediminas Technical University, Technological Sciences, Electrical and Electronic Engineering – 01T).

Reziumė

Disertacijoje nagrinėjamos medicininių atvaizdų segmentavimo ir analizės problemos, taikant atvaizdų segmentavimo metodus. Pagrindiniai tyrimo objektai yra galvos magnetinio rezonanso tomogramų, plaučių kompiuterinių tomogramų, bei segmentuoti dešiniojo širdies skilvelio skaitmeniniai atvaizdai. Šie objektai yra svarbūs medicininėje diagnostikoje. Jų detali analizė ir interpretacija leidžia parinkti tinkamą paciento gydymo būdą arba prognozuoti tolimesnę ligos eigą. Pagrindinis disertacijos tikslas – sukurti metodikas ir algoritmus, skirtus medicininiams atvaizdams segmentuoti ir analizuoti. Sukurtų algoritmų taikymo sritis – medicininė programinė įranga ir pagrindas tolimesniems tyrimams.

Darbe sprendžiami keli pagrindiniai uždaviniai: galvos kraujagyslių pėdsakų aptikimas galvos tomogramose, plaučių kraujagyslių pėdsakų aptikimas bei kraujagyslių šakojimosi taškų nustatymas kompiuterinėse plaučių tomogramose ir dešiniojo širdies skilvelio centrinės ašies išskyrimo bei skaidymo problema. Pirmasis uždavinys siejasi su aneurizmos srities aptikimo angiogramose problema, antrasis – su plaučių judėjimo kvėpavimo ciklo metu analize, o trečiasis uždavinys siejasi su dešiniojo širdies skilvelio analize taikant kompiuterius.

Disertaciją sudaro įvadas, keturi skyriai, rezultatų apibendrinimas, naudotos literatūros ir autoriaus publikacijų disertacijos tema sąrašai ir trys priedai.

Įvadiniame skyriuje aptariama tiriamoji problema, darbo aktualumas, aprašomi tyrimų objektai, formuluojami darbo tikslai bei uždaviniai, aprašoma tyrimų metodika, darbo mokslinis naujumas, darbo rezultatų praktinė reikšmė, ginamieji teiginiai. Įvado pabaigoje pristatomos disertacijos tema autoriaus paskelbtos publikacijos ir pranešimai konferencijose bei disertacijos struktūra.

Pirmasis skyrius skirtas literatūros apžvalgai. Jo pabaigoje formuluojamos išvados ir tikslinami disertacijos uždaviniai.

Antrajame skyriuje pateikti galvos kraujagyslių segmentavimo automatizavimo tyrimai bei jų rezultatai.

Trečiajame skyriuje sudaromas algoritmas plaučių kraujagyslių segmentavimui mažų dozių kompiuterinėse tomogramose.

Ketvirtajame skyriuje aptariama dešiniojo širdies skilvelio centrinės ašies išskyrimo ir skaidymo metodika.

Disertacijos tema publikuota 11 straipsnių. Iš jų 4 *ISI Web of Science* duomenų bazėje referuojamuose mokslo žurnaluose, 7 kituose leidiniuose, perskaityta 13 pranešimų tarptautinėse ir respublikinėse konferencijose.

Abstract

The dissertation investigates the issues of segmenting and analysing medical visuals applying segmentation algorithms. The main objects of research include digital recordings of brain magnetic resonance tomography, lungs computed tomography and segmented images of right heart ventricle. These are the objects important to medical diagnostics. Thorough analysis and interpretation allow choosing the most appropriate treatment methods for a patient and extrapolate further development of a disease. The primary purpose of this dissertation is employing suitable methodologies and algorithms to automatically segment, process and analyse the above mentioned recordings. Medical software and further research is the field of applying the created algorithms.

This work approaches a few major tasks such as detecting the areas of blood vessels in head and lungs tomograms, extracting and subdividing a medial axis of the right heart ventricle. Task 1 is formulated considering the problem of detecting the area of aneurism in angiograms. Task 2 relates to analysis of lung movement during a breathing cycle. Task 3 is aimed at helping in an analysis of the right heart ventricle.

The dissertation consists of four parts including Introduction, 4 chapters, Conclusions, References and 3 Annexes.

The introduction reveals the investigated problem, importance of the thesis and the object of research and describes the purpose and tasks of the paper, research methodology, scientific novelty, the practical significance of results examined in the paper and defended statements. The introduction ends in presenting the author's publications on the subject of the defended dissertation, offering the material of made presentations in conferences and defining the structure of the dissertation.

Chapter 1 revises used literature. At the end of the chapter, conclusions are drawn and the tasks for the dissertation are reconsidered.

Chapter 2 the algorithm for automatic head blood vessels segmentation is proposed

Chapter 3 analyses the medial axis extraction problem and proposes a methodology for extraction and subdivision of medial axis.

11 articles focusing on the subject of the discussed dissertation are published: four articles in journals referred in ISI Web of Science database, and 7 in other publications and conference proceedings.

Žymėjimai

Simboliai

$Del_S(P)$	– taškų aibės P apribotoji Delaunė trianguliacija;
$Del(P)$	– taškų aibės P Delaunė trianguliacija;
$E_{modelio}$	– deformuojamojo modelio energija;
F	– paviršius;
G_x, G_y, G_z	– Gauso branduolio išvestinės x , y ir z ašimis atitinkamai;
$h(I)$	– atvaizdo histograma;
I	– atvaizdas (tomogramų rinkinys);
$\bar{I}$	– vidutinis atvaizdo skaistis;
I_{min}, I_{max}	– mažiausia ir didžiausia skaisčio vertė atvaizde;
I_n	– atvaizdas (viena tomograma);
i, j, k	– diskrečios koordinatės;
$K(p_i)$	– diskretaus paviršiaus kreivis;
M	– centrinė (vidurinioji) ašis;
$P_l^m(x)$	– prijungtinis Ležandro polinomas;
p_i^+, p_i^-	– teigiamas ir neigiamas V_{p_i} poliai;
$\mathbf{p}$	– taškas erdvėje $\mathbb{R}^3$;
$\mathbf{o}$	– atvaizdo centras;
$T_a(I)$	– automatiškai parinktas slenkstis;
$T(I)$	– slenkščio funkcija;
V_{p_i}	– taškui p_i priklausanti Voronojaus sritis;

V	– tūris;
$\mathcal{V}(P)$	– taškų aibės P Voronojaus diagrama;
$\mathbf{v}$	– taškas diskrečioje erdvėje;
$\mathbf{s}$	– atvaizdo mastelis $\mathbb{R}^3$;
w	– lango plotis;
w_g	– Gauso lango plotis;
$Y_l^m(\theta, \phi)$	– sferinių harmonikų (rutulinė) funkcija;
ϵ	– nesutapimo koeficientas;
ϕ	– azimuto kampas;
$\sigma(i)$	– skirtuminio koeficiento funkcija;
ζ	– segmentavimo tikslumo koeficientas;
θ	– zenito kampas;

Santrumpos

DT	– Delaunė trianguliacija;
KT	– kompiuterinė tomografija;
MRT	– magnetinio rezonanso tomografija;
SDA	– srities didinimo algoritmas;
SK	– simetrijos karkasas;
SM	– simetrijos membrana.

Turinys

IVADAS	1
Problemos formulavimas.....	1
Darbo aktualumas.....	2
Tyrimų objektas	3
Darbo tikslas.....	3
Darbo uždaviniai	3
Tyrimų metodika.....	4
Darbo mokslinis naujumas	4
Darbo rezultatų praktinė reikšmė	4
Ginamieji teiginiai.....	5
Darbo rezultatų aprobavimas.....	5
Disertacijos struktūra.....	6
1. ANALITINĖ LITERATŪROS APŽVALGA.....	9
1.1. Medicininių atvaizdų apdorojimas	9
1.2. Medicininių atvaizdų šaltiniai	10
1.2.1. Tomografija	10
1.2.2. Echoskopija	11
1.3. Atvaizdo modelis.....	11
1.4. Žmogaus kraujagyslės ir jų problematika.....	13
1.5. Kraujagyslių sričių segmentavimas	14
1.6. Žmogaus širdis ir jos problematika	17

1.7. Trimačio paviršiaus rekonstravimas iš atvaizdų.....	18
1.8. Simetrijos ašis, jos išskyrimas ir apdorojimas.....	21
1.9. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas.....	23
2. GALVOS KRAUJAGYSLIŲ ATVAIZDŲ SEGMENTAVIMAS	25
2.1. Pradiniai duomenys	25
2.2. Algoritmas.....	26
2.3. Globalaus slenksčio vertės parinkimas.....	28
2.4. Lokalaus slenksčio vertės parinkimas	30
2.5. Optimalių parametrų verčių parinkimas	32
2.6. Rezultatai.....	33
2.7. Antrojo skyriaus išvados	38
3. PLAUCIŲ KRAUJAGYSLIŲ ATVAIZDŲ SEGMENTAVIMAS	39
3.1. Pradiniai duomenys	40
3.2. Pradinis atvaizdo apdorojimas.....	41
3.3. Plaučių segmentavimas	43
3.4. Plaučių kraujagyslių segmentavimas.....	47
3.4.1. Pradinis atvaizdų apdorojimas.....	48
3.4.2. Modifikuotas SDA algoritmas.....	50
3.5. Rezultatai.....	53
3.5.1. Plaučių segmentavimas	53
3.5.2. Plaučių kraujagyslių segmentavimas.....	54
3.6. Trečiojo skyriaus išvados	57
4. DEŠINIOJO ŠIRDIES SKILVELIO CENTRINĖS AŠIES ANALIZĖ.....	59
4.1. Pradiniai duomenys	60
4.2. Paviršiaus aproksimavimas sferinėmis harmonikomis.....	61
4.2.1. Pradinis parametrizavimas.....	62
4.2.2. Harmonikų koeficientų radimas	66
4.3. Pradinių duomenų didinimas ir glodinimas.....	69
4.4. Simetrijos karkaso konstravimas.....	71
4.4.1. Apribotoji Delaunė trianguliacija	71
4.4.2. Voronojaus diagramos filtravimas.....	74
4.4.3. Aproksimuotas simetrijos karkasas	75
4.5. Simetrijos karkaso filtravimas.....	75
4.6. Simetrijos karkaso skaidymas	77
4.6.1. Pirminis skaidymas.....	78
4.6.2. Skaidymas pagal kreivumo žemėlapi	79
4.7. Rezultatai.....	81
4.7.1. Cetrinės ašies aproksimavimo rezultatai	81
4.7.2. Simetrijos karkaso skaidymo rezultatai.....	85
4.8. Ketvirtąjo skyriaus išvados	85
BENDROSIOS IŠVADOS.....	89

LITERATŪRA IR ŠALTINIAI	91
AUTORIAUS PUBLIKACIJOS DISERTACIJOS TEMA	99
PRIEDAI	101
A priedas. Sukurtos programinės įrangos sąrašas	101
B priedas. Automatinio slenksčio parinkimo tyrimo rezultatai	103
C priedas. Duomenų didinimo ir glodinimo parametrų tyrimo rezultatai	104

Contents

INTRODUCTION	1
Investigated Problem.....	1
Problem Topicality.....	2
Research Object.....	3
Aim of The Work	3
Work Tasks	3
Research Methodology.....	4
Scientific Novelty.....	4
Practical Value	4
Defended Propositions	5
Approval of the Results.....	5
Work Structure	6
1. ANALYTHICAL REVIEW OF LITERATURE	9
1.1. Medical Image Processing.....	9
1.2. Sources of Medical Images	10
1.2.1. Tomography	10
1.2.2. Echoscopy	11
1.3. Image model.....	11
1.4. Human Blood Vessels and Related Problems	13
1.5. Blood Vessels Segmentation	14
1.6. Human Heart and Related Problems	17

1.7. Three-dimensional Surface Reconstruction.....	18
1.8. Computation of Medial Axis.....	21
1.9. First Chapter Conclusions	23
2. SEGMENTATION OF HEAD BLOOD VESSELS	25
2.1. Initial Data.....	25
2.2. The Algorithm.....	26
2.3. Computation of Global Threshold.....	28
2.4. Computation of Local Threshold.....	30
2.5. Computation of Optimal Parameters	32
2.6. Results	33
2.7. Second Chapter Conclusions.....	36
3. SEGMENTATION OF LUNG BLOOD VESSELS	39
3.1. Initial Data.....	40
3.2. Image Preprocessing	41
3.3. Lung Segmentation	43
3.4. Blood Vessle Segmentation.....	47
3.4.1. Initial Image processing	48
3.4.2. Modified Region Growing Algorithm.....	50
3.5. Results.....	53
3.5.1. Lung Segmentation.....	53
3.5.2. Blood Vessels Segmentation	54
3.6. Third Chapter Conclusions.....	57
4. ANALYSIS OF RIGHT HEART VENTRICLE MEDIAL AXIS	59
4.1. Initial Data.....	60
4.2. Surface Approximation Using Spherical Harmonics	61
4.2.1. Initial Parametrization	62
4.2.2. Computation of Coeficients.....	66
4.3. Resampling and Smoothing of Initial Data	69
4.4. Approximation of Medial Axis	71
4.4.1. Restricted Delaunay Triangulation.....	71
4.4.2. Filtering of Voronoy Diagram.....	75
4.4.3. Aproximated Medial Axis	76
4.5. Medial Axis Filtering	76
4.6. Subdivision of Medial Axis.....	78
4.6.1. Initial Subdivision	79
3.6.2. Subdivision Using Curvature Map	80
4.7. Results	82
4.7.1. Medial Axis Approximation.....	82
4.7.2. Medial Axis Subdivision Results	86
4.8. Fourth Chapter Conclusions.....	86
GENERAL CONCLUSIONS.....	90

BIBLIOGRAPHY	92
PUBLICATION BY THESIS AUTHOR.....	100
APPENDIXES.....	102
Appendix A. List of Created Software	102
Appendix B. Results of Global Threshold Automatization.....	103
Appendix C. Resampling and Smoothing Research Results	104

Ivadas

Problemos formulavimas

Kompiuteriniame atvaizdų apdorojime segmentavimu vadinamas procesas, kurio metu atvaizdo elementai suskirstomi į atskiras grupes, kurios vadinamos super-elementais (angl. – *super pixels*). Segmentavimo tikslas yra pakeisti arba supaprastinti atvaizdą taip, kad jis turėtų aiškesnę prasmę arba būtų lengviau apdorojamas kompiuteriu (Jahne 1995). Dažniausiai tai yra objektų ir ribų paieška (linijų, kreivių ir pan.). Atvaizdo segmentavimas – tai atvaizdo elementų, turinčių bendras vaizdines savybes, sužymėjimas ta pačia žyma. Pavyzdžiui medicinoje tai gali būti kraujagyslių sričių sužymėjimas, atskirų organų išskyrimas ir pan.

Segmentavimo metodai dažnai grindžiami įvairiomis prielaidomis apie tiriamus atvaizdus. Šios prielaidos formuluojamos atsižvelgiant į segmentuojamų objektų struktūrą: vienas objektas (kepenys), daug smulkių objektų (limfmazgiai), objektų ilgis, besišakojantys objektai (kraujagyslės, nervai) ir kitą. Taip pat atsižvelgiama į atvaizdų, kuriuose užfiksuoti objektai savybes: skaistį, kontrastą, triukšmų kiekį. Kiekvienam atskiram atvejui sukuriami nauji algoritmai arba adaptuojami jau esami. Dar nėra sukurtas segmentavimo algoritmas, kuris tikėtų visais atvejais.

Kita problema – algoritmų automatiškumas. Dažnai algoritmai kuriami kaip pagalbinė, papildomų vartotojo veiksmų reikalaujanti priemonė. Siekiama papildomus veiksmus sumažinti iki minimumo, tačiau ne visada tai yra įmanoma.

Segmentuoti atvaizdai analizuojami kitomis kompiuterinėmis priemonėmis, siekiant automatizuoti diagnostiką, palengvinti parametų skaičiavimą ir pan. Šiuo metu yra labai aktuali dešiniojo širdies skilvelio formos ir paviršiaus dinamikos analizės problema. Sukurta daug priemonių širdies atvaizdų apdorojimui, tačiau dauguma jų skirta kairiojo skilvelio analizei. Trūksta įrankių palengvinančių dešiniojo skilvelio analizę. Egzistuoja keletas metodų leidžiančių atkurti skilvelio paviršiaus vaizdą iš trimatės echokardiografijos atvaizdų, tačiau trimatės echokardiografijos įranga yra brangi, tuo tarpu dvimatės – pigi. Tačiau trūksta šaltinių, kurie nurodytų kaip atkurti trimatę skilvelio formą.

Darbe tyrinėjami galvos magnetinio rezonanso (MRT) ir kompiuterinės tomografijos (KT) atvaizdai. Sprendžiamos kraujagyslių sričių segmentavimo galvos MRT ir plaučių KT atvaizduose problemos, sprendžiamas širdies dešiniojo skilvelio simetrijos karkaso (SK) išskyrimo ir jo skaidymo į simetrijos plokštumas (SM) uždavinys.

Darbo aktualumas

Segmentavimas yra būtina atvaizdų apdorojimo proceso dalis. Jis padeda nustatyti dominančią sritį, išskirti reikalingus objektus, suskaidyti atvaizdą į specifines sritis ir pan. Medicininių atvaizdų apdorojime segmentavimas naudojamas organų arba audinių išskyrimui. Dažnai metodas skirtas vienai sričiai, negali būti taikomas kitos srities segmentavimui, pavyzdžiui kepenų srities atvaizde segmentavimui skirtas algoritmas negali būti taikomas kraujagyslių sričių radimui. Kraujagyslių srities segmentavimui sukurta daug metodų. Vieni skirti kepenų kraujagyslėms kiti galvos kraujagyslėms, vieni skirti KT atvaizdams kiti – MRT atvaizdams. Be to, algoritmai skiriasi savo sparta ir kiekvienas turi savų privalumų bei trūkumų. Jeigu yra sprendžiamas konkretus uždavinys turintis konkrečius apribojimus, dažnai bendri algoritmai netinka ir juos tenka modifikuoti bei pritaikyti sprendžiamam uždaviniui.

Pasaulyje kuriama nauja, tobulesnė diagnostinė įranga gebanti užfiksuoti naujus žmogaus organų atvaizdus. Tobulėjant technologijoms buvo sukurta mažų dozių kompiuterinė tomografija leidžianti fiksuoti žmogaus organizmo veiklą laike. Šios technologijos kuriami atvaizdai yra mažiau kontrastingi ir triukšmingesni nei įprastinė kompiuterinė tomografija, tad didelė dalis algoritmų skirtų tradiciniams atvaizdams nesusidoroja su triukšmingais atvaizdais ir gaunami prastesni rezultatai. Tai reikalauja papildomų tyrimų ir adaptacijų.

Širdies analizei sukurta eilė metodų ir algoritmų, tačiau dauguma jų skirti kairiajam širdies skilveliui. Jis yra gerai ištirtas ir žinomas, o dešinysis dėl savo sudėtingos formos nėra iki galo ištirtas. Pastaruoju metu jo tyrimams skiriama vis daugiau dėmesio, tačiau juos apsunkina sudėtingas ir brangus atvaizdų gavimas. MRT tyrimai yra brangūs, o KT kenkia žmogaus sveikatai, ultragarsu pagrįsti tyrimai pirmą kartą 1987 m. tapo trimačiais, tačiau techninė įranga išlieka brangi. Nerasta publikuotų tyrimų rezultatų, kurie nurodytų kaip galima rekonstruoti trimatį skilvelio atvaizdą iš dvimačių ultragarso pjūvių.

Tyrimų objektas

Šiame darbe buvo tiriami atvaizdai gauti medicininės diagnostikos įranga ir juos apdorojantys algoritmai. Tiriami medicininiai atvaizdai: galvos smegenų kraujagyslių atvaizdai užfiksuoti magnetinio rezonanso būdu, plaučių atvaizdai gauti mažų dozių kompiuteriniu tomografu ir segmentuoti širdies atvaizdai.

Darbo tikslas

Darbo tikslas – sukurti, įgyvendinti ir ištirti algoritmus, skirtus medicinoje gaunamų skaitmeninių atvaizdų apdorojimui.

Darbo uždaviniai

Darbo tikslui pasiekti buvo spęsti šie uždaviniai:

1. Išanalizuoti esami kraujagyslių sričių segmentavimo metodai ir suformuluotos, tolimesnius metodų pasirinkimus darbe pagrindžiančios, išvados.
2. Remiantis apžvelgtais esamais algoritmais, pasiūlyti ir ištirti:
 - a) galvos kraujagyslių sričių segmentavimo metodas,
 - b) plaučių kraujagyslių sričių segmentavimo metodas, leidžiantis identifikuoti kraujagyslių išsišakojimus,
 - c) dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo į dalis metodika.

Tyrimų metodika

Darbe taikomos tradicinės atvaizdų segmentavimo teorijos ir skaičiuojamosios geometrijos metodai. Kompiuteriniai modeliai ir algoritmai kuriami ir įgyvendinami C++ programavimo kalba, naudojama atvaizdų apdorojimo sistema *ITK* (Insight toolkit) ir vaizdinimo sistema *VTK* (Visualization Toolkit). Dirbama su realiais mediciniais atvaizdais.

Darbo mokslinis naujumas

1. Sukurtas naujas galvos kraujagyslių sričių segmentavimo metodas. Jis leidžia visiškai automatiškai išskirti kraujagyslių sritis tolimesniam apdorojimui.
2. Sukurtas naujas plaučių kraujagyslių sričių segmentavimo metodas. Jis leidžia išskirti kraujagysles iš mažų dozių kompiuterinės tomografijos atvaizdų, tuo pačiu užfiksuojant kraujagyslių šakojimosi vietas.
3. Sukurta nauja dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir jo skaidymo metodika, leidžianti efektyviai surasti ir padalinti simetrijos karkasą į sudedamąsias dalis, o šias papildomai skaidyti pagal kreivumo žemėlapius.

Darbo rezultatų praktinė reikšmė

Sukurtas galvos kraujagyslių sričių segmentavimo metodas leidžia greitai ir automatiškai išskirti kraujagyslių sritis iš galvos MRT atvaizdų. Galimas papildomas vartotojo įsikišimas tikslinant segmentavimo rezultatus. Metodas pagreitina duomenų peržiūrą, tarnauja tarpiniu žingsniu tolimesniems kraujagyslių medžio apdorojimams, pvz. anomalijų paieškai, kompiuterinei diagnostikai, nukrypimų parametrų skaičiavimui ir pan. Metodas buvo kuriamas ir naudojamas kaip tarpinis žingsnis galvos aneurizmų paieškoje ir jų parametrų skaičiavime Europos tyrimų, plėtros ir bendradarbiavimo programos finansuojamame projekte „Žmogaus galvos kraujagyslių aneurizmos sritys analizė angiogramose“; Nr. E! 3475, akronimas AMRA.

Sukurtas plaučių kraujagyslių sričių segmentavimo mažų dozių KT atvaizduose metodas leidžia išskirti kraujagyslių sritis. Jis gali būti naudojamas kraujagyslių išskyrimui prieš vaizdinimą arba kaip tarpinis žingsnis ilgesnėje skaičiavimų grandinėje. Metodas buvo taikomas ieškant kraujagyslių išsišakojimo taškų, siekiant surasti jų judėjimo trajektorijas kvėpavimo ciklo metu.

Sukurta dešiniojo skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo metodika leidžia suskaidyti SK į atskiras dedamąsias dalis. Jos savo ruožtu gali būti naudojamos skilvelio paviršiaus judėjimo analizei, pagal jas paviršius gali būti skaidomas į atskiras dalis ir analizuojami tų dalių parametrai. Tai būtų naudinga parametrizuojant sudėtingos formos paviršius. Metodas gali būti adaptuotas ir kitokių objektų analizei, kurių paviršius deformuojasi sunkiai nuspėjama linkme.

Ginamieji teiginiai

1. Pritaikius automatinį srities didinimo algoritmo (SDA) inicijavimą ir jo parametrų nustatymą, kraujagyslių sritis, galvos MRT atvaizduose, galima segmentuoti su vidutine 0,59 kokybe, jos standartinė deviacija – 0,23.
2. Taikant modifikuotą SDA algoritmą galima segmentuoti plaučių kraujagyslių sritis mažų dozių KT atvaizduose ir išskirti jų išsišakojimus.
3. Taikant siūlomą metodiką galima iš segmentuotų atvaizdų išskirti dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkasą ir jį suskaidyti į simetrijos plokštumas, papildomai išskaidant pagal kreivumo žemėlapi. Tai sukuria atraminį tašką tolimesnei skilvelio dinamikos analizei.

Darbo rezultatų aprobavimas

Pagrindiniai disertacijos rezultatai paskelbti šiose mokslinėse konferencijose:

- Tarptautinėje konferencijoje „Biomedicininė inžinerija“ Kaune, 2009 m.;
- Tarptautinėje konferencijoje „Elektronika“ Vilniuje, 2009 m.;
- Tarptautinėje konferencijoje „Mathematical Modelling and Analysis“ Daugpilyje (Latvija), 2009 m.;
- Respublikinėje konferencijoje „Mokslas – žmonių sveikatai“ Kaune, 2009 m.;
- 12-tojoje respublikinėje jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“ Vilniuje, 2009 m.;
- Tarptautinėje konferencijoje „Elektronika“ Vilniuje, 2008 m.;
- Tarptautinėje konferencijoje „Biomedicininė inžinerija“ Kaune, 2008 m.;
- 11-tojoje respublikinėje jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“ Vilniuje, 2008 m.;
- Tarptautinėje konferencijoje „Elektronika“ Vilniuje, 2007 m.;

- Tarptautinėje konferencijoje „Biomedicininė inžinerija“ Kaune, 2007 m.;
- 10-tojoje respublikinėje jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“ Vilniuje, 2007 m.;
- 9-tojoje respublikinėje jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“ Vilniuje, 2006 m.;

Disertacijos tema publikuota 11 straipsnių. Iš jų 4 *ISI Web of Science* duomenų bazėje referuojamuose mokslo žurnaluose ir 7 konferencijų medžiagose.

Dalis disertacijos rezultatų buvo gauta dirbant Europos tyrimų, plėtros ir bendradarbiavimo programos finansuojamame projekte „Žmogaus galvos kraujagyslių aneurizmos srities analizė angiogramose“; Nr. E! 3475, akronimas AMRA. Šio projekto tikslas buvo sukurti algoritmus, galinčius angiografijos atvaizduose identifikuoti aneurizmas ir nustatyti jų parametrus. Taip pat atliekant taikomuosius mokslinius tyrimus pagal UAB „Elintos prietaisai“ užsakymą. Tyrimų tema „Interaktyvių algoritmų, skirtų erdvinių modelių elementų identifikavimui ir jų geometriniam išlyginimui, analizė ir tyrimas“.

Disertacijos struktūra

Disertaciją sudaro: įvadas, keturi skyriai, bendrosios išvados, literatūros sąrašas su atskirai pateiktomis autoriaus publikacijomis ir priedais.

Pirmame skyriuje atliekama kraujagyslių sričių segmentavimo metodų analitinė apžvalga. Nagrinėjamos jų teigiamos ir neigiamos savybės. Taip pat pateikiama trumpa kompiuterinių technologijų taikymo atvaizdams apdoroti istorija ir klasifikacija. Apžvelgiamos simetrijos karkaso išskyrimo metodikos ir formuluojami disertacijos uždaviniai.

Antrame skyriuje nagrinėjama galvos kraujagyslių sričių segmentavimo MRT atvaizduose problema. Pateikiamas metodas kaip automatizuoti SDA algoritmą ir jį pritaikyti kraujagyslių sričių segmentavimui. Patobulinimai optimizuojami parenkant optimalius parametrus ir tikintis gauti kaip galima geresnį segmentavimą. Atliekami eksperimentiniai tyrimai ir suformuluojamos išvados.

Trečiame skyriuje nagrinėjamos plaučių kraujagyslių sričių segmentavimo problemos mažų dozių KT atvaizduose. Pateikiamas modifikuotas SDA metodas leidžiantis išskirti kraujagysles ir užfiksuoti jų šakojimosi taškus. Atliekami eksperimentiniai tyrimai ir suformuluojamos išvados.

Ketvirtajame skyriuje nagrinėjamos simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo problemos. Siūlomi du metodai kaip pagerinti atvaizdo savybes siekiant tikslios karkaso rekonstrukcijos. Atliekami šių metodų tyrimai. Taip pat siūlomas metodas kaip suskaidyti SK aproksimaciją į atskiras sudedamąsias dalis ir papildomais suskaidyti jas pagal kreivumo žemėlapius.

Disertacijos pabaigoje apibendrinami darbo rezultatai ir pateikiamos bendrosios išvados.

Darbo apimtis yra 100 puslapių, kuriuose pateikta: 53 formulės, 52 paveikslai ir 2 lentelės. Disertacijoje remtasi 100 kitų autorių literatūros šaltinių.

Analitinė literatūros apžvalga

Šiame skyriuje analizuojami jau sukurti medicininių atvaizdų apdorojimo metodai, pristatomi medicininių atvaizdų šaltiniai. Taip pat aptariamas medicininio atvaizdo modelis. Skyriaus pabaigoje suformuluojamos išvados ir iškeliami disertacijos uždaviniai.

1.1. Medicininių atvaizdų apdorojimas

Medicininių atvaizdų apdorojimas skiriasi nuo tradicinių atvaizdų apdorojimo sistemų. Pavyzdžiui topografinių nuotraukų apdorojimas yra susijęs su nuotraukų sutapatinimu ir konkrečių objektų surišimu su jų žinomomis koordinatėmis žemėlapiuose. Kompiuteriniame matyme ir robotikoje nagrinėjamos perspektyvos korekcijos, geometrinių formų atpažinimo ir panašios problemos siekiant užtikrinti automatizuotą mechanizmo orientavimą aplinkoje. Dauguma apdorojamų duomenų yra dvimačių paveikslėlių sekos gaunamos iš video arba foto kamerų. Medicinoje duomenys dažniausiai yra trimačiai, o problemų sprendimas dažnai yra žmogaus ir kompiuterio partnerystės rezultatas. Medicina yra žmogaus kompetencijos sritis, o kompiuteris tik įrankis ir asistentas sprendžiant ruti-

niškas, interpretavimo nereikalaujančias problemas. Duomenų apdorojimo problemos medicinoje skaidomos į keletą sričių:

- a) triukšmo šalinimas, vizualinių savybių gerinimas ir tam tikrų savybių išryškinimas,
- b) medicininės svarbos įvykių užfiksavimas,
- c) kiekybinė objektų ir įvykių analizė.

Interpretacijos reikalaujančios problemos, tokios kaip diagnostika arba anomalijų pastebėjimas, nėra lengvai sprendžiamos kompiuteriu. Geriausiai tokias problemas sprendžia reikiamą patirtį ir išsilavinimą turintis žmogus. Todėl kompiuteris gali būti tik pagalbine priemone, sudėtingų ir daug laiko reikalaujančių problemų sprendime.

Šiame darbe nagrinėjami trimačiai atvaizdai. Tūrinis atvaizdas I yra trimatės erdvės $\mathbb{R}^3$ atvaizdis n -matėje erdvėje $\mathbb{R}^n$. Jeigu $n = 1$ tuomet nagrinėjamas pats paprasčiausias skaliarinis atvaizdas, kuriame trimatės erdvės taškams priskiriamas vienas skaičius, dažnai vadinamas skaisčiu. Jeigu $n = 3$, tuomet turime spalvotą atvaizdą, kuriame kiekviena spalva sukuria naują matavimą. Tiksliau atvaizdą galima apibrėžti taip

$$I: U \mapsto \mathbb{R} \text{ ir } U \subset \mathbb{R}^3. \quad (1.1)$$

Kompiuteriai negali dirbti su be galo tiksliais skaičiais ir saugo tik baigtinius skaičių masyvus. Todėl atvaizdas turi būti paverstas į baigtinio dydžio masyvą. Kiekvienas masyvo elementas yra vadinamas atvaizdo elementu. Vienas elementas nusako skaisčių tam tikrame taške. Paprasčiausiu atveju atvaizdo elementai išsidėsto stačiakampiu tinkleliu. Darbe naudojamas tikslesnis atvaizdo apibrėžimas pateiktas 1.1.2 skyrelyje.

1.2. Medicininių atvaizdų šaltiniai

Medicininis atvaizdas generuoja įvairi diagnostinė įranga, kuri grindžiama skirtingais fizikiniais reiškiniiais: ultragarso sklidimu, jonizuojančia spinduliuote, magnetiniu rezonansu ir kt. Dvi modernios ir populiarios diagnostikos priemonės yra tomografiniai bei ultragarsiniai tyrimai.

1.2.1. Tomografija

Tomografija – tai atvaizdo gavimas sluoksnis po sluoksnio, pasitelkiant sklandančių bangų energiją (*Meriam-Webster* žodynas). Tomografiją galima suskirs-

tyti į šešias rūšis: tiesinė tomografija, politomografija, zonografija, ortopantomografija, kompiuterinė tomografija, magnetinio rezonanso tomografija.

Populiariausios yra pastarosios dvi rūšys. Kompiuterinė tomografija yra spiralinė tomografija, kuri užfiksuoja plonus dvimačius kūno sluoksnius. Tomografijoje naudojama jonizuojanti radiacija, todėl atliekant tokią diagnostiką daug kartų, kyla pavojus pacientui. Modernūs kompiuteriniai tomografai naudoja sumažintas radiacijos dozes, tačiau tai apriboja gaunamų atvaizdų kontrastingumą ir padidina triukšmų kiekį.

Magnetinio rezonanso įranga taiko galingus magnetinius laukus ir jais polarizuoja vandenilio atomus vandens molekulėse. Išjungus magnetus yra fiksuojamas signalas iš atomų, kuris leidžia suformuoti žmogaus audinių atvaizdą. Kaip ir kompiuterinis tomografas, MRT sukuria dvimačius sluoksnius, kurie gali būti apjungti į bendrą trimatį atvaizdą. Skirtingai nuo KT, šios diagnostikos metodikos ilgalaikis poveikis nėra pastebėtas. MRT metodika dėl savo fizikinių ypatybių yra tinkama minkštųjų audinių atvaizdavimui, o KT taikoma kietiesiems audiniams.

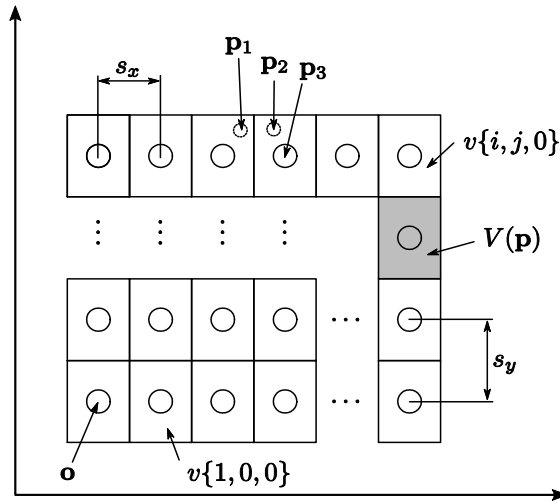
1.2.2. Echoskopija

Medicininė ultrasonografija naudoja garso bangas, kurių dažnis svyruoja tarp 2 ir 10 MHz. Tokios bangos įvairiai atsispindi nuo vidinių organų ir sukuria dvimačius atvaizdus. Moderni echoskopijos įranga sukuria trimačius atvaizdus, naudodant keletą dvimačių skenavimo plokštumų.

Echoskopija dažnai naudojama minkštųjų audinių monitoringui ir diagnostikai. Nors echoskopijos sukuriamų atvaizdų kokybė nusileidžia magnetinio rezonanso ir kompiuterinės tomografijos sukuriamiems atvaizdams, tačiau yra svarbių privalumų dėl kurių tai yra pirmoji diagnostikos priemonė įvairiose situacijose. Vienas iš privalumų yra galimybė realiuoju laiku matyti judančių organų darbą. Be to, echoskopija palyginus yra saugi diagnostikos priemonė, nes pacientas negauna jonizuojančios radiacijos dozės. Taip pat, echoskopijos įranga gali būti naudojama ne tik gydymo įstaigose, bet ir nelaimingų įvykių vietose arba pacientų namuose.

1.3. Atvaizdo modelis

Pradiniai gaunami duomenys – MRT arba KT būdu gautos kūno tomogramos. Jos būna įvairaus dydžio bei mastelio, gali apimti dalį arba visą kūną, pavyzdžiui, dalį galvos. MRT tomogramose taškų skaištis tiesiogiai priklauso nuo vandenilio atomų koncentracijos audinyje, tuo tarpu KT – nuo audinių rentgeno spindulių absorbcijos. Vienas atvaizdo elementas (angl. – voxel) atspindi atvaiz-



1.1 pav. Geometrinė atvaizdo modelio struktūra; matomas atvaizdo centras $\mathbf{o}$, elementų indeksai $\mathbf{v}$. Taško $\mathbf{p}_3$ skaitis gaunamas iš renginio, o $\mathbf{p}_1$ ir $\mathbf{p}_2$ interpoliuojant žinomus skaisčius

Fig. 1.1. Geometric model of picture. $\mathbf{o}$ – picture center, $\mathbf{v}$ – pixel index; brightness of point $\mathbf{p}_3$ is measured, while $\mathbf{p}_1$ and $\mathbf{p}_2$ are obtained using bilinear interpolation of known brightnesses

do masteliu nusakomą erdvės sritį. Pavyzdžiui, vienas tomogramos taškas erdvėje gali būti $0,3 \times 0,3 \times 2,0$ mm dydžio stačiakampis gretasienis. Todėl apdorojant medicininius atvaizdus, svarbu neprarasti sąryšio su fizikine erdve. Tai leidžia tarpusavyje palyginti konkrečius objektus, o ne jų atvaizdus kompiuteryje.

Atvaizdu $I(\mathbf{p})$ vadinamas tomogramų rinkinys sudarytas iš atskirų tomogramų gautų vieno skenavimo proceso metu. Viena tomograma vadinama atvaizdo sluoksniu I_n , čia n – sluoksnio numeris. Vektorius $\mathbf{p}$ nusako vieno taško koordinatės $\mathbf{p} = \{p_x; p_y; p_z\}$ fizinėje erdvėje. Šios koordinatės nurodomos techninės įrangos, kuria gautas atvaizdas, koordinatų pradžios taško atžvilgiu. Tai leidžia palyginti skirtingų atvaizdų turinį arba skirtingus objektus, pasitelkiant atvaizduose esančią informaciją. Kiekvienas atvaizdas turi savo centrą $\mathbf{o}$, kurio atžvilgiu nurodomos diskrečių taškų diskrečios koordinatės $\mathbf{v} = \{i; j; k\}$. Mastelis žymimas $\mathbf{s} = \{s_x; s_y; s_z\}$.

Atvaizdo geometrinė struktūra pavaizduota 1.1 paveiksle. Stačiakampis plotas aplink vieną tašką vadinamas atvaizdo elementu, o jo centre laikoma tikroji reikšmė, ji modeliuojama Dirako delta funkcija. Atvaizdo elementą galima apibrėžti kaip vieną Voronojaus sritį $V(\mathbf{p})$ atvaizdo tinklelyje. Paveiksle vieno elemento centras pažymėtas apskritimu, o atvaizdo centras $\mathbf{o}$, asocijuojamas su

pirmuoju atvaizdo elementu $v\{0; 0; 0\}$. Atvaizdo mastelis nustatomas tarp elementų centrų ir gali būti skirtingas x , y ir z ašimis. Konversija tarp atvaizdo elementų ir fizinių taškų atliekama perskaičiuojant koordinates pagal formulę 1.2.

$$\mathbf{p} = \mathbf{o} + \mathbf{s}\mathbf{v},$$

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & s_z \end{bmatrix}, \quad (1.2)$$

o trūkstamos reikšmės gaunamos pasitelkiant bitiesinę, tritiesinę arba artimiausių kaimynų interpoliaciją. Interpoliacijoje dalyvauja vieną Delaunė sritį apibrėžiantys taškai, dvimačiu atveju jų yra 4, o trimačiu – 8 taškai.

1.4. Žmogaus kraujagyslės ir jų problematika

Dažnai pasitaikantis kraujagyslių pakitimas yra intrakranijinė aneurizma. Tai burbulo arba maišelio formos anomalija atsirandanti dėl nusilpusių kraujagyslių sienelių. Pavyzdžiui, galvoje kraujo spaudimas gali išpūsti kraujagyslės sienelę ir taip užspausti smegenis. Aneurizmos plyšimas padaro neatitaisomą žalą smegenims, sukeldamas hemoraginį insultą. Tokiu atveju išgyvenimo tikimybė yra labai nedidelė. Skrodimai rodo, kad galvos smegenų aneurizmos pasitaiko pas 1 iš 15 JAV gyventojų.

Laiku diagnozuota liga gali išgelbėti gyvybę. Egzistuoja metodai nesunaikinantys pačios aneurizmos tačiau eliminuojantys jos plyšimo grėsmę. Diagnostika atliekama KT arba MRT pagalba. Radiologai tiria galvos tomogramas ieškodamas kraujagyslių anomalijų, tačiau šie tyrimai reikalauja daug laiko. Automatizuota aneurizmų aptikimo sistema, autoriaus žiniomis, nėra sukurta. Tokios sistemos pagrindas būtų kraujagyslių medžio išskyrimas kartu su jų anomalijomis.

Kita problema susijusi su kraujagyslėmis yra plaučių vėžys. Tai vėžinių ląsteliųankaupos plaučiuose – augliai. Tokio pobūdžio ligos gydymas jonizuojančia spinduliuote, apšvitinant ir sunaikinant auglį, tačiau metodika yra kenksminga žmogaus organizmui. Papildomų sunkumų sukelia nuolatinis auglio judėjimas dėl kvėpavimo, todėl yra tikimybė švitinimo metu pažeisti aplinkinius audinius. Pastaruoju metu siekiama sukurti metodą, kuris leistų prognozuoti auglio padėtį priklausomai nuo įkvėpto oro kiekio, kuriami plaučių audinių judėjimo modeliai. Tam naudojami sudėtingi trimačių atvaizdų registravimo metodai laike; pasitelkiant optinės tėkmės algoritmus. Vėliau susiduriama su problema kaip patikrinti gaunamų rezultatų teisingumą. Vienas patvirtinimo būdų yra surasti

anatominius žymeklius, užfiksuoti jų judėjimą ir palyginti jį su jau turimais rezultatais. Tam gali pasitarnauti kraujagyslių šakojimosi taškų sekimas laike.

Plaučių kraujagyslių sričių segmentavimui yra sukurtas ne vienas algoritmas, tačiau jie skirti tradiciniams KT atvaizdams. Keturmačiai (4-D) atvaizdai fiksuojami mažų dozių KT tomografu, todėl gaunami prastesnės kokybės atvaizdai. Jie yra mažiau kontrastingi ir triukšmingesni. Kita problema tai atvaizdų fiksavimo ypatumai. 4-D atvaizdai fiksuojami nedideliais pjūvių blokais, kurie vėliau turi būti suderinti tarpusavyje. Pastarasis žingsnis gali nutraukti kraujagyslių sritis atvaizduose, todėl dalis metodų nėra tinkami.

Kraujagyslių sričių segmentavimas yra sudėtingas uždavinys ir jo sprendimui sukurta daugybė metodų. Vieni jų remiasi bendriniais segmentavimo algoritmais (McInerney ir Terzopoulos 1996), kiti sukurti konkrečiam uždaviniui spręsti, treči yra keletas metodų junginiai. Toliau pateikiama kraujagyslių sričių segmentavimo metodų apžvalga.

1.5. Kraujagyslių sričių segmentavimas

Kraujagyslių atpažinimas ir išskyrimas medicininiuose atvaizduose yra viena kertinių operacijų praktinėje veikloje, pavyzdžiui, kraujagyslių ligų diagnostikoje arba skirtingais laiko momentais gautų atvaizdų registravime. Segmentavimo algoritmai skiriasi priklausomai nuo to kokiems atvaizdams jie taikomi. Magnetinio rezonanso ar kompiuterinės tomografijos, metodai būna visiškai automatiniai arba pusiau automatiniai. Nėra tokio metodo, kuris būtų tinkamas visiems atvejams ir nepriekaištingai išskirtų kraujagyslių sritis.

Vieni segmentavimo metodai naudoja tik atvaizdo elementų skaisčio informaciją, pavyzdžiui, slenksčio funkciją kartu su jungių sričių analize (Higgins *et al* 1989; Niki *et al* 1993), kiti metodai naudoja sudėtingus kraujagyslių modelius, siekiant išskirti jų kontūrus (Molina *et al* 1998; Klein *et al* 1994, 1997). Priklausomai nuo bendros atvaizdo kokybės ir triukšmingumo, vieniems metodams gali reikėti pradinio atvaizdo apdorojimo, triukšmų šalinimo ir pan. (Guo ir Richardson 1998; Sato *et al* 1997), o kitiems – šalinti per didelio segmentavimo padarinius.

Kraujagyslių sričių segmentavimo metodai apibendrintai skirstomi į tokias grupes:

- a) rašto atpažinimo metodai,
- b) modeliais grįsti metodai,
- c) sekimu (angl. – *tracking*) grįsti metodai,
- d) dirbtinio intelekto metodai,

e) neuronų tinklais grįsti metodai.

Nepaisant šio suskirstymo, kartais metodai yra suliejami ir naudojamos įvairios jų kombinacijos.

Rašto atpažinimo metodai naudojami automatiniam objektų arba savybių užfiksavimui ir klasifikavimui. Šie metodai segmentavimą gali atlikti taikant skirtingos raidės atvaizdus (Summers ir Bhalerao 1995; Huang ir Stockman 1993; Armande *et al* 1999). Stambių objektų fiksavimui naudojami mažesnės raidės atvaizdai, o smulkesnių objektų – didesnės. Pavyzdžiui stambios kraujagyslės išskiriamos žemos raidės atvaizduose, o prie jų besijungiančių smulkesnių struktūrų suradimui panaudojami didesnės raidės atvaizdai (Sarwal ir Dhawan 1994).

Kitas rašto atpažinimo metodų tipas – skeletavimas (centrinės linijos išskyrimas). Šie metodai dažniausiai apdoroja binarinį atvaizdą, kuris gaunamas pritaikius slenksčio funkciją arba jos variacijas. Centrinė linija gali būti išskiriama ploninant jungias sritis (Tozaki *et al* 1994) arba naudojant sudėtingesnius skeletavimo algoritmus (Kawata *et al* 1995, 1995a).

Pradedant nuo vieno atvaizdo elemento, srities didinimo algoritmai (SDA) iteracijomis prijungia vis naujus elementus prie segmentuotos srities. Du svarbūs kriterijai taikomi SDA algoritmuose: skaičiaus panašumas ir erdvinė tarpusavio padėtis (Jain *et al* 1995). Priimama, kad atvaizdo elementai esantys netoli vienas kito ir turintys panašias skaičiaus vertes, priklauso tam pačiam objektui. SDA metodams būdingas trūkumas – rankiniu būdu parenkami pradiniai taškai, be to metodai jautrūs atvaizdo triukšmams, dėl kurių segmentuota sritis gali būti per didelė (persegmentuota). SDA naudojami įvairiuose hibridiniuose algoritmuose kaip vienas iš segmentavimo žingsnių (O'Brient *et al* 1994; Yim *et al* 2000; Higgins *et al* 1996).

Be jau minėtų rašto atpažinimo algoritmų yra ir kitų, tai briaunos (angl. – *ridge*) sekimo algoritmai, kurie atvaizdą traktuoja kaip paviršių ir segmentuoja keliaudami suformuotų kalnagūbrių viršūnėmis (Eberly *et al* 1994; Bullitt ir Aylward 2001; Guo ir Richardson 1998). Diferencine geometrija grįsti metodai, kai atvaizdas modeliuojamas hiperpaviršiumi, dvimačiu atveju modelis yra trimatis, trimačiu atveju – keturmatas. Diferencinėje geometrijoje trimatis paviršius gali būti aprašytas dviem pagrindiniais kreiviais ir jų statmenomis kryptimis. Pagrindinis kreivis sutampa su Weingarteno matricos tikrinėmis reikšmėmis, o kreivio kryptys su tikriniais vektoriais. Kraujagyslių sričių centrinės linijos sutampa su principinio kreivio lokaliais maksimumais (Prinet *et al* 1995). Šių metodų privalumas tas, kad jie yra invariantiški taikant afinines transformacijas. Šie metodai taikomi ne tik segmentavimui, bet ir kitiems tikslams, pavyzdžiui, atvaizdų registravimui (Gueziec *et al* 1997; Gueziec *et al* 1994; Ayache *et al* 1993), triukšmo mažinimui (Prinet *et al* 1995). Dar sutinkama sutapimo filtrais bei matematine morfologija pagrįstų kraujagyslių sričių segmentavimo metodų

(Poli ir Valli 1997; Hart *et al* 1997; Sonka *et al* 2007; Figueiredo ir Leita 1995).

Modeliais grįstus algoritmus galima suskaidyti į parametrinius deformuojamuosius modelius ir geometrinius deformuojamuosius modelius. Išsami tokių metodų apžvalga pateikta (McInerney ir Terzopoulos 1996) straipsnyje, čia nusakysime tik pagrindinius šių metodų aspektus. Parametriniai deformuojamieji modeliai, dar vadinami aktyviaisiais kontūrais, naudoja parametrines kreives, kurios deformuojamos išorinių ir vidinių jėgų. Vidinės jėgos stengiasi kontūrą išlaikyti lygiu ir glotniu, tuo tarpu išorinės tempia jį prie atvaizdo vietų, kurios pasižymi tam tikromis savybėmis, pvz. linijos arba kontūrai. Modelis yra parametriškai užrašomas kaip $v(s) = (x(s), y(s), z(s))$, čia $x(s)$, $y(s)$ ir $z(s)$ yra koordinatų funkcijos, o $s \in [0; 1]$. Tuomet bendra kontūro energija E yra

$$E_{modelio} = \int_0^1 E_{modelio}(v(s)) ds. \quad (1.3)$$

Toks segmentavimo būdas yra atsparus triukšmams, tačiau reikalauja rankinio pradinio modelio inicijavimo ir pradinių parametrų parinkimo. Metodas taikomas rekonstruoti kateterio trajektoriją (Molina *et al* 1998), sekti aortos judėjimą laike (Rueckert *et al* 1997), išskirti labai sudėtingas struktūras (McInerney ir Terzopoulos 1997).

Geometriniai deformuojamieji modeliai aprašomi funkcijos slenksčio metodu (angl. – *level set method* – LSM) (Osher ir Sethian 1998). Besikeičiantis modelio paviršius aprašomas aukštesnės dimensijos funkcija. Šis metodas gali užfiksuoti sudėtingus, besikeičiančios topologijos paviršius, jį nesunku taikyti tiek dvimačiams, tiek trimačiams duomenims. Sprendinį galima rasti taikant apytikslius skaitinius metodus. Dažnai sprendinio ieškoma naudojant sparčiojo marširavimo algoritmą (Sethian 1996). Metodas taikomas akies dugno kraujagyslių išskyrimui (Quek ir Kirbas 2001, 2001a), galvos kraujagyslių sričių segmentavimui (Quek ir Kirbas 2002).

Be minėtų modeliais grįstų algoritmų dar naudojamas šablonų atitaikymas. Segmentavimui sukuriama šabloninis modelis, kurį vėliau bandoma pritaikyti atvaizde ir ieškoma vietos kur šis modelis geriausiai tinka (Petrocelli *et al* 1993, 1992). Dar yra apibendrintasis cilindrinis modelis, kurio pagalba ieškoma cilindro požymių turinčių objektų (Binford 1971; Agin ir Binford 1976). Cilindro modelis sudaromas iš kreivės erdvėje ir funkcijos nusakančios kreivės pjūvių bet kuriame jos taške.

Sekimo algoritmai dažniausiai pradeda nuo vieno žinomo taško kraujagyslės viduje ir analizuodami aplinkinius atvaizdo elementus juda kraujagyslės vidumi. Pavyzdžiui (Seokil *et al* 1997) taikomas tikimybinis modelis kaimyninių elementų klasifikavimui į priklausančius ir nepriklausančius kraujagyslės sričiai.

Algoritmas nustato kraujagyslės centrą ir vadovaudamasis jo kryptimis seka kraujagyslę.

Dirbtiniu intelektu grįsti metodai išnaudoja žinias apie kraujagysles, kad surasti jų sritis. Pavyzdžiui, (Smets *et al* 1988) kraujagyslės aprašomos vienuolika taisyklių. Segmentuojant kraujagyslių sritis, visos sritys yra vertinamos pagal kriterijus ir atitinkamai klasifikuojamos. Atvaizdo elementų klasifikavimui gali būti pasitelkiami dirbtinių neuronų tinklai (Nekovei ir Ying 1995; Hunter *et al* 1995).

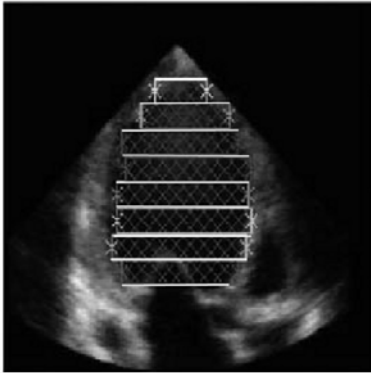
1.6. Žmogaus širdis ir jos problematika

Širdis (lot. – *cor*) – centrinis kraujotakos organas varantis kraują. Tai netaisyklingo kūgio formos tuščiaviduris raumeninis organas, esantis priekinio tarpuplaučio apačioje tarp abiejų krūtinplėvės ertmių. Širdis skirstoma į dvi dalis – tai pagrindas ir viršūnė. Širdies pagrindas siejasi su šešiomis stambiomis kraujagyslėmis. Širdies ertmė su išilgine pertvara sudaro dvi nesusisiekiančias puses. Dešinė puse teka veninis kraujas, o kaire – arterinis kraujas. Kiekvieną pusę pertvarėlė dalina į prieširdį esantį viršuje ir skilvelį (Medicinos Enciklopedija 1993).

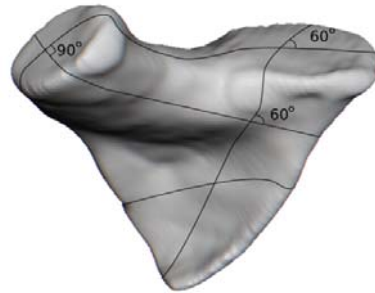
Širdis dirba cikliška. Kiekvieną ciklą sudaro staigus susitraukimas – sistolė (darbo fazė) ir ilgas atsipalaidavimas – diastolė (poilsio fazė). Širdies darbas vertinamas pagal išstumiamo kraujo kiekį: per sistolę – sistoliniu kraujo tūriu (~70 ml) per minutę – minutiniu kraujo tūriu (~5 l) (Medicinos Enciklopedija 1993).

Pradinė širdies darbo diagnostika atliekama echokardiografijos metu. Gydytojas, echoskopinės įrangos pagalba, širdies ertmę apžiūri pjūvių pavidalu. Iš šių pjūvių nesunku nustatyti kairiojo širdies skilvelio sistolinį ir diastolinį tūrius. Tam naudojamas Simpsono metodas. Kairysis skilvelis yra gerai apibrėžtos formos – cilindriškas. Tad turint išilginį pjūvį skersinius galima rasti aproksimuojant diskais. Šis metodas duoda tikslūs rezultatus, tačiau jo negalima taikyti dešiniojo skilvelio tūrio radimui. Apribojimas iškyla dėl sudėtingos skilvelio formos (Jaward 1996). Buvo pasiūlyta keletas metodų kiekybiniam dešiniojo skilvelio vertinimui (Shiller *et al* 1989, Levine *et al* 1984). Tačiau jie išlieka problematiški, dėl skilvelio formos ir iškylančių problemų gaunant standartizuotus skilvelio pjūvius. Todėl dažniausiai dešinysis skilvelis yra vertinamas kokybiniu, o ne kiekybiniu įverčiu (Report 1997).

Simpsono taisyklės taikymas pavaizduotas 1.2 a paveiksle. Čia matomas ilgosios ašies pjūvis ir išilgai jo išdėstyti diskai. Bendru skilvelio tūriu yra laikoma visų diskų plotų suma padauginta iš vieno disko aukščio. Šalia esančiame paveiksle (1.2 b pav.) pavaizduota trimatė dešiniojo skilvelio rekonstrukcija. Ant



a)



b)

1.2 pav. a) Simpsono taisyklės taikymas kairiajam skilveliui;
b) įmanomi dešiniojo skilvelio echokardiografiniai pjūviai

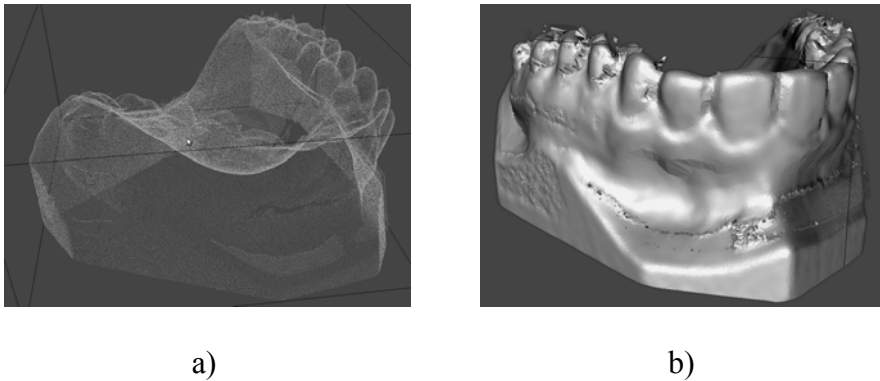
Fig. 1.2. a) Application of Simpsno's rule; b) possible echocardiographic cross-sections for right ventricle

jos perkeltos echokardiografinių pjūvių linijos. Iš jų matoma, kad tūrio skaičiavimas negali būti atliktas pagal Simpsono taisyklę.

1.7. Trimačio paviršiaus rekonstravimas iš atvaizdų

Trimatis paviršių rekonstravimas naudojamas daugelyje sričių. Medicinoje jis taip pat rado savo taikymą organų vizualizavimui, jų analizei ir kt. Populiariausi trimačio rekonstravimo algoritmai apdoroja taškus išsidėsčiusius trimatėje erdvėje (taškų debesis, žr. 1.3 a pav.), arba – atvaizdų pavidalo informacija. Taškų debesis apdorojimas dažniau yra taikomas pramonėje, lazeriniuose skaitytuvuose ir pan. Medicinoje labiau paplitę atvaizdus apdorojantys algoritmai, vienas jų – yra marširuojančių kubų algoritmas (angl. – *marching cubes*) ir jo variacijos. Be šio algoritmo yra iteraciniai deformuojamų modelių principu paremti algoritmai.

Taškų debesis apdorojimo algoritmai gali būti išskirti į dvi klases: tai paviršiaus sudarymas remiantis Voronojaus diagramą arba objektą bandoma aprašyti viena funkcija. Voronojaus diagrama remiasi „Žievės“ (angl. – *power crust*), „Dvikūgio“ (angl. – *cocone*) ir jo variacijos „Sandaraus dvikūgio“ (angl. – *Tight Cocone*) algoritmai (Amenta *et al* 2001, 2000; Dey ir Samrat 2003). Visi šie algoritmai pirmame debesis apdorojimo žingsnyje sukonstruoja Voronojaus diagramą, toliau remiantis prielaida, kad paviršius buvo diskretizuotas tankiai (žr. 4



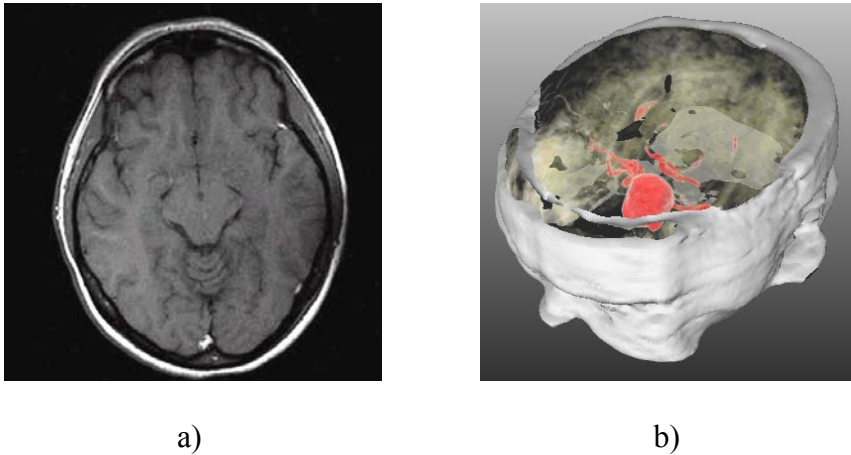
1.3 pav. a) Taškų debesis gautas dantų maketą nuskenavus lazeriniu skaitytuvu; b) iš taškų debesis rekonstruotas dantų maketo paviršius

Fig. 1.3. a) Point cloud obtained during laser scan; b) isosurface reconstruction from pointcloud

skyrių), sukonstruojami paviršiaus trikampiai. „Žievės“ algoritme yra įterpiamas papildomas žingsnis, kuriame surandama nauja Voronojaus diagrama (angl. – *Power Voronoi Diagram*), joje naudojama atstumo kvadrato metrika.

Paviršių aproksimuoti funkcija pirmasis pasiūlė Blinas (Blinn 1982), vėliau jo pėdomis sekė Murakis, funkciją aproksimavęs tiesinėmis Gauso funkcijų kombinacijomis (Muraki 1991). Hopas pasiūlė funkciją aproksimuoti tangentinėmis plokštumomis. Šios plokštumos išvedamos ten, kur išsidėstęs taškų debesis ir yra atramos taškas nuo kurio skaičiuojamas atstumas objekto išorėje ir viduje (Hoppe *et al* 1992). Savčenko (Savchenko *et al* 1995), Karas (Carr *et al* 2001), Turkas ir Obrajenas (Turk *et al* 2002) pradėjo naudoti spindulines funkcijas. 2002 metais Žao ir Ošeris (Zhao ir Osher 2002) pasiūlė naudoti lygmens nustatymo metodą, atstumo funkcijos aproksimacijai. Vėliau Ohtake (Ohtake *et al* 2003) pasiūlė algoritmą, kuris apjungia minėtuosius. Jis naudojasi įvairiais skaičiavimų spartinimo metodais, o pačią atstumų funkciją aproksimuoja adaptiviai.

Dauguma medicininių atvaizdų būna pilki (vėliau gali būti spalvinami). Gali varijuoti skaisčio (pilkumo) lygių skaičius, nuo 1 bito iki 16. Priklausomai nuo medicininės įrangos skaitis koduoja skirtingą informaciją. Pavyzdžiui, kompiuterinėje tomografijoje skaitis koduoja reliatyvų radijo tankį, arba kitaip vidutinį rentgeno spindulių slopinimą diskrečiame tūrio vienetė. Šis slopinimas matuojamas Hounsfieldo skalėje ir gali kisti nuo +3071 HU (didžiausias slopinimas) iki –1024 HU (mažiausias slopinimas). Skirtingi kūno audiniai turi savitus slopinimo koeficientus. Pavyzdžiui, vanduo yra 0 HU, oras plaučiuose –1000 HU, vidinė kaulo dalis apie +400 HU, o kaukolė +2000 HU. Skirtingas absorbcijas tu-



1.4 pav. a) Magnetinio rezonanso būdu gautas vienas galvos pjūvis; b) iš MRT duomenų rekonstruoti galvos paviršiai

Fig. 1.4. a) One tomographic slice of human head obtained with MRI equipment; b) mixed technique rendering of MRT data isosurfaces and image volume

rintys organai atvaizduose matomi kaip skirtingo skaidumo objektai, o tarp jų atsiranda aiški riba. Marširuojančių kubų algoritmas kaip tik ir skirtas paviršių formavimui tarp dviejų skirtingas skaliarines reikšmes turinčių sričių.

Visas trimatis atvaizdo kubas yra padalinamas į tinklėlį, kur viena jo akis yra kubas. Kiekvienai kubelio viršūnei priskiriama viena iš dviejų reikšmių – ji gali būti objekto viduje, kai atvaizdo taško skaidis, kuriame ji yra, didesnis už numatytą slenkstį (ribą tarp dviejų materijų) arba išorėje. Visos 8 viršūnės priskirtos reikšmės surašomos į vieną baitą. Šis baitas koduoja skaičių nuo 0 iki 255. Paviršius duotame kubelyje yra aproksimuojamas parenkant iš sudarytos lentelės tam tikrą trikampių konfigūraciją, kuri koduojama vienu baitu. Taigi iš viso yra 255 aproksimavimo kombinacijos. Šį skaičių galima sumažinti posūkio ir atspindžio transformacijų pagalba (Lorensen ir Cline 1987). Nepaisant to, algoritmas kartais gali patekti į dviprasmiškas situacijas ir neteisingai aproksimuoti paviršių, taip prikurdamas paviršiuje skylių.

Siekiant išvengti dviprasmiškų situacijų šis metodas buvo papildytas keletu naujų kombinacijų (Lewiner *et al* 2003). Dojus, pasinaudodamas marširuojančių kubų koncepcija, pasiūlė paprastesnį algoritmą. Čia kiekvienas kubelis išskaidomas į 5, 6 arba 24 tetraedrus. Tai supaprastina paviršiaus aproksimavimą, nes lieka tik 4 viršūnės, kurios turi vieną iš 8 įmanomų priklausomybės (vienai iš

dviejų slenksčio pusių) kombinacijų. Pasinaudojus simetrija, kombinacijų skaičių galima sumažinti iki 3 (Doi ir Koide 1991).

Blūmentalis (Bloomenthal 1988) pasiūlė paspartinimą ir optimizavimą. Jo idėja buvo naudoti aštuonetainio medžio erdvės dekompoziciją. Sekant objekto paviršių, smulkesnių detalių aproksimavimui naudojami mažesni kubeliai, stambių dalių aproksimacijai – stambūs kubai. Toks paviršiaus aproksimavimas sutaupto atminties, tačiau išauga skaičiavimų laikas, nes dalis skaičiavimų skiriama aštuonetainio medžio sudarymui ir valdymui.

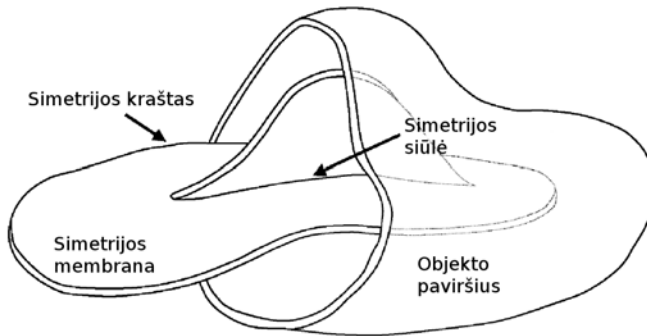
Vėliau buvo pasiūlytas dar vienas patobulinimas, kuriame į marširuojančių tetraedrų algoritmą buvo įkombinuotas ir paviršiaus optimizavimo algoritmas, eliminuojantis nenaudingas paviršiaus viršūnes (Treece *et al* 1999).

Paveiksluose 1.4 a ir 1.4 b pavaizduotas vienas MRI technologija gautas galvos pjūvis ir iš tokių pjūvių rekonstruota dalis galvos. Viduje matomos kraujagyslių ir aneurizmos sritys.

1.8. Simetrijos ašis, jos išskyrimas ir apdorojimas

Simetrijos ašies geometrijos studijos siekia 1967 metus. Tais metais buvo publikuotas pirminis Blumo straipsnis (Blum 1967), kuriame aprašomos dvimačių objektų simetrijos ašių savybės. Simetrijos ašis apibrėžiama arba kaip aibė Eikonalo lygties šokų, arba kaip geometrinė taškų vieta, kurią sudaro į objekto vidų patalpintų maksimalaus spindulio rutulių centrai. Dvimatėje erdvėje, simetrijos ašis susideda iš tarpusavyje sujungtų kreivių. Kiekvienas simetrijos ašies taškas p yra susietas su teigiamu realiuoju skaičiumi, kuris yra lygus disko, kurio centras $c \equiv p$, spinduliui arba trumpiausiam atstumui nuo taško p iki kreivės C . Blumas pažymėjo, kad visos objekto formos kompleksiskumas gali būti kiekybiškai įvertintas analizuojant simetrijos ašies šakojimosi konfigūraciją. Tuo tarpu atskirų atšakų kreivumas ir taškų spinduliai nurodo kaip išlinkęs objektas ir koks jo storis (Blum *et al* 1978). Simetrijos ašies ir panašių simetrinių aibių savybės buvo studijuojamos ir aptariamos ne viename šaltinyje (Choi *et al* 1997). Daug teigiamų, dvimatės ir trimatės, simetrijos ašies savybių pabrėžia ne vienas autorius (Szekely *et al* 1996, Ogniewicz ir Kubler 1995, Kimia *et al* 1995, Bouix *et al* 2005, Siddiqi *et al* 1999, Pizer *et al* 1998). Griežtos diferencialinės geometrinės simetrijos karkaso (trimatis simetrijos ašies ekvivalentas) savybės buvo studijuojamos daugelio autorių (Giblin *et al* 2004, Damon 2005, Vermeer 1994, Pizer *et al* 2003a, Giblin *et al* 2004a, Nackman 1982).

Toliau apibrėžiamos šiame darbe naudojamos objekto ir jo simetrijos ašies sąvokos (žr. 1.5 pav.).



1.5 pav. Geometrinis objektas $\mathcal{O}$ ir jam priklausantis simetrijos karkasas; taip pat matoma simetrijos siūlė ir simetrijos kraštai

Fig. 1.5. Geometrical object and it's medial axis; seam and sides of symmetry can be seen as well

Geometrinis objektas. Uždara apibrėžta aibė $\mathcal{O} \subset \mathbb{R}^3$ yra vadinama geometrinio objektu, jeigu ji yra homeomorfiška rutuliui $\mathbb{R}^3$ erdvėje ir jeigu jos kraštas ($\partial\mathcal{O}$) yra glodusis paviršius.

Didžiausias įbrėžtinis rutulys. Didžiausiu įbrėžtiniu rutuliu $\mathcal{B}$, yra vadinamas rutulys, kuris visiškai patalpintas geometriniame objekte $\mathcal{B} \subset \mathcal{O}$ ir neegzistuoja kitas toks rutulys, kad $\mathcal{B}' \neq \mathcal{B}$ ir $\mathcal{B} \subset \mathcal{B}' \subset \mathcal{O}$.

Simetrijos ašis. Geometrinio objekto $\mathcal{O}$ skeletu vadinama geometrinė taškų vieta erdvėje $\mathbb{R}^3 \times \mathbb{R}^+$, kuri suformuojama didžiausių įbrėžtinių rutulių centrų. Simetrijos karkaso terminas taikomas analizuojant aproksimuotą $\mathbb{R}^3$ simetrijos ašies dalį.

Deimonas (Damon 2005) pažymi, kad simetrijos ašis yra aibė sudaryta iš tarpusavyje besijungiančių daugdarų. Tokios daugdaros šiame darbe vadinamos simetrijos membranomis, o aproksimuotos daugdaros – simetrijos plokštumomis. Daugdarų susijungimo vietos vadinamos simetrijos siūlėmis. Daugdarų pakraščiai, kurie nesijungia su kitomis daugdaromis, vadinami simetrijos kraštais. Nesudėtingas objektas ir jo simetrijos karkasas pavaizduoti 1.5 paveiksle.

Giblinas ir Kimia (Giblin ir Kimia 2004) įrodė, kad simetrijos daugdarai priklausantys taškai gali būti suskirstyti į penkias grupes, kurios yra charakterizuojamos pagal sankirtų, tarp didžiausio įbrėžtinio rutulio $\mathcal{B}$ ir paviršiaus $\mathcal{O}$ eilę ir skaičių:

1. Taškai išsidėstantys simetrijos daugdaros viduje, ten kur $\mathcal{B}$ prie paviršiaus liečiasi dviejuose taškuose.

2. Taškai ant simetrijos kraštų, ten kur $\mathcal{B}$ yra paviršiaus liestinė viename taške ir turi trečios eilės sąlytį.
3. Taškai ant simetrijos siūlių, ten kur $\mathcal{B}$ yra paviršiaus liestinė trijuose taškuose.
4. Taškai simetrijos siūlių ir simetrijos kraštų sankirtose.
5. Taškai simetrijos siūlių sankirtose.

Giblinas ir Kimia (Giblin ir Kimia 2004) pažymi, kad taškai ant simetrijos kraštų ir siūlių yra taškų, esančių simetrijos daugdaros viduje, ribinis atvejis. Pavyzdžiui, žingsniuojant nuo bet kurio vidinio taško link pakraščio, taškai kuriuose $\mathcal{B}$ liečiasi su paviršiumi artėja vienas prie kito. Pasiekus simetrijos kraštą, minėtieji taškai susilieja į vieną.

1.9. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas

1. Analizuojant medicininius atvaizdus svarbi ne tik vizualinė informacija, bet ir atvaizdų elementų tankis ir padėtis erdvėje.
2. Kraujagyslių ir aneurizmų sričių segmentavimui reikalingas algoritmas, kuris nedaro prielaidų apie ieškomų objektų formą. Taip pat daug vartotojo nustatymų reikalaujantys algoritmai apsunkintų gydytojų darbą. Todėl visi parametrai turi būti nustatomi automatiškai.
3. Plaučių kraujagyslių sričių segmentavimui reikalingas algoritmas galintis identifikuoti išsišakojimus. Tam tinkami algoritmai yra paremti bangos sklidimo principu. Bangos frontas skyla į atskiras dalis išsišakojimo taškuose.
4. Dešiniojo širdies skilvelio rekonstrukcija iš keleto dvimačių kontūrų reikalauja papildomų tyrimų, nustatant paviršiaus judėjimo ypatumus. Norint atlikti paviršiaus dinamikos tyrimus, reikalingas atspirties taškas, kuriu gali būti simetrijos karkasas. Jis jautriai reaguoja į nedidelius paviršiaus pokyčius, be to užfiksuoja bendrą skilvelio formą.
5. Dėl nedidelio pradinių duomenų diskretizavimo tankio, simetrijos karkaso išskyrimui netinka metodai manipuliuojantys atvaizdo elementais. Reikia išskirti skilvelio paviršių ir iš jo aproksimuoti simetrijos karkasą.

6. Siekiant analizuoti skilvelio paviršių, reikalingas karkaso išskaidymas į smulkesnes dalis – simetrijos plokštumas. Taip pat reikalingas simetrijos plokštumų supaprastinimo algoritmas.

Atsižvelgiant į aukščiau suformuluotas analitinės literatūros apžvalgos išvadas disertacijos uždaviniai yra šie:

1. Sukurti ir ištirti galvos kraujagyslių sričių segmentavimo MRT atvaizduose algoritmą, gebantį išskirti ne tik kraujagysles, bet ir kraujagyslių anomalijas – aneurizmas.
2. Sukurti ir ištirti plaučių kraujagyslių sričių segmentavimo KT atvaizduose algoritmą, gebantį užfiksuoti kraujagyslių šakojimosi taškus.
3. Sukurti ir ištirti dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo metodiką.

Galvos kraujagyslių atvaizdų segmentavimas

Medicininės informatikos ir diagnostikos srityse, segmentavimo algoritmai taikomi įvairioms užduotims atlikti. Segmentuoti atvaizdai naudojami įvairiuose skaičiavimuose ir tyrimuose, tarnauja kaip tarpiniai rezultatai diagnostikoje, taikomi vizualizacijų kūrimui. Nepaisant didelio jau esamų segmentavimo algoritmų skaičiaus, stengiamasi juos specializuoti, greitinoti ir gerinti jų patikimumą. Šiame skyriuje aprašomas sukurtas naujas galvos kraujagyslių segmentavimo algoritmas, bei juo gauti rezultatai. Šio skyriaus rezultatai publikuoti straipsnyje „An Algorithm for Segmentation of Blood Vessels in Images“.

2.1. Pradiniai duomenys

Iš magnetinio rezonanso įrangos gaunami pradiniai duomenys segmentavimui yra kontrastuoti kraujagyslių MRT angiografijos atvaizdai. Specialaus, į kraują švirkščiamo, kontrasto pagalba pagerinamas kraujagyslių matomumas, padidinamas kontrastas tarp kraujagyslės ir aplinkinių audinių.

Kraujagyslės galvoje sudaro sudėtingus raizginius, o pačių kraujagyslių skersmuo yra kintamas; kuo siauresnė kraujagyslė, tuo mažesnis skaistis atvaiz-

de. Aplinkiniai smegenų audiniai taip pat trukdo segmentavimui. Nepaisant to, kad kontrastas padidintas specialia injekcija, kitų audinių skaisčiai gali patekti į tą pačią skaisčių histogramos sritį. Tai apriboja bendro slenksčio taikymo visam atvaizdui galimybes.

Darbe buvo naudojami 20 pacientų duomenys. Galvos atvaizdai buvo skirtingų mastelių: nuo $0,195 \times 0,195 \times 0,95$ mm iki $0,39 \times 0,39 \times 0,81$ mm. Vaizdų dydis elementais siekė nuo $384 \times 512 \times 68$ iki $768 \times 1024 \times 90$. Šie atvaizdai gauti iš VU Santariškių klinikų. Dalyje atvaizdų užfiksuoti galvos kraujagyslių pakitimai – aneurizmos.

2.2. Algoritmas

Atsižvelgiant į apribojimus, kraujagyslėms segmentuoti pasirinktas klasikinis srities didinimo algoritmas (SDA). Šis algoritmas veikia lokalioje erdvėje, todėl išvengiama klaidingo kitų audinių pažymėjimo. Be to, galvos kraujagyslės siejasi tarpusavyje ir iš miego arterijų (lot. – *arteria carotis interna*) galima patekti į bet kurią galvos kraujagyslę. SDA pasitelkia šią kraujagyslių savybę.

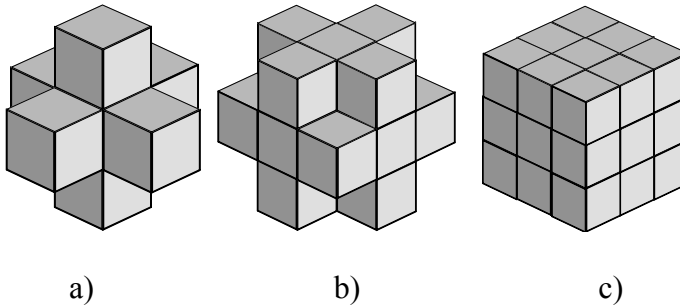
SDA veikimui reikalingas bent vienas pradinis atvaizdo elementas, nuo kurio pradedamas srities didinimas. Tokių pradinių elementų gali būti keletas, jie suformuoja vieną didesnę sritį, arba būna išsibarstę erdvėje ir kiekvienas sudaro savo atskirą sritį. SDA algoritmo inicijavimo metu, pradiniai elementai patalpunami į neištirtų elementų aibę V_X . Naudojamos dar dvi papildomos aibės, tai $V_K = \emptyset$ kurioje saugomi kraujagyslę reprezentuojantys elementai, ir pagalbinė $V_T = \emptyset$ aibė.

Algoritmas paima vieną elementą v_n^X (čia X žymi priklausymą aibei, o n – elemento indeksas) iš V_X ir patikrina jo kaimynus v_n . Jeigu $v_n \notin (V_X \cup V_K \cup V_T)$ ir $v_n \geq T$, tuomet v_n perkeliamas į V_X . Tačiau jeigu $v_n < T$, tuomet jis perkeliamas į V_T . Jeigu iš V_X išimtojo elemento visi kaimynai priklauso vienai iš trijų aibių (t.y. visi kaimynai buvo patikrinti), tuomet jis perkeliamas į V_K ir pereinama prie kitos iteracijos, kur iš V_X išimamas naujas elementas ir visa veiksmų seka kartojama. Iteracijos vykdomos tol kol $V_X \neq \emptyset$. Baigus darbą gaunama viena ar daugiau išdidintų sričių aibėje V_K .

Norint sėkmingai pritaikyti SDA algoritmą, reikia parinkti pradinius elementus ir slenkstį T . Be to, parinkti ir naudojamos kaimynystės tipą. Tradiciškai naudojamas vienas iš trijų tipų: 6, 18 arba 26 kaimynų. Šie tipai pavaizduoti 2.1 paveiksle. Kaimynystės tipas gali turėti įtakos galutiniam segmentavimo rezultatui. Mažesnės kaimynystės neplinta izoliuotomis įstrižainėmis. Kaimynystės pavyzdys pateiktas 2.2 paveiksle. Jame matoma, kraujagyslė ir ją aproksimuojantys atvaizdo elementai. Dėl apriboto plitimo įstrižainių kryptimi, smulkios kraujagyslės gali likti nesegmentuotos. Tai yra ypač aktualu z ašyje, kur dažnai

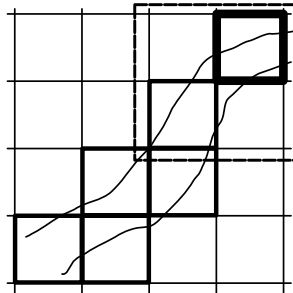
mastelis keletą kartų didesnis už x ir y ašis. Kad išvengti tokių problemų, parinkta kaimynystė su 26 kaimynais.

Bendra automatinio segmentavimo algoritmo struktūra pavaizduota 2.3 paveiksle. Algoritmas išsišakoja į dvi dalis, kairiojoje atšakoje iš atvaizdo išrenkami pradiniai SDA elementai, dešiniojoje – surandamas lokalus slenkstis T . Elementai, kurių skaitis didesnis arba lygus T prijungiami prie didinamos srities.



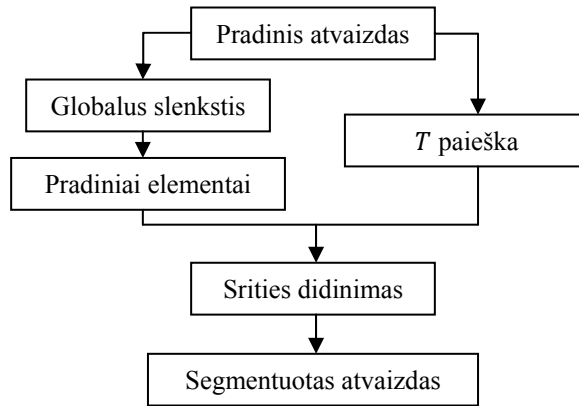
2.1 pav. a) Trys pagrindiniai kaimynystės tipai trimatėje erdvėje; a) kai tikrinami 6, b) 18 ir c) 26 kaimynai. Nagrinėjamas atvaizdo elementas yra figūrų centre

Fig. 2.1. Three main types of neighbourhoods; a) 6-neighborhood, b) 18-neighborhood and c) 26-neighborhood; the voxel being considered is in the center of the cube shape



2.2 pav. Kaimynystės įtaka SDA taikymui kraujagyslės sričiai analizuoti; jeigu taikoma 6 kaimynų kaimynystė, algoritmas niekada nepasieks paryškinto elemento

Fig. 2.2. Effect of neighbourhood on region growing method for analysis of the vessel region. In case of 6-neighborhood, the algorithm will never reach bold square



2.3 pav. Automatinio kraujagyslių segmentavimo algoritmo struktūrinė schema

Fig. 2.3. The structure of the automatic blood vessel segmentation algorithm

2.3. Globalaus slenksčio vertės parinkimas

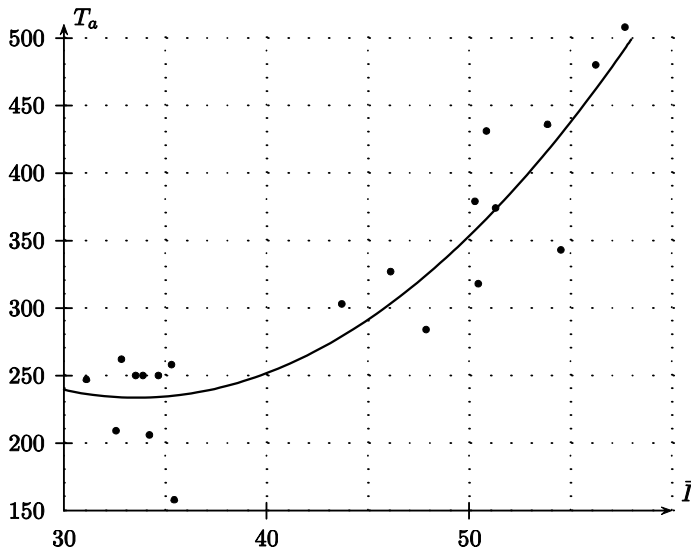
Globalus slenkstis nustato kurie atvaizdo lementai bus naudojami kaip SDA algoritmo pradiniai elementai, iš kurių bus auginamos sritys. Šie atvaizdo elementai turi priklausyti kraujagyslėms.

Kontrastuotose MRT atvaizduose stambios kraujagyslės visada yra ryškesnės už aplinkinius audinius, todėl slenksčio funkcija (angl. – *threshold function*) (2.1 formulė) tinka pradinių taškų išskyrimui

$$T(I) = \begin{cases} 0 & \text{kai } I < c_T \\ 1 & \text{kai } I \geq c_T' \end{cases} \quad (2.1)$$

čia c_T – slenksčio konstanta. Skirtingi MRT atvaizdai skiriasi bendru atvaizdo intensyvumu. Viename rinkinyje esančios tomogramos gali būti šviesesnės, kitame – tamsesnės, todėl negalima parinkti vieno fiksuoto slenksčio visiems atvaizdams. Jis turi būti priderinamas kiekvienam tomogramų rinkiniui atskirai. Šio proceso automatizavimui buvo rastas sąryšis tarp vidutinio atvaizdo intensyvumo ir tinkamo slenksčio.

Atraminis slenkstis T_e , eksperimentiniu būdu buvo parinktas skirtingiems atvaizdams. Parenkant T_e , ieškota tokio minimalaus slenksčio, kad likę atvaizdo elementai priklausytų tik kraujagyslėms. Eksperimentinių duomenų ieškota *Me-VisLab* programa. Pirma pusiau automatinio būdu buvo segmentuotos kraujagyslės, taip sukuriant atrامينius segmentuotų kraujagyslių tomogramų rinkinius.



2.4 pav. Eksperimentiškai parinktos T_e vertės ir jų aproksimacija kvadratinio polinomu T_a

Fig. 2.4. Experimental T_e data and its approximation T_a

Pusiau automatinis segmentavimas atliktas rankiniu būdu išrenkant pradinius taškus SDA algoritmui, taip pat rankiniu būdu nustatant lokalų slenkstį. Vienam tomogramų rinkiniui naudota keletas SDA, tam kad sužymėti visas matomas kraujagysles.

Buvo parenkamas toks slenkstis T_e , kad visi likę atvaizdo elementai patektų į segmentuotas kraujagysles. Jeigu visi pusiau automatinio būdu segmentuotos kraujagysles atvaizdo elementai laikomi aibėje Ω_A , po slenksčio funkcijos likę atvaizdo elementai – aibėje Ω_{T_e} , o funkcija $N(\Omega)$ nurodo kiek aibėje yra elementų, tuomet slenkstis T_e buvo parinktas toks, kad būtų tenkinama sąlyga $\Omega_{T_e} \in \Omega_A$, o $N(\Omega_{T_e})$. Rasti eksperimentiniai slenksčiai T_e pateikti B priedo lentelės antrame stulpelyje.

Keičiantis bendram atvaizdo šviesumui, proporcingai keičiasi ir atvaizdo elementų skaisčiai. Bendrą atvaizdo šviesumą patogiu nusakyti vidutinių atvaizdo skaisčiu $\bar{I}$. Papildomai B priedo lentelėje pateikta ir kvadratinė nuokrypa $\sigma(I)$. Iš jos matoma, kad didėjant bendram skaisčiui, didėja ir atvaizdo dinaminis diapazonas – skaisčiai pasiskirsto platesniame ruože. Iš lentelėje pateiktų duomenų matyti, kad eksperimentinis T_e gerai koreliuoja su $\bar{I}$. Tarpusavio koreliacija $T_e * \bar{I} = 0,89$. Todėl $\bar{I}$ panaudotas automatinei T_a paieškai.

Automatinio slenksčio $T_a(\bar{I})$ priklausomybė gauta eksperimentinius duomenis aproksimuojant kvadratinu polinomu

$$T_a(\bar{I}) = 0,112\bar{I}^2 - 8,314\bar{I} + 388,4. \quad (2.2)$$

Eksperimentiškai parinktų T_e priklausomybė nuo $\bar{I}$ ir juos aproksimuojantis kvadratinis polinomas pavaizduotas 2.4 paveiksle.

2.4. Lokalaus slenksčio vertės parinkimas

Lokalus slenkstis apsprendžia, kurie atvaizdo elementai bus prijungiami prie auginamos srities, o kurie atmetami. Todėl šis slenkstis gali būti žemesnis nei galvos audinių srities, tačiau jis negali būti žemesnis nei su kraujagysle tiesiogiai kontaktuojančių audinių skaistis.

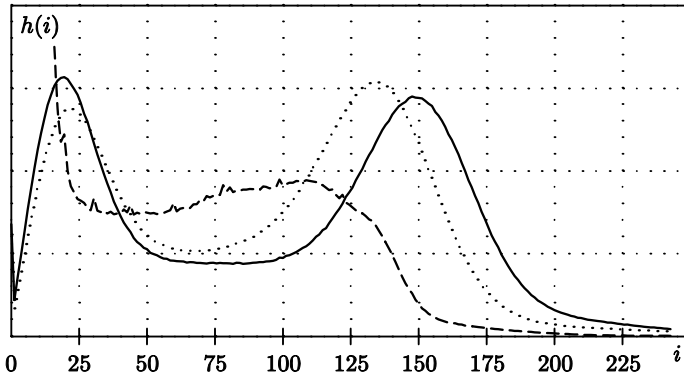
Galvos MRT angiografijos atvaizdų histogramos yra bimodalios (2.5 pav.). Pirmojoje modoje susitelkia visi foniniai, tamsūs skaisčiai, o antrojoje – pilkosios smegenų sritys. Analizuojant atvaizdų histogramas buvo pastebėta, kad kraujagysles nusakantys skaisčiai išsidėsto antrosios modos pabaigoje. Šios vietos identifikavimui sukurtas algoritmas, kuris analizuoja histogramą ir nustato SDA algoritme naudojamą stabdymo slenkstį T_L .

Neapdorota histograma lokaliaje aplinkoje yra nelygi. Kad palengvinti tolimesnius skaičiavimus, ji filtruojama žemų dažnių filtru su Gauso langu w_g , taip pašalinami smulkūs, aukšto dažnio triukšmai. Filtruota histograma h_f panaudojama skirtuminio koeficiento apskaičiavimui

$$\delta(i) = -w \cdot (h_f(i-w) + h_f(i+w)) + \sum_{j=i-w}^{i+w} h_f(j), \quad (2.3)$$

čia: i – skaistis, h_f – filtruota histograma, w – pusė lango pločio. δ yra skirtumas tarp dviejų langu apribotų plotų. Pirmasis plotas – 2.6 paveiksle pavaizduotas trapezoidas. Antrasis – h_f apribotas plotas. δ koeficientas didėja, didėjant h_f kreiviui, o tiesiose atkarpose būna labai nedidelis. Taip pat, priklausomai nuo to į kurią pusę yra išlinkusi h_f , δ bus teigiamas arba neigiamas.

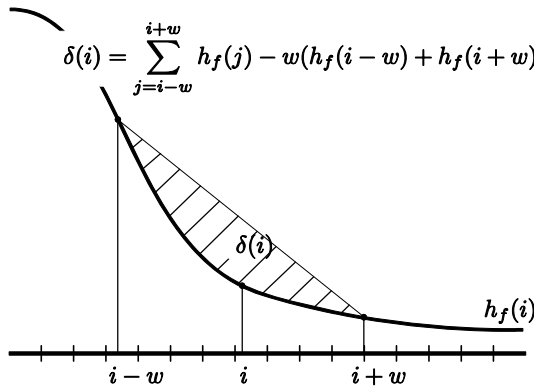
$\delta(i)$ ir $h_f(i)$ kreivės pavaizduotos 2.7 paveiksle. Matoma, kad $\delta(i)$ suformuoja lokalių minimumą vietoje, kur išsidėsto kraujagyslių skaisčiai. Toliau žiūrint į kairę, matomas maksimumas, kuris sutampa su antrąja histogramos moda, po maksimumo vėl seka minimumas sutampantis su antrosios modos pradžia kur išsidėsto pilkosios smegenų masės skaisčiai. Nuo paskutiniojo minimumo δ nėra monotoniškai mažėjanti, ji išlaiko nedidelius svyravimus, su daug lokalių mini-



2.5 pav. Atvaizdų histogramos turi dvi modas. Paveiksle pateiktos trijų skirtingų atvaizdų histogramos (pažymėtos skirtingomis kreivėmis)

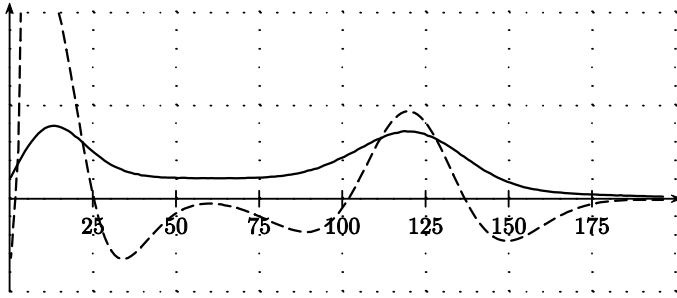
Fig. 2.5. The histogram of data has two peaks. Here shown histograms of three different datasets (marked in different lines)

mumų ir maksimumų, todėl paieška pradedama iš kitos pusės. Kraujagyslių skaisčiai neišsidėsto žemiau 100, todėl nuo čia pradedama reikiamo minimumo paieška. Pirma, atkarpoje $100 \leq i < N$, čia N histogramos verčių skaičius, surandamas didžiausias maksimumas h_{max} , kuris atitinka antros modos piką. Po to surandamas mažiausias minimumas h_{min} , esantis į dešinę nuo h_{max} . Gautas skaitis i , kur $h_f(i) = h_{min}$, yra laikomas ieškomu lokaliuoju slenksčiu T_L .



2.6 pav. δ radimo grafinis vaizdas. Funkcija δ , yra histograma ir trapezoidu ribojamų plotų skirtumas

Fig. 2.6. Graphical view of δ . It is a difference of integral area under the histogram and trapezoid



2.7 pav. Histograma ir iš jos gaunama funkcija δ kai $w = 10$.
Punktyrinė linija žymi δ

Fig. 2.7. Histogram and obtained δ with $w = 10$. Dashed line marks δ

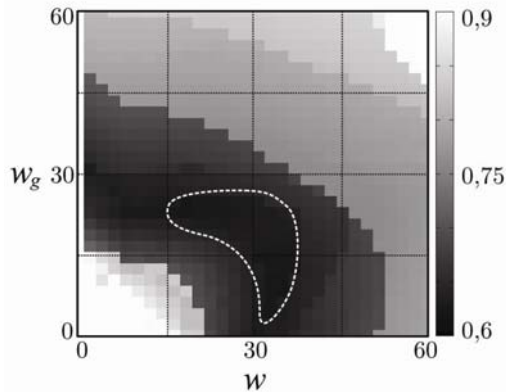
2.5. Optimalių parametrų verčių parinkimas

Optimalūs parametrai w ir w_g buvo parinkti įvertinant jų įtaką segmentavimo tikslumui. Tikslumas vertintas apskaičiuojant paklaidos koeficientą tarp pusiau ir pilnai automatiškai segmentuotų atvaizdų. Paklaida randama pagal

$$\epsilon = \sum_{n=0}^N \frac{\sum_{i=0}^{n_i} \sum_{j=0}^{n_j} \sum_{k=0}^{n_k} (I_A(i, j, k) - I_S(i, j, k))^2}{N_{I_S}}, \quad (2.4)$$

čia: N – atvaizdų imties dydis, n_i , n_j , n_k – atvaizdo dydis atitinkamai x , y ir z ašimis, I_A – pusiau automatiniu būdu segmentuotas atraminis atvaizdas, I_S – automatiškai segmentuotas atvaizdas, N_{I_S} – pusiau automatiniu būdu segmentuotą kraujagyslių medį sudarančių atvaizdo elementų skaičius. Paklaidos koeficientas gaunamas sumuojant atvaizdo elementų skaičių skirtumų kvadratus. Visos sumos yra normalizuojamos pagal segmentuotų kraujagyslių dydį atvaizdo elementais, ir sudedamos. Normalizavimas reikalingas, kad įvertinti skirtingo mastelio atvaizdus.

Paklaidos funkcija buvo diskretizuota 60×60 tinklelyje, kurio vienoje ašyje išdėstyta w , o kitoje w_g . Kintant parametrams, gaunama paklaidos funkcija pavaizduota 2.8. Matoma, kad funkcijos minimalios reikšmės išsidėsto lanku, nuo $w = 2$ ir $w_g = 30$ iki $w = 30$ ir $w_g = 1$. Tai galima paaiškinti tuo, kad lokalaus slenksčio paieškos algoritmas netiesiogiai, taip pat atlieka filtravimą. Tačiau geriausi rezultatai gaunami naudojant Gauso filtrą. Minimalios ϵ reikšmės apvestos punktyrine linija.



2.8 pav. Vidutiniška ϵ , keičiantis lokalaus slenksčio parinkimo parametrams w ir w_g . Punktyru pažymėtas funkcijos minimumas

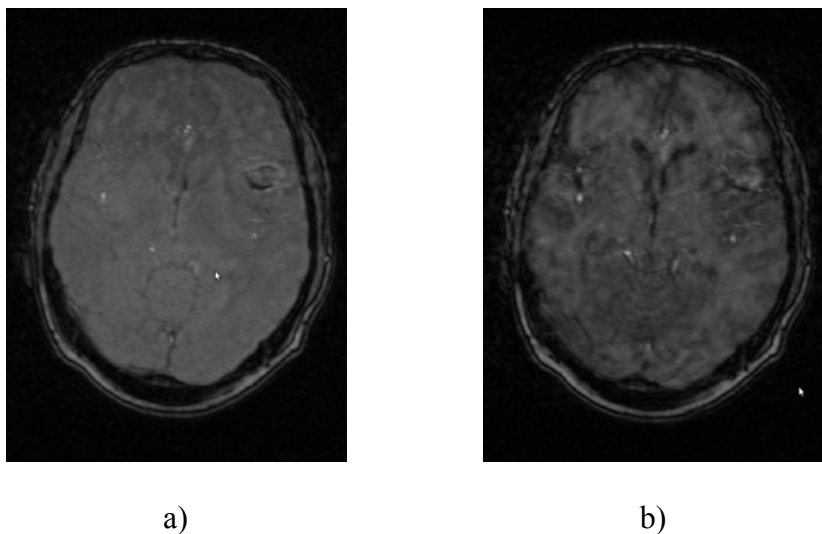
Fig. 2.8. Mean ϵ , with changing parameters w and w_g . Dahed line denotes function minimum

Jeigu segmentavimo parametrų reikšmės yra nedidelės, tuomet segmentavimo tikslumas sumažėja, o ϵ išauga (2.8 pav.). Taip yra todėl, kad iš histogramos nepašalinami aukšto dažno triukšmai, ir parenkamas neteisingas lokalus slenkstis. Algoritmas sustoja pirmame lokaliame ϵ minimume. Jeigu parametrai yra per dideli, tokiu atveju slenkstis parenkamas per didelis, ir surandamos ne visos kraujagyslės, arba jos nepilnai išskiriamos, t. y. išskiriama tik centrinė kraujagyslės dalis, o sritys esančios arčiau sienelių nefiksuojamos.

2.6. Rezultatai

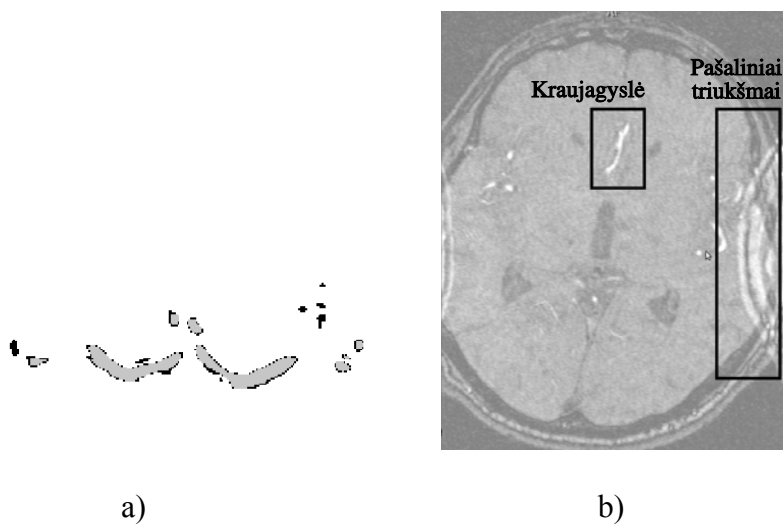
Algoritmo tyrimams buvo naudojami dvidešimties pacientų duomenys, visas duomenų rinkinys sudarytas iš 20 skirtingų trimačių atvaizdų. Į rinkinį buvo įtrauktos triukšmų iškraipytos tomogramos. Jos buvo su užfiksuotais patologiniais pakitimais, taip pat turinčios skirtingą kontrastingumą ir šviesumą. Kraujagyslių kontrastingumas atvaizduose buvo pagerintas išvirkščiant kontrastuojančią medžiagą. Atvaizdai buvo saugomi šešiolikos bitų *DICOM* formato bylose.

Automatinio slenksčio parinkimo duomenys pateikiami B priedo lentelėje. T_e stulpelyje įrašytos rankiniu būdu parinktos atraminio slenksčio reikšmės, $\bar{I}$ – vidutinis atvaizdo skaistis, $\sigma(i)$ vidutinė nuokrypa, T_a – automatiškai parinktas slenkstis ir paskutiniame stulpelyje įrašytas skirtumas tarp automatinio ir rankiniu būdu parinktų slenksčių. Apačioje matomas koreliacijos koeficientas tarp slenksčio, vidurkio ir nuokrypos. Bendras atvaizdo vidurkis koreliuoja



2.9 pav. Dvi skirtingo intensyvumo tomogramos esančios viena šalia kitos tame pačiame duomenų rinkinyje

Fig. 2.9. Two tomograms from same dataset, they have different intensities and contrast



2.10 pav. a) Rankovė susidaranti iš klaidingai teigiamų ir neigiamų elementų; b) triukšmai tomogramoje

Fig. 2.10. a) The envelope formed by false-positives and false-negatives, b) noise in tomograms

su rankiniu būdu parinktu slenksčiu, todėl jis buvo naudotas išrenkant pradinius taškus tolimesniam segmentavimui.

Kai kurie, (pvz., eil. Nr. 9, 18 ir 15) automatiniai slenksčiai apskaičiuojami su didele paklaida, taip yra todėl, kad vieno paciento tomogramų rinkinyje, atskiros tomogramos yra skirtingo šviesumo. 2.9 paveiksle pateiktos viena šalia kitos esančios tomogramos (ilgojoje kūno ašyje). Bendras smegenų pilkosios masės intensyvumas stipriai skiriasi, dėl to antroji histogramos moda pasislenka į dešinę pusę, kas lemia vidurkio padidėjimą. Paveiksluose taip pat matyti, kad 2.9 a atveju, kontrastas tarp kraujagyslių ir aplinkinių audinių yra nedidelis, tuo tarpu 2.9 b – kur kas didesnis.

Tikslaus automatinio segmentavimo rezultatai pateikti 2.11 paveiksle. 2.11 a pavaizduotos automatinio segmentavimo būdu gautos kraujagyslės. 2.11 b paveiksle pavaizduotas persidengiantis atvaizdas. Šviesios dalys rodo, kur automatinio ir rankinio segmentavimų rezultatai sutampa, tamsios dalys vaizduoja, šių rezultatų nesutapimą. Dažnai nesutapimai atsiranda kraujagyslių galuose, kur pastarosios suplonėja ir jų skautis ženkliai sumažėja. Jeigu miego arterijų skautis yra apie 350, tai akimi matomų kraujagyslių galuose nukrenta iki 100.

Segmentavimo tikslumo vertinimui buvo pasitelktas Metjūzo koreliacijos koeficientas. Jis apskaičiuojamas iš klaidingai ir teisingai suklasifikuotų atvaizdo elementų sumų. Taip pat panaudojami klaidingai teigiamai (*angl.* – false positive) ir klaidingai neigiamai (*angl.* – false negative) suklasifikuoti atvaizdo elementai. Klaidingai teigiamas vienetas yra segmentavimo metu kraujagyslių sričiai priskirtas atvaizdo elementas, nors jis šiai sričiai nepriklauso. Klaidingai neigiamas vienetas yra nepriskirtas atvaizdo elementas, kai jis turėtų būti priskirtas.

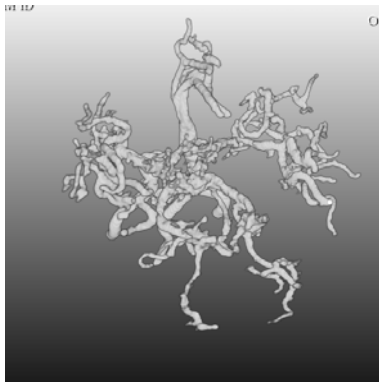
Klaidingai teigiami elementai gaunami iš automatiškai segmentuoto atvaizdo atėmus atraminį segmentavimo atvaizdą ir atmetus visas gautas neigiamas reikšmes, likę teigiami atvaizdo elementai yra klaidingai teigiami vienetai. Klaidingai neigiami gaunami tokiu pat būdu, tik atimties dėmenys sukeičiami vietomis, iš atraminio atvaizdo atimamas automatiškai segmentuotas atvaizdas.

Atliekant tiek rankinį, tiek automatinį segmentavimą yra sudėtinga suklasifikuoti atvaizdo elementus esančius ant ribos tarp kraujagyslės ir aplinkinių audinių. Tai gali stipriai įtakoti segmentavimo tikslumo vertinimą, nes susidaro klaidingai teigiamų ir neigiamų elementų rankovės aplink visas kraujagysles (2.10 a pav.). Siekiant pašalinti šio veiksnio prieš vertinimą buvo atliekama morfologinio uždarinio operacija antrajam atimties dėmeniui, taip sumažinant rankovės įtaką vertinimo tikslumui.

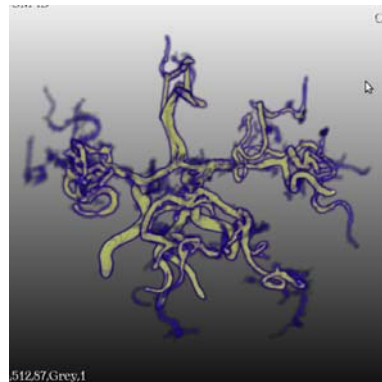
Esant pradiniais duomenims be iškraipymų, automatinis segmentavimas duodavo gerus rezultatus, kuriuose Metjūzo koreliacijos vertė svyruoja apie 0,8. Toks atvejis pavaizduotas 2.11 a ir 2.11 b paveiksluose. Mažiau tikslūs rezultatai pateikti 2.11 c ir 2.11 d paveiksluose. Čia matyti, kad buvo praleista keletas

kraujagyslių, tarp jų ir viena iš miego arterijų. Tačiau bendras segmentuotų kraujagyslių vaizdas yra geras. Užfiksuota ir kraujagyslių patologija – aneurizma (atvaizdo centre). Tokiais atvejais koreliacija svyruoja apie 0,7.

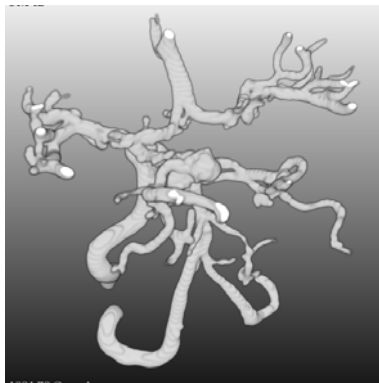
Nesėkmingas segmentavimo atvejis pavaizduotas 2.12 a ir 2.12 b paveiksluose. Čia blogai suveikė pradinis segmentavimo etapas ir nebuvo išskirta daug pradinių taškų. Todėl antrojo etapo metu, srities didinimo algoritmas užpildė tik



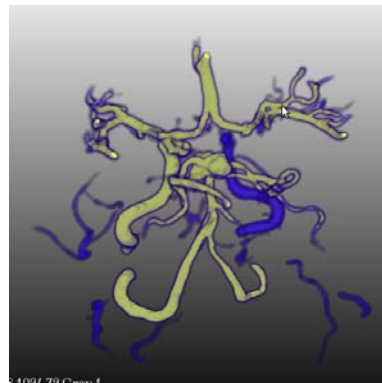
a)



b)



c)



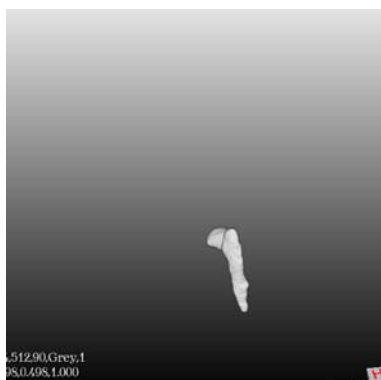
d)

2.11 pav. a) ir c) – galvos kraujagyslių segmentavimo rezultatai;
b) ir d) – sutapatinti rankinio ir automatinio segmentavimo rezultatai.
Šviesios sritys rodo vietas, kur rezultatai sutapo, tamsesnės vietos rodo nesutapimą

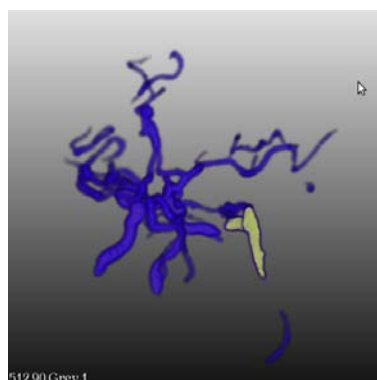
Fig. 2.11. a) and c) – segmented head blood vessels; b) and d) overlaid automatic and manual segmentation results. Bright areas mark matching voxels and dark areas - missegmentation

nedidelę kraujagyslių medžio dalį. Tokiais atvejais segmentavimo įvertis krenta iki 0,4, o blogiausiu atveju iki 0,2. Vidutinė Metjūzo koreliacija tarp visiškai automatiškai ir pusiau automatiškai segmentuoto atvaizdo yra 0,59 su vidutiniu kvadratinu nuokrypiu 0,23.

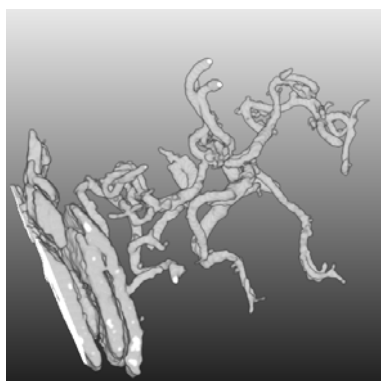
Tam tikrais atvejais, kai atvaizde pasitaiko stiprūs pašaliniai triukšmai (2.10 pav.), srities didinimo algoritmas išplinta į aplinkinius audinius, taip suku-



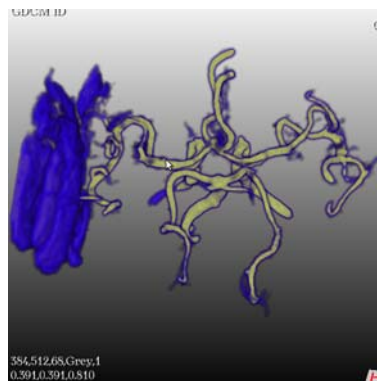
a)



b)



c)



d)

2.12 pav. a) ir c) – galvos kraujagyslių segmentavimo rezultatai;
b) ir d) – sutapatinti rankinio ir automatinio segmentavimo rezultatai.
Šviesios sritys rodo vietas, kur rezultatai sutapo, tamsesnės vietos rodo nesutapimą (2.11 paveikslo tęsinys)

Fig. 2.12. a) and c) – segmented head blood vessels; b) and d) overlaid automatic and manual segmentation results. Bright areas mark matching voxels and dark areas – missegmentation (2.11 picture continued)

riant klaidingus darinius. Toks atvejis pavaizduotas 2.12 c ir 2.12 d paveiksluose. Didelis darinys kairiojoje pusėje buvo klaidingai priskirtas kraujagyslėms dėl ryškių triukšmų tomogramose.

2.7. Antrojo skyriaus išvados

1. Sukurtas algoritmas gali būti taikomas galvos kraujagyslių segmentavimui MRT tomogramose.
2. Atvaizdo vidutinis skaitis koreliuoja su atraminiu slenksčiu. Tarpusavio koreliacija $T_e * \bar{I} = 0,89$.
3. Automatinio slenksčio priklausomybė nuo atvaizdo vidutinio skaisčio yra $T_a(\bar{I}) = 0,112\bar{I}^2 - 8,314\bar{I} + 388,4$.
4. Vidutinė visiškai automatinio segmentavimo rezultatų Metjūzo koreliacija siekia 0,59 su vidutiniu kvadratinu nuokrypiu 0,23. Geriausiu atveju pasiekama 0,83, o blogiausiu – 0,21.
5. Segmentavimo rezultatus įtakoja pašaliniai triukšmai tomogramose, skirtingas tomogramų šviesumas tame pačiame rinkinyje, kraujagyslių kontrastingumas su jas supančiais audiniais. Dėl šių veiksnių įtakos, rezultatai gali suprastėti, t. y. klaidingai suklasifikuotų atvaizdo elementų yra daugiau negu teisingai suklasifikuotų.
6. Segmentavimo rezultatai gali būti pagerinti įvedant papildomą rezultatų peržiūros ir papildymo žingsnį, kurio metu medicinos specialistas gali pažymėti keletą taškų nesegmentuotose kraujagyslėse taip jas prijungiant prie bendro kraujagyslių medžio.
7. Segmentavimo rezultatus galima gerinti papildomu pradiniu tomogramų apdorojimu, išryškinant kraujagysles ir nuslopinant aplinkinius audinius.
8. Metodas tinkamas greitam kraujagyslių medžio išskyrimui ir vizualizavimui arba kaip pradinis žingsnis tolimesniems segmentavimo tikslinimo skaičiavimams.

Plaučių kraujagyslių atvaizdų segmentavimas

Viena svarbių medicinos šakų yra onkologija (Fauci *et al* 2008). Dėl sudėtingo ir netikslaus auglių gydymo nukenčia pacientai, ypačiai jeigu augliai užauga nuolatose judančiuose organuose, pavyzdžiui plaučiuose. Plaučių vėžys – tai piktybinis auglys plaučiuose, kuris gydomas priklausomai nuo esančios situacijos. Gydoma gali būti intervencine operacija, chemoterapija arba naviką paveikiant jonizuojančia spinduliuote (Fauci *et al* 2008). Pastarosios spindulys fokusuojamas taip, kad padarytu kuo mažesnę žalą aplinkiniams audiniams, tačiau dėl natūralaus audinių judėjimo, kvėpavimo ciklo metu, spindulio fokusavimas stipriai apribojamas, todėl apšvitinamas ne tik navikas, bet ir sveiki audiniai, dėl to gali kilti komplikacijų.

Šiuo metu bandoma sukurti plaučių audinių judėjimo modelius (Ehrhardt *et al* 2010), judėjimą fiksuojant atvaizdų registravimo metodu (Ehrhardt *et al* 2010), arba sekant apibrėžtus anatominius taškus. Taip gaunama informacija apie konkrečių vietų judėjimą. Anotominiams žymoms buvo pasirinkti kraujagyslių išsišakojimo taškai, jie yra gerai apibrėžti ir juos sekti nėra sunku, tačiau tokių taškų yra daug ir norint juos visus užfiksuoti, reikalingas automatinis plaučių kraujagyslių segmentavimo metodas.

Plaučių kraujagyslių segmentavimo uždavinys išskaidytas į du etapus: plaučių srities segmentavimas ir kraujagyslių segmentavimas bei jų šakojimosi taškų identifikavimas. Pirmajame etape naudojamas funkcijos lygio nustatymo metodas, o kraujagyslių segmentavimui buvo sukurtas naujas algoritmas, kuris paremtas bangos sklaidimo principu.

3.1. Pradiniai duomenys

Pradiniai plaučių sritį atvaizduojantys duomenys gauti nedidelių dozių kompiuteriniu tomografu. Dėl skenavimo metu naudojamų mažesnių radiacijos dozių, gaunami atvaizdai yra mažiau kontrastingi ir triukšmingesni.

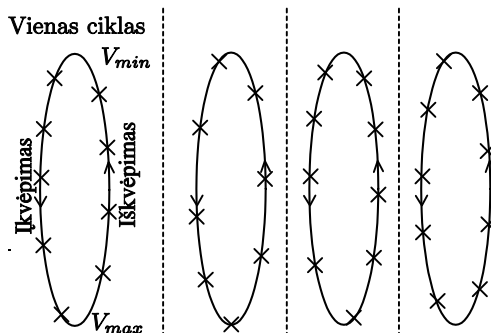
Visas plaučių srities atvaizdas užfiksuotas atskirais, 12 sluoksnių segmentais, su papildoma laiko ašimi. Joje užfiksuota 15 skirtingų laiko momentų, kurie apima visą įkvėpimo ir iškvėpimo ciklą. Skenavimo metu užfiksavus visus laiko momentus, stalas, ant kurio guli pacientas, perstumiamas ir vėl fiksuojama nauja 12 sluoksnių seka. Šios sekos tarpusavyje nebuvo derinamos. Todėl siekiant užfiksuoti kvėpavimo ciklo fazę, buvo matuojamas įkvėpto oro tūris.

Plaučių srities atvaizdas aprašomas funkcija $I(\mathbf{p}, V)$, kur V – įkvėpto oro tūris, o $\mathbf{p}$ – taškas erdvėje. Ši funkcija yra tolydi ir parodo bet kurio atvaizdo taško skaisčių priklausomai nuo įkvėpto oro tūrio.

Visas atvaizdas suformuotas iš atskirų, 12 tomogramų blokų. Kiekviename jų užfiksuota 15 skirtingų laiko momentų, tačiau atskiri blokai tarpusavyje nesutampa ir juos visus sudėjus į vieną duomenų bloką, negaunamas vientisas atvaizdas. Kiekviename bloke skiriasi įkvėpto oro tūris (3.1 pav.). Todėl gaunamas bendras atvaizdas nesuformuoja visumos ir neaprosimuoja funkcijos $I(\mathbf{p}, V)$. Šios problemos sprendimui buvo panaudotas (Ehrhardt *et al* 2007) aprašytas interpoliavimo metodas. Pagrindinė metodo idėja yra bendrą atvaizdą suformuoti interpoliuojant pagal tūrį, tam pasitelkiant optinės tėkmės metodą (Beauchemin ir Baron 1995, Fleet ir Weiss 2006). Toks metodas remiasi prielaida, kad laikui bėgant, objektų esančių atvaizde skaisčiai nekinta, tačiau jų erdvinę padėtis gali pasikeisti. Tai reiškia, kad skaisčio išvestinė yra lygi nuliui. Nagrinėjamų plaučių atvaizdų atveju, laikas pakeičiamas į tūrį:

$$\frac{dI(\mathbf{p}(V), V)}{dV} = 0, \quad (3.1)$$

čia $\mathbf{p}(V)$ – nuo tūrio priklausanti taško padėtis $\{x, y, z\}$. Iš šios išraiškos gaunamas kiekvieno atvaizdo elemento judėjimo greitis



3.1 pav. Kvėpavimo ciklai. Kryžiuokai žymi atvaizdo blokų fiksavimo momentus

Fig. 3.1. Breathing cycles. Crosses denote image capturing moments

$$v = -\nabla I \frac{\partial_v I}{\|\nabla I\|^2}. \quad (3.2)$$

Tuomet kiekvieno atvaizdo elemento skaitis randamas pagal

$$\begin{aligned} I(\mathbf{p}(V), V) &= (1 - \delta V) I_j(\mathbf{p}(V) - \delta V \mathbf{v}, V_i) \\ &\quad + \delta V I_j(\mathbf{p}(V) - (1 - \delta V) \mathbf{v}^{-1}, V_{i+1}), \\ \delta V &= \frac{V - V_i}{V_{i+1} - V_i}. \end{aligned} \quad (3.3)$$

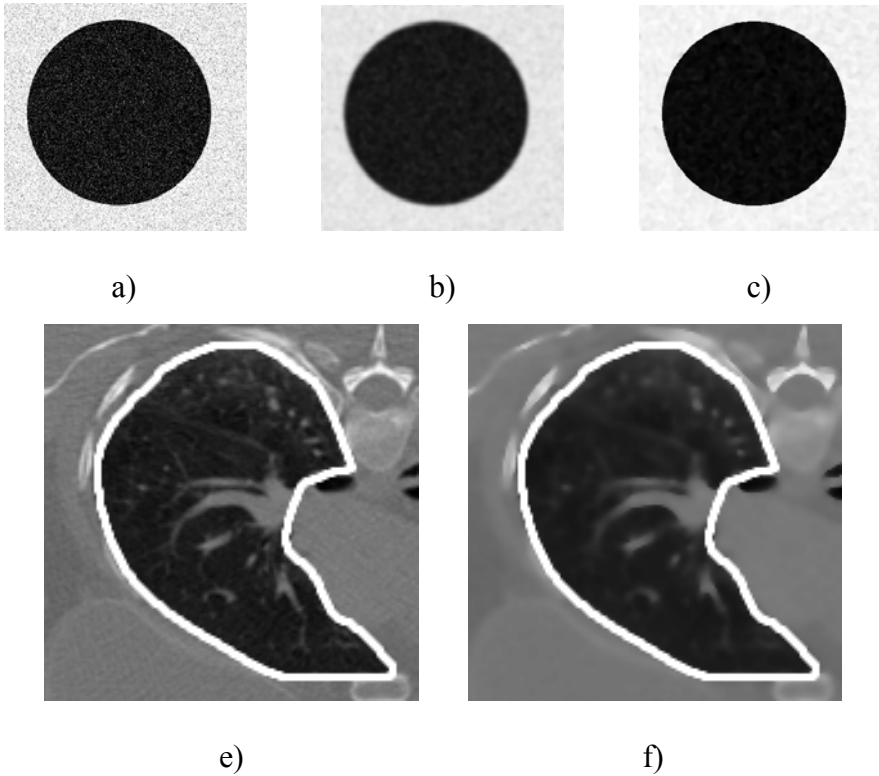
Gautoji funkcija $I(\mathbf{p}(V), V)$ buvo diskretizuota tūrio ašyje suformuojant vientisą keturmatį atvaizdą.

Toliau darbe naudojami šiuo būdu suformuoti plaučių srities atvaizdai.

3.2. Pradinis atvaizdo apdorojimas

Dėl mažų dozių KT skenavimo, gautieji atvaizdai yra triukšmingesni nei įprastos KT tomogramos, todėl prieš segmentavimą reikalingas triukšmų filtravimas. Įprastiniai filtrai, šalindami, triukšmą pakenkia ir reikalingoms atvaizdo sritims, todėl buvo pasitelktas difuzinis filtras.

Filtravimas atliekamas sprendžiant difuzijos lygtį (Weickert 1997)



3.2 pav. a) Triukšmingas atvaizdas, b) triukšmai pašalinti paprastu Gauso filtru, c) triukšmai pašalinti anizotropinės difuzijos filtru, d) plaučių atvaizdo dalis, e) ta pati dalis tik po filtravimo. Baltas kontūras žymi plaučių sritį

Fig. 3.2. a) Noisy picture, b) filtered using Gaussian filter, c) filtered using anisotropic diffusion filter, d) sub region of lungs, e) same sub region after filtering. Lung region is marked by white contour

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} = \nabla \cdot c \nabla I, \quad (3.4)$$

čia: t – laikas, c – laidumas. Jeigu $c = 1$, toks filtras veikia taip pat kaip paprastas Gauso filtras, kurio $\sigma = \sqrt{2t}$. Tačiau susiejus laidumą su lokaliomis atvaizdo savybėmis, pavyzdžiui, kontrastingais kraštais, galima gauti įvairius skirtingus filtras, kurie vienas sritis slopina, o kitas – išryškina. Perona ir Malik (Jahne 2000) pasiūlė laidumą susieti su atvaizdo gradientu

$$c(|\nabla I|) = e^{\frac{|\nabla I|^2}{2K^2}}, \quad (3.5)$$

čia K – laisvasis parametras įtakojantis gradiento įtaką laidumui. Tokiu atveju difuzijos lygtis tampa tokia

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \nabla \cdot c(|\nabla I|) \nabla I. \quad (3.6)$$

Šis filtras veikia intensyviau tolydaus skaisčio srityse, o arti kontrastingų kraštų filtravimas sumažėja. Filtravimo intensyvumas reguliuojamas kintamuoju t . Kuo šis didesnis, tuo intensyvesnis filtravimas.

Idealių duomenų filtravimo pavyzdys pateiktas 3.2 a, b ir c paveiksluose. Medicininių duomenų filtravimo pavyzdys pateiktas 3.2 e ir f paveiksluose. Atvaizduose aiškiai matomi plaučių kontūrai, atskiros organų sritys tolygesnės ir mažiau triukšmingos. Aiškiai matomas vidinės plaučių ertmės kontūras.

3.3. Plaučių segmentavimas

Plaučių srities segmentavimui būtų galima naudoti SDA algoritmą nes yra aiški riba, tarp vidinės plaučių dalies aplinkinių audinių. Tačiau viduje išsidėsčiusios kraujagyslės ir bronchai trukdytų teisingam segmentavimui, todėl buvo pasirinktas funkcijos slenksčio metodas. Jo jautrumą smulkioms atvaizdo detalėms galima reguliuoti atskirais parametrais.

Metodas segmentuojamą objektą modeliuoja aukštesnės dimensijos funkcija, o segmentuotas objektas gaunamas, paėmus dvimatį arba trimatį funkcijos pjūvį (žr. 3.3 a pav.). Apibendrinta plaučių segmentavimo algoritmo struktūra pavaizduota 3.3 b paveiksle.

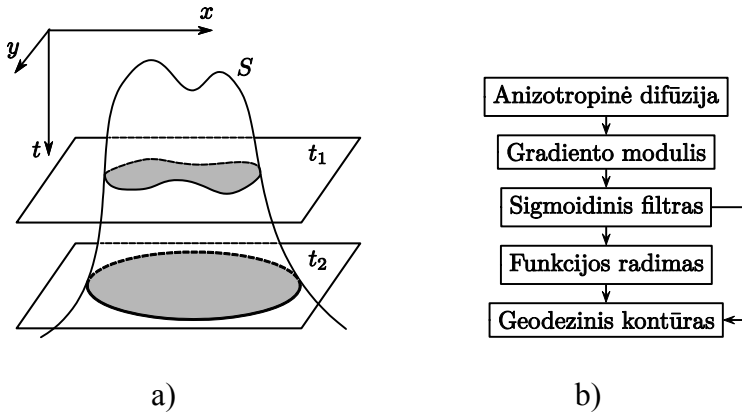
Objektą aproksimuojanti funkcija kiekvienam erdvės taškui suteikia skaliarinę reikšmę

$$\phi: U \mapsto \mathbb{R}, \quad (3.7)$$

čia $U \subset \mathbb{R}^3$ yra tūrio sritis, kurioje patalpintas segmentuojamas objektas, tuomet šios funkcijos pjūvis yra

$$S = \{\mathbf{p} | \phi(\mathbf{p}) = k\}, \quad (3.8)$$

čia p – funkcijos skaliaras ties kuriuo išvedamas izokontūras.



3.3 pav. a) Funkcijos slenkstis. Matomas funkcijos suformuojamas paviršius S ir jo pjūviai skirtingais laiko momentais t_1 ir t_2 ; b) plaučių segmentavimo algoritmo struktūrinė schema

Fig. 3.3. a) Level set. There is a function S and its level sets obtained at different time moments t_1 and t_2 ; b) lungs segmentation algorithm structure

3.3 a paveikslo atveju, ϕ yra trimatė funkcija, o jos pjūviai plokštumoje suformuoja izokontūrus. Šitaip išreikšto izokontūro arba izopaviršiaus normalė gaunama iš ϕ gradiento

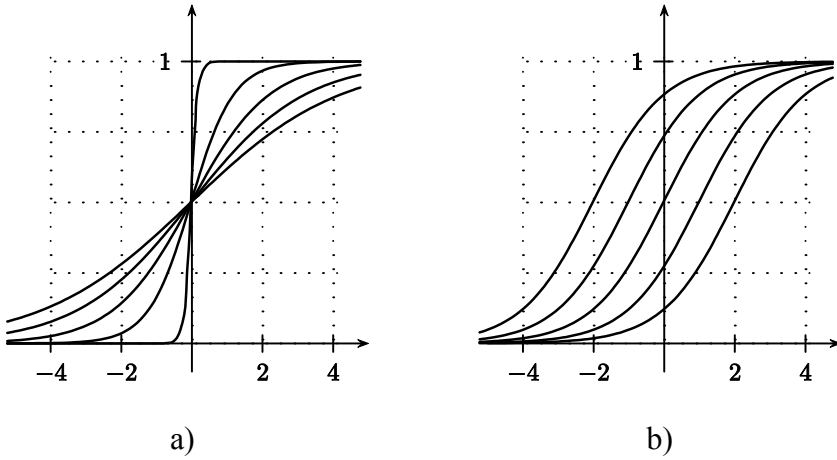
$$\mathbf{n}(\mathbf{p}) = \frac{\nabla\phi(\mathbf{p})}{|\nabla\phi(\mathbf{p})|}. \quad (3.9)$$

Funkcija ϕ gaunama išsprendus diferencialinę lygtį

$$\phi(\mathbf{p}(t)) = k(t) \Rightarrow \nabla\phi(\mathbf{p}) \cdot \mathbf{v} = \frac{dk(t)}{dt}, \quad (3.10)$$

čia $\mathbf{v}$ – ant izokontūro esančio taško $\mathbf{p}$ greitis. Šios lygties sprendimas yra kraštinų sąlygų uždavinys ir jį galima efektyviai išspręsti pasitelkus greitojo marširavimo metodą (Sethian 1999).

Taikant funkcijos lygio metodą segmentavimui, izokontūro taškų valdymui naudojamas atvaizdo gradientas. Jis veikia kaip atvirkštinė greičio funkcija, ku gradientas yra mažesnis, tuo taškai juda greičiau, tuo tarpu kontrastingose srityse taškų judėjimas sulėtėja. Gradiento radimui naudojamas filtruotas atvaizdas.



3.4 pav. Sigmoidė. a) Parametro α įtaka, $\alpha = 0,1; 0,6; 1,1; 1,6; 2,1$; b) parametro β įtaka, $\beta = -2; -1; 0; 1; 2$

Fig. 3.4. Sigmoid. a) Effect of α parameter, $\alpha = 0,1; 0,6; 1,1; 1,6; 2,1$; b) effect of β parameter, $\beta = -2; -1; 0; 1; 2$

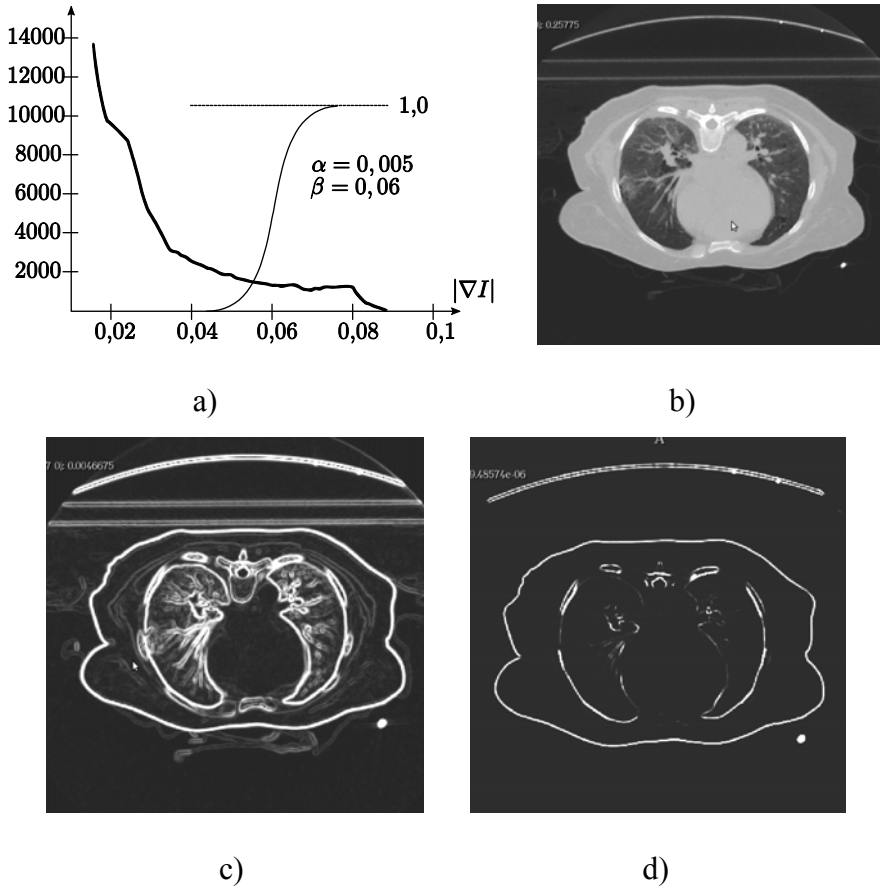
Difuzinių filtrų apdorotam atvaizdui surandamas gradientas ir suformuojamas naujas atvaizdas, kuriame matomas gradiento modulis $|\nabla I|$. Šis atvaizdas gaunamas pagal

$$I_{|\nabla|} = I \otimes G_x \otimes G_y, \quad (3.11)$$

čia G_x ir G_y – atitinkamai Gauso branduolio dalinės išvestinės pagal x ir y . Toku būdu automatiškai gaunamas Gauso filtru apdorotas gradiento modulio atvaizdas. Filtrų įtaka reguliuojama sąsūkoje naudojamo branduolio σ . Kuo didesnė σ tuo stipriau filtruojamas atvaizdas. Šios operacijos metu pašalinamos smulkios detalės iš plaučių vidinės dalies, jos suliejamos, taip suformuojant sritis su mažu gradientu, o plaučių kontūras išlieka ryškius.

Siekiant dar stipriau pabrėžti plaučių kontūrus, atvaizdas $I_{|\nabla|}$ apdorojamas sigmoidiniu filtru. Šis filtras aprašomas formule

$$I_{\Omega} = (I_{min} - I_{max}) \cdot \frac{1}{\left(1 + e^{-\frac{I - \beta}{\alpha}}\right)} + I_{min}, \quad (3.12)$$



3.5 pav. a) $|\nabla I|$ histograma ir paveikslui pritaikoma sigmoidės funkcija, b) pradinė plaučių sritis, c) $|\nabla I|$ atvaizdas ir d) atvaizdas po sigmoidės pritaikymo

Fig. 3.5. a) $|\nabla I|$ histogram and sigmoid function, b) initial lungs region, c) $|\nabla I|$, d) after sigmoid filter

čia: I_{max} ir I_{min} – atitinkamai didžiausias ir mažiausias I elementų skaitis, α – sigmoidės statumas, β – sigmoidės poslinkis. Pastarųjų parametru įtaka kreivės formai pavaizduota 3.4 a ir b paveiksluose.

Kad paryškinti plaučių kontūrus, I_{Ω} parametrai buvo priderinti $I_{|\nabla I|}$ atvaizdams. Analizuojant $I_{|\nabla I|}$ atvaizdus pastebėta, kad plaučių kontūrai išsidėsto aukščiau 0,019. Tai pavaizduota 3.5 a paveiksle esančioje histogramoje. Parametrai parinkti taip, kad būtų paliekami plaučių ir keleto kitų objektų kontūrai, o likusi

informacija pašalinama. 3.5 b, c ir d paveiksluose pavaizduota plaučių sritis prieš apdorojimą, gradiento modulis ir po sigmoidės funkcijos pritaikymo.

Prieš taikant funkcijos lygio algoritmą, surandamas $I_{|\nabla|}$ gradientas. Jis naudojamas kaip greičių žemėlapis.

3.4. Plaučių kraujagyslių segmentavimas

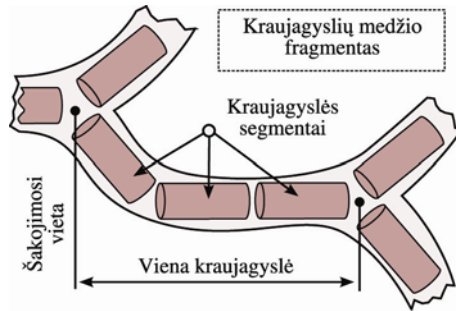
Kraujagyslių segmentavime naudojami užmaskuoti pradiniai atvaizdai, t. y. matoma tik vidinė, po segmentavimo likusi plaučių dalis. Visi aplinkiniai audiniai yra pašalinti, įskaitant ir plaučių sienes.

Kraujagyslių segmentavimui naudojamas modifikuotas SDA algoritmas. Šiam yra reikalingi pradiniai taškai iš kurių pradedamas sričių didinimas. KT atvaizduose skirtingi audiniai išlaiko savo skaitį tarp skirtingų pacientų, todėl galima naudoti paprastas slenksčio funkcijas kontrastingiems audiniams atskirti, t. y. išskirti pradinius taškus. Visos plaučiuose esančios kraujagyslės jungiasi su viena pradine kraujagysle. Turint vieną tašką kraujagyslių medyje, yra įmanoma pasiekti bet kurią jo vietą. Vadinasi visam kraujagyslių medžiui užtektų vieno pradinio taško, tačiau, dėl atvaizdų artefaktų ir ribotos skiriamosios gebos bei kontrastingumo, smulkios kraujagyslės gali likti atkirstos.

Artefaktai atsiranda dėl pradinės atvaizdų rekonstrukcijos iš dvylika-sluoksnių blokų. Rekonstrukcija nėra ideali, todėl kartais matomas persislinkimas, jis pasireiškia lyg keletas tomogramų būtų pastumta į šoną. Dėl šio poslinkio smulkesnės kraujagyslės perskeliamos į atskiras dalis, perskyrimo priežastimi gali būti kraujagyslių ir bronchų persipynimas. Pastarieji yra apraizgyti kraujagyslėmis, o dėl ribotos skiriamosios gebos ir kontrasto atvaizde, kraujagyslės gali susilieti su kitais plaučių audiniais. Dėl šių priežasčių nepakanka vieno pradinio taško, o reikia naudoti kaip galima daugiau.

Pradiniai taškai išskiriami paprastos slenksčio funkcijos pagalba, ją pritaikius ties 700 HU riba. Atvaizde lieka jungios atvaizdo elementų sritys (tokios sritys, kur iš bet kurio srities taško egzistuoja bent vienas kelias į bet kurią kitą srities tašką, kelias turi eiti tik per sričiai priklausančius taškus). Iš kiekvienos jungios srities išrenkamas vienas atvaizdo elementas, kuris priskiriamas prie pradinių modifikuoto SDA taškų. Iš jungios srities pakanka išrinkti tik vieną tašką, nes vėliau visa sritis vėl patikrinama SDA vykdymo metu.

Kraujagyslių medis modeliuojamas kaip struktūra sudaryta iš atskirų kraujagyslių, viena kraujagyslė – tai atkarpa tarp dviejų šakojimosi vietų. Ji prasideda ten, kur viena kraujagyslė išsišakojo, o užsibaigia ties savo pačios šakojimosi vieta (žr. 3.6 pav.). Kiekviena kraujagyslė suskaidoma į atskirus segmentus, kurie aproksimuojami cilindrais. Kiekvienas segmentas yra atvaizdo elementų rinkinys, erdvėje modeliuojamas kaip cilindras.



3.6 pav. Kraujagyslių modelis. Kraujagyslių medis išskaidomas į atskiras kraujagysles, o šios savo ruožtu į atskirus segmentus

Fig. 3.6. Model of blood vessels. Whole tree of blood vessels is divided into separate vessels, they are segmented into separate parts

Segmentavimo algoritmas sudarytas iš dviejų etapų. Pirmas tai pradinių taškų išskyrimas ir antras – modifikuotas srities didinimo algoritmas.

3.4.1. Pradinis atvaizdų apdorojimas

Prieš taikant modifikuotą SDA algoritmą atvaizdai specialiai parengiami išryškinant į kraujagysles panašias sritis. Atvaizdas perskaičiuojamas taikant išraišką

$$I_{SDA}(\mathbf{v}) = \frac{1}{1 + e^{-\frac{I(\mathbf{v})-600}{20}}} + \frac{1}{1 + e^{-\frac{I_C(\mathbf{v})-20}{2}}}, \quad (3.13)$$

čia: I_{SDA} – SDA algoritmui parengtas atvaizdas, I_C – „cilindriškumo“ kriterijus, $\mathbf{v}$ – atvaizdo elemento koordinatės. I_C gaunamas apskaičiuojant panašumo į kraujagyslę kriterijų (Sato *et al* 1998). Šis kriterijus remiasi prielaida, kad nedidelis kraujagyslės segmentas yra cilindro formos. Kriterijus apskaičiuojamas remiantis $\mathbf{v}$ Hesės matricos tikrinėmis vertėmis. Jos parodo gradiento pasiskirstymą lokaliaje $\mathbf{v}$ aplinkoje. Jeigu lokaliaje aplinkoje gradientas stipriai kinta dviem kryptimis, o trečiaja – kitimas nėra didelis, tuomet elementas yra cilindre. Greitai kintantis gradientas identifikuoja perėjimą iš cilindro vidaus į išorę, o trečioje ašyje gradientas nekinta, arba kinta labai silpnai, nes cilindro viduje skaistis pasiskirsto gana tolygiai. Kitos kombinacijos gali identifikuoti plokštumą arba beformį objektą (angl. – *blob*), pilnas objektų sąrašas pateiktas 3.1 lentelėje.

Kiekvieno atvaizdo elemento priklausomybė kraujagyslei, arba „cilindriškumas“ įvertinamas pagal

$$\xi = \begin{cases} |\lambda_2| + \lambda_1, & \text{kai } \lambda_1 \leq 0 \text{ ir } \lambda_2 < 0 \text{ ir } \lambda_3 < 0 \\ |\lambda_2| - \alpha \lambda_1, & \text{kai } \frac{\lambda_2}{\alpha} \lambda_1 > 0 \text{ ir } \lambda_2 < 0 \text{ ir } \lambda_3 < 0 \\ 0, & \text{kitaip} \end{cases} \quad (3.14)$$

čia: λ_1 , λ_2 ir λ_3 – tikrinės Hesės matricos $\nabla^2 I((v))$ vertės, α – svertinis koeficientas. Hesės matrica kiekvienam atvaizdo elementui yra tokia:

$$\nabla^2 I((v)) = \begin{pmatrix} I_{xx}(\mathbf{v}) & I_{xy}(\mathbf{v}) & I_{xz}(\mathbf{v}) \\ I_{yx}(\mathbf{v}) & I_{yy}(\mathbf{v}) & I_{yz}(\mathbf{v}) \\ I_{zx}(\mathbf{v}) & I_{zy}(\mathbf{v}) & I_{zz}(\mathbf{v}) \end{pmatrix}, \quad (3.15)$$

čia indeksai žymi dalines išvestines. Jos randamos atliekant sąsuką su Gauso branduolio išvestinėmis. Tuomet $I_{xx}(\mathbf{v}) = I(\mathbf{v}) * G_{xx}(\mathbf{v}, \sigma_s)$ ir $I_{xy}(\mathbf{v}) = I(\mathbf{v}) * G_x(\mathbf{v}, \sigma_s) * G_y(\mathbf{v}, \sigma_s)$. Gauso branduolio σ_s sukuria papildoma matavimą, kuris turi būti priderinamas skirtingo storio kraujagyslėms. Šiam priderinimui „cilindriškumas“ skaičiuojamas esant skirtingoms σ_s reikšmėms ir iš jų išrenkama didžiausia kriterijaus vertė.

3.1 lentelė. Objektų klasifikavimas pagal tikrinių verčių pasiskirstymą. Žymėjimo reikšmės: P - nėra vienos aiškos krypties, +/-M maža teigiama arba neigiama vertė, +/-D didelė vertė

Table 3.1 Object classification with respect to eigen values. P - no preferred direction, +/-M small positive or negative eigen value, +/-D high positive or negative eigen value

λ_1	λ_2	λ_3	Klasifikacija
P	P	P	triukšminga aplinka
M	M	-D	šviesi plokštuma
M	M	+D	tamsi plokštuma
M	-D	-D	šviesus cilindras
M	+D	+D	tamsus cilindras
-D	-D	-D	šviesus beformis kūnas
-D	-D	-D	tamsus beformis kūnas

Grįžtant prie 3.13 išraiškos, joje sudedami du atvaizdai: originalus ir cilindriškumo kriterijaus atvaizdas. Šie du atvaizdai prieš sudedant apdorojami sigmoidės funkcija (žr. 3.12 išraišką), taip sustiprinant kontrastą tarp kraujagyslių ir aplinkos.

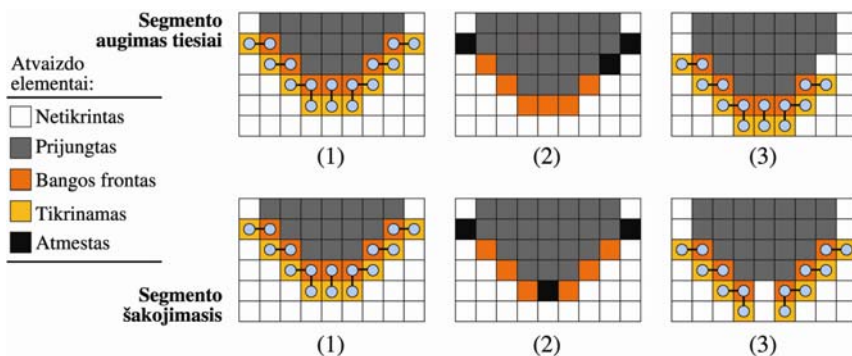
3.4.2. Modifikuotas SDA algoritmas

Modifikuotas SDA algoritmas sudarytas iš trijų pagrindinių etapų. Pirma, išrenkamas pradinis srities didinimo taškas. Antra atliekamas vieno segmento auginimas, kol nepasiekiamas stabdymo kriterijus. Trečia – naujas segmentas vertinamas pagal atskirus kriterijus. Po vertinimo jis gali būti atmestas, auginamas iš naujo, arba prijungtas prie jau esančio kraujagyslių medžio.

Srities auginimas vykdomas imituojant bangos sklidimą, pradedama iš vieno taško ir plečiamasi į visas puses vienodu greičiu, visuomet išlaikant ir sekant sklindančios bangos frontą. Visi atvaizdo elementai suskirstomi į penkias grupes:

1. netikrinti elementai,
2. prijungtieji prie auginamo segmento elementai,
3. elementai priklausantys bangos frontui,
4. bangos fronto kaimynai kurie yra tikrinami,
5. atmestieji atvaizdo elementai.

Segmentas auginamas iteracijomis, kiekvieną kartą patikrinant dar netikrintus



3.7 pav. Fronto plitimas skirtingais atvejais, pirma – frontas plinta kraujagyslės sritimi, antra – pasiekiamas išsišakojimas

Fig. 3.7. Two cases of wave front propagation, first - wave propagates inside of vessel, second - front splits at the bifurcation point

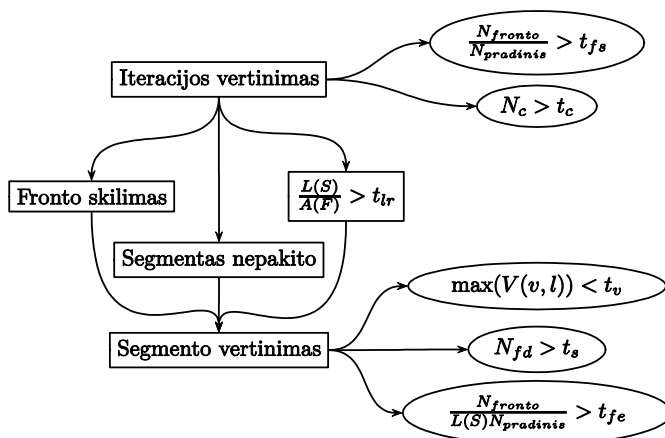
fronto kaimynus. Jeigu šie tenkina prijungimo sąlygą, tuomet prijungiami prie segmento. Priešingu atveju atvaizdo elementai pažymimi kaip netinkami.

Bangos frontas turi būti vienas jungus elementas. Jo skilimas į keletą atskirų dalių parodo kraujagyslės išsišakojimą, tuo pačiu ir segmento pabaigą. Du skirtingi atvejai pavaizduoti 3.7 paveiksle, matomas vienas segmento augimo žingsnis. Pirmuoju atveju segmentas auga ir pratęsia augimą, o antruoju atveju frontas skyla į dvi atskiras dalis.

Auginamas segmentas tikrinamas kiekvienos iteracijos metu bei vykdomas galutinis užauginto segmento patikrinimas. Bendra visų patikrinimų schema pateikta 3.8 paveiksle. Atlikus vieną iteraciją patikrinama ar plintantis frontas nedidėja per daug greitai. Santykis tarp fronto elementų kiekio einamuoju momentu N_{fronto} ir tarp fronto elementų skaičiaus segmento auginimo pradžioje $N_{pradinis}$

$$\frac{N_{fronto}}{N_{pradinis}} > t_{fs}, \quad (3.16)$$

turi būti didesnis negu eksperimentiniu būdu parinkta konstanta t_{fs} . Šio santykio padidėjimas daugiau nei dvigubai, nurodo išplitimą į aplinkinius audinius. Tokiu atveju segmentas automatiškai atmetamas. Antras tikrinimas fiksuoja augančio segmento susikirtimų skaičių su kitais jau turimais segmentais. Didelis šių susikirtimų skaičius rodo neteisingą segmentavimą. Tokie atvejai pasitaiko netoli



3.8 pav. Fronto ir segmentų vertinimo kriterijai. Ovalus blokas žymi atmetimo kriterijų

Fig. 3.8. Wave front evaluation criteria. Elliptical block marks rejection case

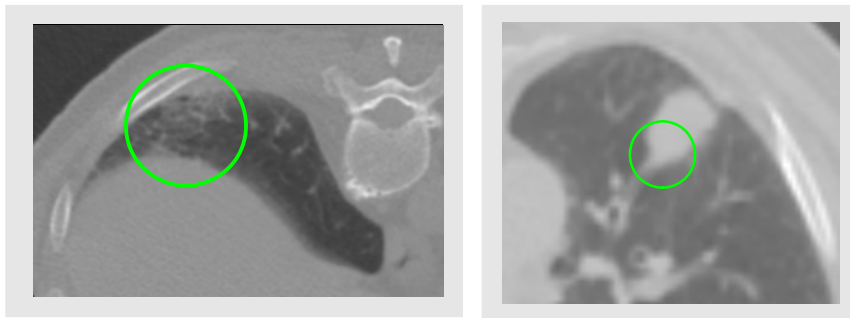
plaučių sienelių, kur susiformuoja raizgytos struktūros (žr. 3.9 a pav.).

Segmento augimo stabdymo kriterijai yra trys. Pirmas tai jau minėtas fronto skilimas į dvi ar daugiau dalių. Antras kriterijus sustabdo auginimą, jeigu kitos iteracijos metu neprijungiamas nei vienas naujas atvaizdo elementas. Tai reiškia, kad buvo pasiektas matomas kraujagyslės galas. Trečiasis kriterijus apriboja segmento ilgį santykinai jo skersmeniui

$$\frac{L(S)}{R(S)} > t_{lr}, \quad (3.17)$$

čia: $L(S)$ – segmento S ilgį gražinanti funkcija, $R(S)$ – vidutinį segmento spindulį gražinanti funkcija. Šis kriterijus remiasi išankstinėmis žiniomis apie kraujagyslės formą. Ji yra ilgas vamzdelio pavidalo darinys, kurio skersmuo negali staiga padidėti arba sumažėti. Taip pat, einant nuo storesnių kraujagyslių tolyn, jų skersmuo mažėja.

Užaugintas segmentas tikrinamas pagal tris kriterijus. Pirmas kriterijus patikrina ar segmentas yra cilindriškas objektas. Naudojamas tas pats cilindriškumo kriterijus, kaip ir kraujagyslių išryškinimo etape. Antras kriterijus tikrina ar frontas nešerpetoja, t. y. ar neskyla į daug smulkių dalių, kas gali atsitikti SDA algoritmui patekus į rezginį netoli sienelės, arba į auglį. Paskutinis kriterijus tikrina, ar frontas neišsiplėtė per daug, lyginant su segmento ilgiu



a)

b)

3.9 pav. a) Tinklo pavidalo dariniai netoli plaučių krašto;
b) kraujagyslės jungimasis su augliu

Fig. 3.9. a) Cloudy network near a lung wall;
b) blood vessel meets a tumour

$$\frac{N_{fronto}}{L(S)N_{pradinis}} > t_{fe}. \quad (3.18)$$

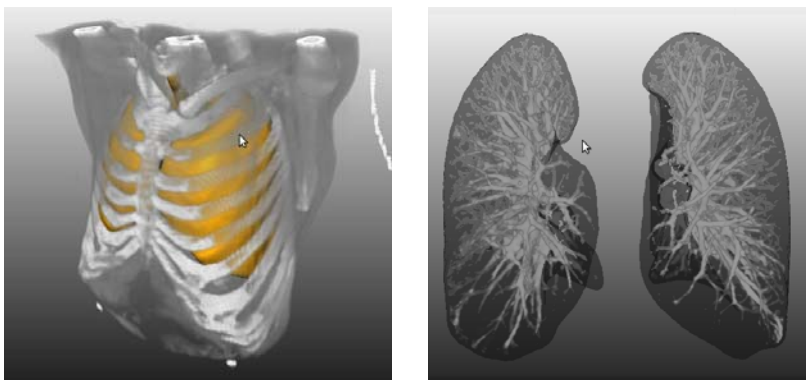
Pastarasis atvejis pavaizduotas 3.9 b paveiksle.

3.5. Rezultatai

3.5.1. Plaučių segmentavimas

Plaučių segmentavimas buvo atliekamas taikant sukurtą algoritmą visoms kvėpavimo fazėms. Algoritmas testuotas jį taikant penkių pacientų atvaizdams, kiekvieno paciento duomenys sudaryti iš keturiolikos atskirų laiko momentų. Iš viso atlikta septyniasdešimt segmentavimo testų.

Segmentavimo rezultatai pateikti 3.10 paveiksle. Bendra plaučių padėtis kūne, naudojant mišrią vaizdinimo techniką, pavaizduota 3.10 a paveiksle. Plaučių vaizdinimui panaudoti segmentavimo rezultatai. 3.10 b paveiksle pavaizduoti segmentuoti plaučiai ir juose esančios kraujagyslės. Iš pastarojo atvaizdo matyti, kad kraujagyslių segmentavimui labai tikslus plaučių išskyrimas nėra svarbus.

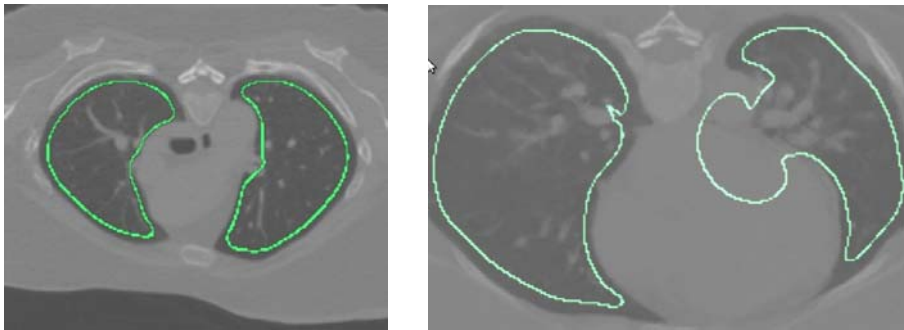


a)

b)

3.10 pav. a) Plaučių lokalizacija kūne, vaizdinimui panaudota segmentuota plaučių sritis; b) išskirti plaučiai ir juose esančios kraujagyslės

Fig. 3.10. a) Lungs localisation inside of the human body; b) segmented lungs with internal blood vessels



a)

b)

3.11 pav. a) Korektiškas plaučių segmentavimas;
b) segmentavimas su nedidele paklaida

Fig. 3.11. a) Correct lungs segmentation;
b) segmentation with small error

Dauguma matomų kraujagyslių sričių nepasiekia plaučių sienelių sričių, todėl nedidelė segmentavimo paklaida nedaro didelės įtakos tolimesniems kraujagyslių išskyrimo žingsniams.

3.11 a ir b paveiksluose pateikiami korektiško ir klaidingo segmentavimo rezultatai. Klaidingas segmentavimas buvo įtakotas didelės grupės kraujagyslių išsišakojančių vietoje. Dėl šios kraujagyslių sankaupos, atvaizdo filtravimo ir gradiento skaičiavimo metu sudaroma sąlyginiai didelė nedidelio gradiento sritis. Greitojo marširavimo algoritmas gradiento modulį naudoja kontūro plitimo greičiui nustatyti. Pastarasis yra atvirkščiai proporcingas gradiento moduliui. Taigi kontūras greitai peršoka mažo gradiento sritį ir išplinta už vidinės plaučių dalies. Susidariusią klaidingai segmentuotą sritį nesunku pašalinti rankiniu būdu. Segmentavimas funkcijos lygio nustatymo metodu leidžia nesunkiai koreguoti segmentavimo rezultatus, nustatant skirtingus funkcijos lygius.

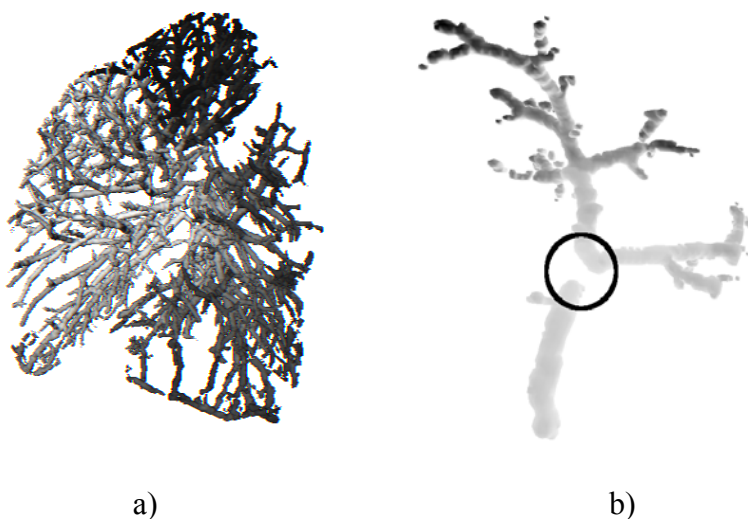
3.5.2. Plaučių kraujagyslių segmentavimas

Kraujagyslių segmentavimas buvo atliekamas pasitelkus sukurtą, bangos sklidimo principu veikiantį, algoritmą. 3.12 a ir b paveiksluose pavaizduotas užfiksuotas bangos sklidimas. 3.12 a paveiksle skaisčiu užkoduotas bangos sklidimo laikas visame kraujagyslių medyje, kuo skaistis tamsesnis tuo vėliau banga pasiekė tas vietas. Paveiksle matyti, kad sklidimas prasideda iš centro ir sklinda skirtingomis kryptimis. Sklidimas nėra vienodas į visas puses, nes formuojami atskiri segmentai ir algoritmas pirmiausia nukeliauja iki vienos atšakos galo, o toliau

grįžta prie išsišakojimų ir ieško kitų kraujagyslių. Tai paaiškina, kodėl dalis kraujagyslių sričių galų yra tamsūs, o dalis galų – šviesūs. 3.12 b paveiksle pavaizduota viena kraujagyslių medžio atšaka, užauginta iš vieno pradinio taško. Pastarojo vieta pažymėta juodu apskritimu. Aiškiai matoma, kad banga pradeda sklirti iš vieno taško ir keliauja kraujagyslės sritimi tolyn. Kraujagyslės srities galai yra tamsiausi, nes jie buvo pasiekti vėliausiai.

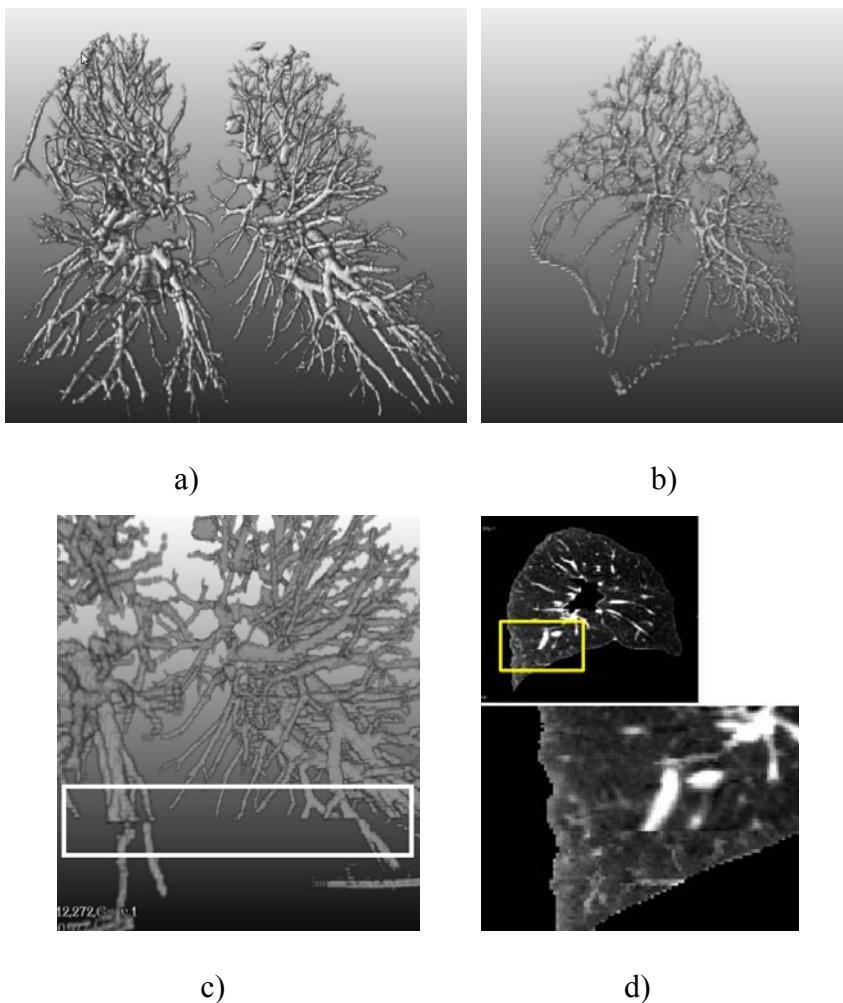
Visas segmentuotas kraujagyslių medis pateiktas 3.13 a paveiksle. Šiame atvaizde matomos segmentuotos abiejų plaučių kraujagyslės bei keletas segmentavimo artefaktų. Tai į kraujagyslę panaši atšaka viršuje kairėje ir į burbulą panašus darinys truputį aukščiau atvaizdo centro. 3.13 b paveiksle pavaizduotos vieno plaučio kraujagyslės. Paveiksle matomi susidarę artefaktai plaučių apačioje, tarsi viena ilga kraujagyslė išsidėsčiusi prie pat sienelės.

Kita aptikta segmentavimo problema buvo sukelta pradinių atvaizdų nevienetisumo. 3.13 c ir d paveiksluose pavaizduotas segmentavimo rezultatas ir jį sukėlęs atvaizdo rekonstrukcijos artefaktas. Pastebėta, kad šios problemos iškyla tik plaučių pakraščiuose ir didelės įtakos segmentavimo kokybei nedaro.



3.12 pav. a) Segmentuotos plaučių kraujagyslės, spalva žymi bangos sklaidimo iteracijas, kuo šviesesnės kraujagyslės, tuo vėliau jos buvo pasiektos sklindančios bangos; b) viena kraujagyslės atšaka

Fig. 3.12. a) Lung's blood vessels. Colour encodes front propagation iterations, the brighter colour means later arrival of the front; b) one branch of the blood vessels tree



3.13 pav. a) Segmentuotos plaučių kraujagyslės; b) matoma neteisingai segmentuota sritis apatinėje dalyje; c) Segmentavimo artefaktai atsirandantys dėl persislenkančių segmentų; d) persislenkantys segmentai

Fig. 3.13. a) Segmented lungs' vessels; b) incorrect segmentation in lower part of the tree; c) Segmentation artefacts due to shift in blocks of the image; d) shift of the blocks

3.6. Trečiojo skyriaus išvados

1. Plaučių kraujagyslių segmentavimui reikalingas plaučių srities išskyrimas. Šiam tikslui sukurtas algoritmas plaučių sritį išskiria apytiksliai. Gali būti nepažymimi nedideli ploteliai arti plaučių sienelių. Tačiau tai didelės įtakos kraujagyslių segmentavimui neturi.
2. Plaučių segmentavimo rezultatai gali būti koreguojami keičiant funkcijos lygį.
3. Dėl arti sienelių išsidėstančių stambių kraujagyslių, segmentavimo algoritmas gali klaidingai pažymėti aplinkinius audinius. Tokias klaidingai pažymėtas sritis galima pašalinti interaktyviu būdu.
4. Plaučių segmentavimo algoritmą galima taikyti ne tik kraujagyslių segmentavimo bet ir vaizdinimo užduotims, kur reikalingas plaučių išskyrimas.
5. Sukurtas plaučių kraujagyslių segmentavimo algoritmas identifikuoja daugumą kraujagyslių. Segmentuotame atvaizde pasitaiko atšakų ir artefaktų, kurie nepriskirtini kraujagyslėms.
6. Algoritmas užfiksuoja kraujagyslių šakojimosi vietas. Šių vietų sekimas laike gali būti panaudotas plaučių judėjimo modelių sudarymui.
7. Algoritmas yra tinkamas kraujagyslių išskyrimui ir vaizdinimui.
8. Segmentavimo rezultatus galima pagerinti įvedant iteracinį segmentų auginimą. Tokiu atveju, jeigu segmentas atmetamas dėl vieno iš kriterijų, galima keisti auginimo parametrus, arba adaptuoti kriterijus. Tai leistų praplėsti algoritmo taikymo galimybių spektrą.

Dešiniojo širdies skilvelio centrinės ašies analizė

Šiame skyriuje aprašoma dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo metodika ir pateikiami jos taikymo rezultatai. Skyriaus rezultatai publikuoti straipsnyje „An Algorithm for Partitioning of Right Heart Ventricle Medial Axis“.

Dešiniojo skilvelio forma yra sunkiai apibrėžiama. Širdžiai plakant, ši forma kinta, o norint užfiksuoti ir įvertinti šiuos pokyčius reikalingas atspirties taškas. Tokiu tašku buvo pasirinkta centrinės ašies aproksimacija – simetrijos karkasas. Jis gali užfiksuoti menkiausius paviršiaus pakitimus, be to, visuomet yra objekto centre.

Centrinę ašį 1967 metais pirmą kartą paminėjo Blumas (Blum 1967). Ją apibrėžė pagal degančio ugnies žiedo analogiją, kuri iliustruoja pačią koncepciją. Jeigu sausoje žolėje uždegtume bet kokios formos uždara žiedą, tuomet ugnis slinktų link centro ir į žiedo išorę už savęs palikdama išdegintą plotą. Tokio žiedo centrinė ašis išsidėstytų ten, kur susitinka degančios žolės ugnies frontai. Vėliau buvo pasiūlyti kitokie apibrėžimai susieti su atstumų transformacija, diferencialinėmis lygtimis ir kt. Darbe remiamasi Dey siūlomu apibrėžimu (Dey ir Zhao 2004), kuriame jis teigia, kad kreivės arba paviršiaus $F \in \mathbb{R}^k$ centrinė ašis

M yra geometrinė taškų vieta erdvėje $\mathbb{R}^k$, kur kiekvienas taškas turi bent du artimiausius taškus kreivėje (paviršiuje) F .

Centrinės ašies aproksimavimui naudojamas Dey (Dey ir Zhao 2004) pasiūlytas algoritmas, kuris, Voronojaus diagramos pagalba, centrinę ašį aproksimuoja iš diskretizuoto paviršiaus taškų. Algoritmas pasižymi svarbia savybe, paviršiaus diskretizacijos tankiui tostant į begalybę, centrinės ašies aproksimacija artėja prie tikrosios centrinės ašies (Dey ir Zhao 2003).

Aproksimuojant centrinę ašį, paviršius turi būti pakankamai tankiai diskretizuotas. Diskretizacija yra pakankamai tanki jeigu, bet kuris diskretizuoto paviršiaus taškas $p \in F$ turi kitą tokį tašką q , kad $\|q - p\| \leq \epsilon f(q)$, čia $f(q)$ atstumas nuo q iki centrinės ašies M . Jeigu ši sąlyga tenkinama, tuomet imtis vadinama ϵ -imtimi. Dey (Dey ir Zhao 2003) teigia, kad ϵ turi būti mažesnė už 1, o siekiant tikslios aproksimacijos – $\epsilon < 0,4$.

Aproksimuotą centrinę ašį vadiname simetrijos karkasu. Jis sudarytas iš plokščių daugiakampių – Voronojaus diagramos sienelių. Simetrijos karkasas yra sudarytas tik iš vidinės centrinės ašies dalies.

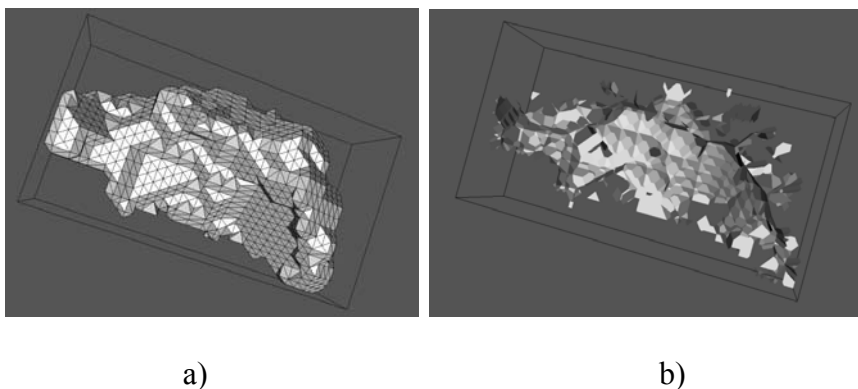
4.1. Pradiniai duomenys

Šiame darbe, simetrijos karkaso aproksimavimui naudojami medicinos specialisto segmentuoti dešiniojo širdies skilvelio atvaizdai. Atvaizduose fonas yra pažymėtas juoda spalva, o dešiniojo skilvelio plotas – balta spalva. Segmentuoti atvaizdai gauti iš KT įrenginiu užfiksuotų dešiniojo širdies skilvelio atvaizdų. Viena atvaizde užfiksuotas vienas širdies darbo ciklas – susitraukimas ir išsiplėtimas. Vieno tokio atvaizdo raiška $512 \times 512 \times 23$ atvaizdo elementų, o vieno trimačio atvaizdo elemento dydis – $0,385 \times 0,385 \times 5,000$ mm. Širdies ciklas sudarytas iš 10 tokių trimačių atvaizdų, kur kiekvienas atvaizdas fiksuoja skirtingus laiko momentus.

Segmentavimo metu atvaizdų raiška ir mastelis nepakito, tačiau atvaizduose liko tik fonas ir dešiniojo skilvelio sritis.

Centrinė ašis gali būti aproksimuojama tiesiogiai iš vaizdinės informacijos, manipuliuojant atvaizdo elementais, arba iš rekonstruoto paviršiaus, tačiau turimų atvaizdų raiška yra per maža norint gauti kokybišką aproksimaciją. 4.1 a paveiksle pavaizduotas iš pradinių duomenų rekonstruotas dešinysis skilvelis. Matomas grubus paviršius, objekto forma nėra aiški. 4.1 b paveiksle pavaizduota iš tokios paviršiaus taškų imties aproksimuota centrinė ašis. Ji skylėta, sudaryta iš atskirų „lapelių“.

Siekiant pagerinti paviršiaus rekonstrukciją ir pasiekti didesnę diskretizacijos tankį buvo išbandytas paviršiaus aproksimavimas sferinėmis harmonikomis (4.2 skyrelis), bei sukurtas savas algoritmas pradinių duomenų tankio didinimui



4.1 pav. a) Iš pradinių duomenų rekonstruotas dešiniojo širdies skilvelio paviršius ir b) jo centrinė ašis. Dėl nepakankamo imties dydžio aiškiai matomas paviršiaus aproksimacijos kampuoatumas, o jo centrinės ašies aproksimacija yra skylėta ir tolimesniems tyrimams netinkama

Fig. 4.1. a) Right heart ventricle's surface reconstruction from initial data, b) medial axis approximation from reconstructed surface. Due to insufficient surface sampling there is evident degradation in surface and medial axis quality

(4.3 skyrelis). Aproksimacija sferinėmis harmonikomis leidžia paviršių aprašyti ortogonalų funkcijų rinkiniu. Tam naudojami asocijuotieji Ležandro polinomial (Paulauskas 1974), kurie pilnai ortogonalūs yra tik tam tikruose režiuose, dėl to tiksliai aproksimacijai reikalingos didelės eilės funkcijos ir optimizavimas.

4.2. Paviršiaus aproksimavimas sferinėmis harmonikomis

Sferinės harmonikos (rutulinės funkcijos (Paulauskas 1974)) yra Laplaso lygties sprendinių rinkinys sferinėje koordinačių sistemoje. Dešiniojo širdies skilvelio paviršiaus aproksimavimas šiomis funkcijomis galimas, nes segmentuotas skilvelis topologiškai ekvivalentus sferai. Deformuojant skilvelio paviršių taip, kad šis neplyštų ir nesusikirstų pats su savimi, jį galima išpūsti iki sferinės formos. Tikrasis fizinis skilvelis, savo forma labiau primena žiedą ir jį laikyti sfera galima tik esant uždariems vožtuvams.

Parametrizavus skilvelio paviršių, teoriškai įmanomas begalinis diskretizavimo tankis, o tai svarbu aproksimuojant centrinę ašį. Praktikoje tankis apribojamas skaičiavimo resursų.

Sferinė parametrizacija turi du laisvuosius parametrus, ϕ – azimuto kampas, ir θ – zenito kampas, sferos spindulys lieka konstanta $R = 1$. Parametrizavimui arba skilvelio taškų perkėlimui ant sferos, buvo išmėginti du metodai. Pirmasis, kuomet taškai perkeliama sprendžiant difuzijos lygtis (Brechtbuhler *et al* 1995) ir antrasis kuomet taškai perkeliama atvirkštinės stereoskopinės transformacijos būdu (Saba *et al* 2005).

4.2.1. Pradinis parametrizavimas

Skilvelio paviršiaus taškus perkeliama ant sferos difuzijos metodu, paviršių aproksimuojantis daugiakampių tinklas traktuojamas kaip grafas. Šio grafo aprašymui sukonstruojama specifinė duomenų struktūra ir rastrinis atvaizdas paverčiamas trimačiu paviršiaus grafu. Kiekvienas stačiakampis trimačio atvaizdo elementas paverčiamas erdvinio stačiakampiu gretasienu, kurio dimensijas nusakoma atvaizdo mastelis. Paviršiaus grafas suformuojamas iš bendro visų elementų paviršiaus paimant tik išorines sienes.

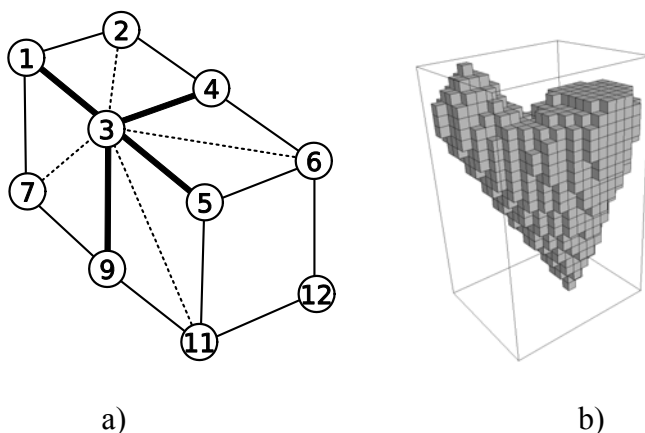
Grafo viršūnės atitinka stačiakampių viršūnes, kraštinės – stačiakampių briaunas. Duomenų struktūroje saugomas visų viršūnių sąrašas, kiekviena viršūnė turi jai priskirtą kaimynų sąrašą, kurie surikiuoti prieš laikrodžio rodyklę.

Iš dviejų atvaizdo elementų suformuotas paviršiaus grafas pavaizduotas 4.2 a paveiksle. Paviršiaus grafo viršūnių sąrašas $V = \{v_1, v_2, v_3, \dots, v_{12}\}$, kiekviena viršūnė v_n turi papildomą kaimynų sąrašą V_{nk} . Pavyzdžiui, trečioji viršūnė turės $V_{3k} = \{v_1, v_7, v_9, v_{11}, v_5, v_6, v_4, v_2\}$. Be to, yra sudaromas papildomas sąrašas, kuris nurodo paviršiaus sienes. Jos suformuojamos iš keturkampių, pavyzdžiui $f = \{v_3, v_4, v_2, v_1\}$. Dešiniojo skilvelio paviršiaus grafas pavaizduotas 4.2 b paveiksle.

Pagal (Brechtbuhler *et al* 1995) pasiūlytą algoritmą pradinio parametrizavimo metu kiekvienam paviršiaus taškui suteikiamos pradinės ϕ ir θ vertės. Pirmia išrenkamos dvi viršūnės, kurios inicijuojamos sferos poliuose. Šios viršūnės gali būti bet kurie paviršiaus taškai, tačiau pradinė parametrizacija būna tolygesnė jeigu parenkami kaip galima toliau vienas nuo kito esantys taškai (atstumas paviršiaus grafe). Toliau suformuojamos dvi lygčių sistemos, viena azimuto kampui, kita – zenito kampui. Jos užrašomos taip:

$$\begin{aligned}\nabla^2 \phi &= 0, \\ \nabla^2 \theta &= 0.\end{aligned}\tag{4.1}$$

Įvedamos Dirichle sąlygos $\theta_N = 0$ ir $\theta_S = \pi$. Šiuo atveju ϕ ir θ yra tolydžios ieškomos funkcijos. ϕ yra cikliška, todėl lygčių sistema yra singuliari. Norint ją išspręsti reikia nustatyti vienos viršūnės azimuto kampą. Diskrečiu atveju Laplaso operatorių galima aproksimuoti antros eilės baigtiniais skirtumais, tai reiškia,



4.2 pav. a) Iš dviejų atvaizdo elementų suformuotas paviršiaus grafas. Pastorintos linijos rodo kraštines tarp tiesioginių kaimynų, o punktyrinės linijos - kaimynystę su netiesioginiais kaimynais;
b) suformuotas dešiniojo širdies skilvelio paviršiaus grafas

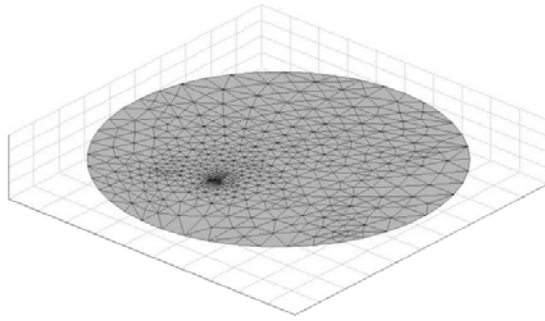
Fig. 4.2. a) Surface graph constructed from two voxels. Bold lines denote edges between direct neighbours, dashed lines - indirect neighbours.
b) a full surface graph of the right heart ventricle

kad kiekvieno taško kampai yra tiesioginių kaimynų kampų vidurkis. Taip suformuojamos dvi išretintosios lygčių sistemos, kurias išsprendus gaunama pradinė paviršiaus parametrizacija (žr. 4.4 a pav.).

Kitas išbandytas pradinio parametrizavimo metodas aprašytas (Saba *et al* 2005). Pasitelkus šį algoritmą, skilvelis pirma rekonstruojamas bėgančių kubų algoritmu. Toliau, gautasis paviršiaus grafas padalijamas į dvi lygias dalis. Šis uždavinys išsprendžiamas pasitelkus *MeTiS* (Karypis ir Kumar 1998) grafų skaidymo paketą. Padalijus gaunamos dvi grafo pusės, su atviromis kraštinėmis. Šios kraštinės išdėstomos ant vienetinio disko krašto. Atstumai tarp kraštinių viršūnių yra išlaikomi lygūs. Šios ant disko krašto esančios viršūnės užfiksuojamos ir tolimesniuose veiksmuose nejudinamos. Likusios viršūnės suprojektuojamos į disko vidų sprendžiant lygčių sistemą:

$$\mathbf{p}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \mathbf{p}_j \quad (4.2)$$

čia: $\mathbf{p}_i$ – projektuojamas taškas, $\mathbf{p}_j$ – projektuojamo taško kaimynas, N – kaimynų skaičius. 4.3 paveiksle pavaizduotas šios transformacijos rezultatas.



4.3 pav. Paviršiaus grafo dalies projekcija į vienetinį diską

Fig. 4.3. Part of surface graph projected on a unit disk

Išsprendus lygčių sistemą, gaunama baricentrinė grafo projekcija į vienetinį diską. Toliau, dvimačių taškų koordinatės traktuojamos kaip kompleksiniai skaičiai z ir atliekama Moebio inversija (Saba *et al* 2005).

$$f(z) = \frac{1}{f(z^*)}. \quad (4.3)$$

Ši inversija perkelia visus taškus iš disko vidinės dalies, į išorę, o disko centras perkeliamas į begalybę. Toliau atliekama atvirkščia stereoskopinė projekcija

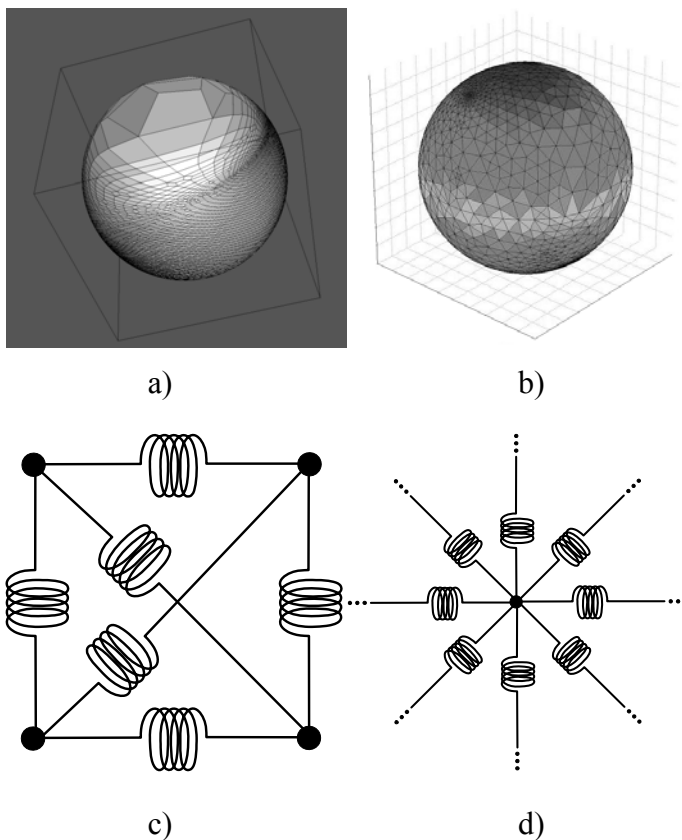
$$\begin{aligned} p_x(u, v) &= \frac{2u}{1 + u^2 + v^2}, \\ p_y(u, v) &= \frac{2v}{1 + u^2 + v^2}, \\ p_z(u, v) &= \frac{1 - u^2 - v^2}{1 + u^2 + v^2} \end{aligned} \quad (4.4)$$

ir visi taškai perkeliama ant vienetinės sferos paviršiaus. Taškai, kurie buvo užfiksuoti disko krašte, išsidėsto ant sferos ekvatoriaus. Rezultatas matomas 4.4 b paveiksle.

Aprašytais pradinio parametrizavimo algoritmais pasiekiamas tas pats rezultatas – perkelia paviršiaus taškų imtį ant vienetinės sferos paviršiaus taip, kad paviršių aproksimuojančio grafo kraštinės nesusikirstų. Pirmuoju metodu perkelta imtis sukuria vertikalų tinklą, su labai siauromis ir ištemptomis akimis ties ekvatoriumi (4.4 a pav.). Visas šis tinklas sudarytas iš keturkampių. Antrasis metodas imtį perkelia baricentrinės transformacijos (Saba *et al* 2005) pagalba, gerai išlaikant trikampių formą (4.4 b pav.). Gera trikampių forma vadiname

tokią formą, kurios daugumos trikampių kampai yra smailūs. Tai yra svarbu tolimesniame žingsnyje, kur atliekamas trikampių tinklo optimizavimas.

Abiem algoritmais ant sferos pernešti taškai išsidėsto netolygiai. Vienur jų koncentracija didesnė, o kitur mažesnė. Tolygumui pagerinti naudotas optimizavimo algoritmas. Kiekviena grafo kraštinė buvo pakeista elastingu elementu – spyruokle. Pirmuoju metodu gauto tinklo akys yra keturkampės, vienos akies pakeitimas spyruoklėmis pavaizduotas 4.4 c paveiksle. Antruoju metodu gautas tinklas sudarytas iš trikampių, tokio tinklo mazgas pavaizduotas 4.4 d paveiksle. Tinklo optimizavimas atliekamas leidžiant sistemai laisvai deformuotis.



4.4 pav. Pradinė sferinė parametrizacija; a) sprendžiant difuzijos lygtį; b) gauta baricentrinės transformacijos pagalba; c) spyruoklių išdėstymas vienai sienieli; d) vienos viršūnės spyruoklių išdėstymas

Fig. 4.4. Initial spherical parameterisation; a) by solving diffusion equations; b) by barycentric transform; a) springs for one face; b) for one vertex

4.2.2. Harmonikų koeficientų radimas

Atlikus sferinę parametrizaciją yra skaičiuojami sferinių harmonikų koeficientai. Šiame darbe jie apskaičiuoti dviem būdais. Pagal (Brechbuhler *et al* 1995) tie koeficientai randami mažiausių kvadratų būdu. Kitas metodas (Li ir Moo 2006) yra greitesnis tačiau skaičiavimui suvartoja daugiau kompiuterio atminties.

Sferinės harmonikos apibrėžiamos taip:

$$Y_l^m(\Theta, \phi) = \sqrt{\frac{2l+1}{4} \frac{(l-m)!}{(l+m)!}} P_l^m(\cos \Theta) e^{im\phi}, \quad (4.5)$$

$$Y_l^{-m}(\Theta, \phi) = (-1)^m Y_l^{m*}(\Theta, \phi),$$

čia: m ir l atitinkamai yra sferinės harmonikos eilė ir laipsnis, P_l^m yra prijungtinis Ležandro polinomas, kuris apibrėžiamas taip:

$$P_l^m(x) = \frac{(-1)^m}{2^l l!} (1-x^2)^{\frac{m}{2}} \frac{d^{l+m}}{dx^{l+m}} (x^2-1)^l, \quad (4.6)$$

čia P_l – l -tojo laipsnio Ležandro polinomas. Bet kuri, du kartus diferencijuojama funkcija, gali būti aproksimuojama sferinėmis harmonikomis

$$f(\Theta, \phi) = \sum_{l=0}^{\infty} a_l^m Y_l^m(\Theta, \phi), \quad (4.7)$$

$$a_l^m = \int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} Y_l^m(\Theta, \phi)^* f(\Theta, \phi) \sin \Theta d\phi d\Theta,$$

čia $Y_l^m(\Theta, \phi)^*$ yra kompleksiskai jungi funkcija $Y_l^m(\Theta, \phi)$. Koeficientų radimui buvo naudojami du metodai: mažiausių kvadratų metodas ir iteracinis liekamosios paklaidos mažinimas. Pirmuoju metodu koeficientai apskaičiuojami mažiausių kvadratų metodu sprendžiant tiesinių lygčių sistemą, antruoju – pasinaudojant tam tikromis sferinių harmonikų savybėmis, iteracijomis mažinama liekamoji paklaida. Mažiausių kvadratų metodu ieškant a_l^m koeficientų, sprendžiama tiesinių lygčių sistema. Turima funkcija $f(\Theta, \phi)$ ir maksimalus ieškomos harmonikos laipsnis L . Funkcija $f(\Theta, \phi)$ yra aprašyta imties taškų koordinatėmis (Θ_i, ϕ_i) ir jų funkcijos reikšmėmis $f_i(\Theta_i, \phi_i)$. Pagal 4.7 lygtį galima suformuluoti tokią tiesinę sistemą

$$\begin{pmatrix} y_{1,1} & y_{1,2} & y_{1,3} & \cdots & y_{1,k} \\ y_{2,1} & y_{2,2} & y_{2,3} & \cdots & y_{2,k} \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ y_{n,1} & y_{n,2} & y_{n,3} & \cdots & y_{n,k} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ \vdots \\ f_k \end{pmatrix}, \quad (4.8)$$

čia: $y_{i,j} = Y_l^m(\Theta_i, \phi_i)$, $j = l^2 + l + m + 1$, o $k = (L + 1)^2$. Išsprendus šią sistemą, randami koeficientai $x_j \equiv a_l^m$. Tuomet pradinį paviršių galima rekonstruoti pagal

$$\hat{f}(\Theta, \phi) = \sum_{l=0}^L \sum_{m=-l}^l a_l^m Y_l^m(\Theta, \phi) \approx f(\Theta, \phi). \quad (4.9)$$

Kuo didesnis naudojamų harmonikų skaičius L , tuo tikslesnė paviršiaus rekonstrukcija. Tačiau šis metodas nėra tinkamas dideliems L skaičiams, nes gaunama lygčių sistema būna labai didelė. Pavyzdžiui, jeigu $L = 20$ tuomet nežinomųjų skaičius $k = 440$, jeigu $L = 80$ tai $k = 6561$. Lygčių skaičius tokioje sistemoje priklauso nuo diskretaus paviršiaus taškų skaičiaus, tyrimų metu jų buvo tarp 4 ir 10 tūkstančių. Taigi ne visada įmanoma išspręsti gaunamas lygčių sistemas. Be to, skaičiavimų laikas ženkliai didėja, didinant L .

Paviršių aproksimuojant didelės eilės harmonikomis buvo pasitelktas iteracinis liekamosios paklaidos mažinimo metodas. Jis pirmiausia apskaičiuoja nedidelio laipsnio koeficientus, iš jų surandama liekamoji paklaida. Šioje paklaidoje yra susitelkusi ir visa informacija apie aukštesnių laipsnių harmonikas. l -tojo laipsnio harmonikų matrica užrašoma taip

$$A_l = \begin{pmatrix} Y_l^{-l}(\Theta_1, \phi_1) & Y_l^{-l+1}(\Theta_1, \phi_1) & \cdots & Y_l^l(\Theta_1, \phi_1) \\ Y_l^{-l}(\Theta_2, \phi_2) & Y_l^{-l+1}(\Theta_2, \phi_2) & \cdots & Y_l^l(\Theta_2, \phi_2) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ Y_l^{-l}(\Theta_n, \phi_n) & Y_l^{-l+1}(\Theta_n, \phi_n) & \cdots & Y_l^l(\Theta_n, \phi_n) \end{pmatrix}, \quad (4.10)$$

harmonikų koeficientų vektorius

$$\mathbf{b}_l = (a_l^{-l}, a_l^{-l+1}, \dots, a_l^l)^T, \quad (4.11)$$

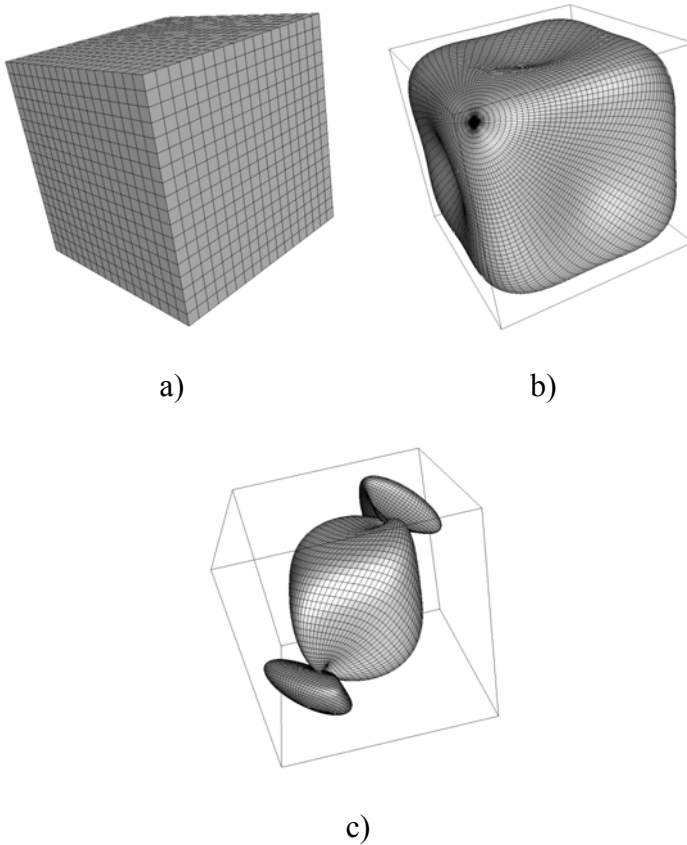
funkcijų vektorius

$$\mathbf{f} = (f(\Theta_1, \phi_1), f(\Theta_2, \phi_2), \dots, f(\Theta_n, \phi_n))^T, \quad (4.12)$$

ir sferinių harmonikų modelis

$$\mathbf{m} = (\mathbf{b}_0^T, \mathbf{b}_1^T, \dots, \mathbf{b}_L^T)^T. \quad (4.13)$$

Modelio m paieškos algoritmas susideda iš keturių žingsnių. Pirma išsprendžiama tiesinė sistema $(A_0, A_1, \dots, A_s)(\mathbf{b}_0^T, \mathbf{b}_1^T, \dots, \mathbf{b}_s^T)^T = \mathbf{f}$. Antra, gautieji s laipsnio koeficientai panaudojami liekamosios paklaidos apskaičiavimui



4.5 pav. a) Pradinis objekto paviršius. Kiekvienas kvadratiukas atitinka vieną vokselio sienelę; b) rekonstruotas pradinio objekto paviršius.

Panaudotos 6 laipsnio harmonikos ir parametrizacijos tinklo optimizavimas; c) rekonstruotas pradinio objekto paviršius. Panaudotos 6 laipsnio harmonikos, o parametrizacijos tinklas nebuvo optimizuotas

Fig. 4.5. a) Initial object surface. Every square represents one voxel face; b) reconstructed initial object surface using 6th degree harmonics with net optimization; c) reconstructed initial object surface using 6th degree harmonics without net optimization

$\mathbf{r} = \mathbf{f} - (A_0, A_1, \dots, A_s)(\mathbf{b}_0^T, \mathbf{b}_1^T, \dots, \mathbf{b}_s^T)^T$. Trečiajame žingsnyje liekamoji paklaida mažinama iteracijomis apskaičiuojant aukštesniojo laipsnio harmonikas. Tai kar-tojama kol $l \neq L$, išsprendžiama $A_l \mathbf{b}_l = \mathbf{r}$ ir atnaujinama liekamoji paklaida $\mathbf{r} = \mathbf{r} - A_l \mathbf{b}_l$. l padidinamas vienetu. Ketvirtajame žingsnyje gražinamas sufor-muotas modelis $m \equiv (\mathbf{b}_0^T, \mathbf{b}_1^T, \dots, \mathbf{b}_L^T)^T$.

Šis metodas leidžia surasti didelio laipsnio harmonikas (praktiškai pavyko apskaičiuoti iki 85 laipsnio). Priešingai nei mažiausių kvadratų metode, čia nėra sprendžiama viena didelė lygčių sistema, o nežinomieji randami sprendžiant ne-dideles lygčių sistemas ir iteracijomis mažinant modelio paklaidą.

Pavyzdinė objekto rekonstrukcija pateikta 4.5 a, b ir c paveiksluose.

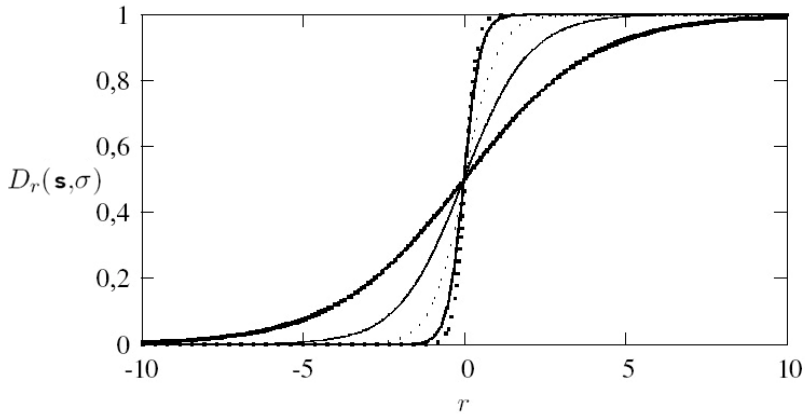
4.3. Pradinių duomenų didinimas ir glodinimas

Pradiniai duomenys didinami ir glodinami tam, kad pasitelkus marširuojančių kubų algoritmą, būtų gaunama tikslesnė paviršiaus aproksimacija. Šis metodas sudarytas iš trijų dalių. Pirmą, trimatis atvaizdas padidinamas, antra – glodina-mas, o trečiame žingsnyje, pasitelkus marširuojančių kubų algoritmą, sukuriami paviršiaus taškų imtis ir paviršių aproksimuojantis trikampių tinklas. Marširuo-jančių kubų algoritmu gauto paviršiaus viršūnių skaičius tiesiogiai priklauso nuo atvaizdo dydžio, jį padidina pirmieji du kuriamo algoritmo žingsniai, tuo pačiu padidindami ir paviršiaus taškų imties dydį.

Pradinis trimatis atvaizdas yra neizotropiškas, vienas atvaizdo elementas yra stačiakampio formos. Pavyzdžiui x ir y kryptimis kraštinių ilgiai yra 0,385 mm, o z kryptimi 5,000 mm. Izotropiškumo pagerinimui buvo sukurtas naujas atvaiz-das, mastelį $\mathbf{s}$ perskaičiuojant taip, kad visų vieno atvaizdo elemento kraštinių ilgiai būtų lygūs. Atvaizdo mastelis parodo kiek milimetrų užima vienas atvaiz-do elementas išilgai vienos iš ašių.

Naujasis izotropiškas atvaizdas filtruojamas žemų dažnių, Gauso filtru. Filt-ras išlygina visus nelygumus atsirandančius dėl nedidelės segmentuoto atvaizdo raiškos. Naudojamo filtro branduolys sukonstruojamas automatiškai pagal σ . Pastoroji yra surišta su fizininiais atvaizdo matmenimis – masteliu. Kad parinkti optimalius σ ir $\mathbf{s}$ parametrus buvo atlikti eksperimentai.

Rekonstrukcijos slenksčio parinkimas. Pradinis atvaizdas yra binarinis, fonas lygus 0, o objektas – 1. Filtruojant Gauso filtru, riba tarp fono ir objekto suliejama. Kuo didesnė σ tuo stipresnis suliejimas. Jeigu riba tarp objekto ir fo-no modeliujama vienetinio šuolio funkcija, tuomet jos filtravimas Gauso filtru pavaizduotas 4.6 paveiksle. Ties šuoliu, filtro rezultatas visuomet lygus 0,5. Dėl šios priežasties, slenkstis buvo parinktas toks pat.



4.6 pav. Suminės Gauso filtro branduolio funkcijos, su skirtingais σ parametrais

Fig. 4.6. Summed Gauss kernel functions with different σ parameters

Trimačiu atveju, branduolys ne visada užpildomas tolygiai, t.y. ne visada fono ir objekto taškų būna po lygiai. Dėl to kontūras pasistumia, sferos atveju tikrasis kontūras išsidėsto žemiau parinktojo slenksčio.

Optimalių parametrų parinkimas. Parenkant optimalius parametrus atsižvelgta į keletą kriterijų. Pirmą, svarbu kaip galima tiksliau rekonstruoti dešiniojo skilvelio paviršių. Šis yra organiškasis ir glodus, neturi aštrių briaunų, todėl paviršiaus įvairaus lygmens kreivumas buvo modeliuojamas skirtingo spindulio sferomis. Pastarųjų paviršiai buvo aproksimuojami trikampių. Aproksimacijai pasirinktas labai tankus trikampių tinklėlis, tai diskretizavimo metu leidžia manyti kad sfera yra idealiai apvali. Toliau skirtingų spindulių sferų paviršiai buvo diskretizuojami – simuliuojamas kompiuterinis tomografas. Gaunamo atvaizdo mastelis prilygintas originalių širdies atvaizdų masteliui. Taip buvo sukurti pradiniai duomenys eksperimentui. Kiekvienas pradinis atvaizdas modeliavo tam tikro dydžio paviršiaus detales.

Toliau kiekvienam atvaizdai buvo keičiamas jo mastelis intervale $\mathbf{s} \in [0,5; 0,5]$. Kiekvienas pakeisto mastelio atvaizdas buvo filtruojamas skirtingas σ turinčiais filtrais, $\sigma \in [10,0; 0,0]$. Gautieji duomenys buvo kontūruojami, o gauta paviršiaus aproksimacija lyginama su originalia, idealiai apvalia sfera apskaičiuojant atstumą $D_r(\mathbf{s}, \sigma)$ tarp idealios sferos ir jos aproksimacijos. Palyginimui naudotas specialus Hausdorfo atstumo metodas (Yu *et al* 2004, Remco 2001).

Tyrimo rezultatai. Atlikus eksperimentą, gauti duomenys parodė, kad skirtingo spindulio sferoms optimalūs parametrai yra skirtingi. Todėl duomenys buvo suvidurkinti išilgai r ašies. Gautas rezultatas yra pavaizduotas 4.7 a paveiks-

le. Iš grafiko galima spręsti, kad parametrai yra optimalūs kai $\mathbf{s} \approx \{1,5; 1,5; 1,5\}$, o $\sigma \approx 3,5$. 4.7 b paveiksle duomenys pavaizduoti kitu pjūviu, čia matoma kaip aproksimuojamas paviršius esant optimaliems parametrams. Paklaida didėja didėjant paviršiaus kreivumui, t.y. mažėjant sferos spinduliui. Esant smulkiems paviršiaus nelygumams, paklaida gali siekti nuo 1 iki 2 mm, nelygumams stambėjant, rekonstrukcijos paklaida mažėja. Tai sutampa su lūkesčiais, nes stambesnės paviršiaus detalės sudarytos iš daugiau atvaizdo elementų, o tai leidžia tiksliau aproksimuoti paviršių. Smulkiosios detalės, pavyzdžiui, tos, kurios modeliuojamos 10 mm spindulio sfera, atvaizde užima vos keletą atvaizdo elementų ($s_z = 5$ mm), todėl jų rekonstrukcija nėra tokia tiksli kaip stambiųjų dalių.

Priede C pateikti kiti tyrimo rezultatų grafikai. Kai $r = 10$ mm, esant didesnėms σ reikšmėms atstumas tarp sferų nukrenta iki 0. Tai nereiškia idealios rekonstrukcijos, tačiau nurodo, kad paviršius nerekonstruotas. Taip atsitinka tada, kai filtro branduolys tampa didesnis už patį objektą, tokiu atveju visos filtruotos atvaizdo elementų reikšmės atsiranda žemiau slenksčio, kuris naudojamas rekonstruojant objektą.

4.4. Simetrijos karkaso konstravimas

Centrinės ašies aproksimacijos algoritmą sudaro du etapai, pirma, sukonstruojama apribotoji Delaunė trianguliacija (Amenta *et al* 2000) ir jai duali Voronojaus diagrama, antra, Voronojaus diagrama filtruojama pagal kampo ir santykio kriterijus. Po filtravimo lieka centrinės ašies aproksimacija.

4.4.1. Apribotoji Delaunė trianguliacija

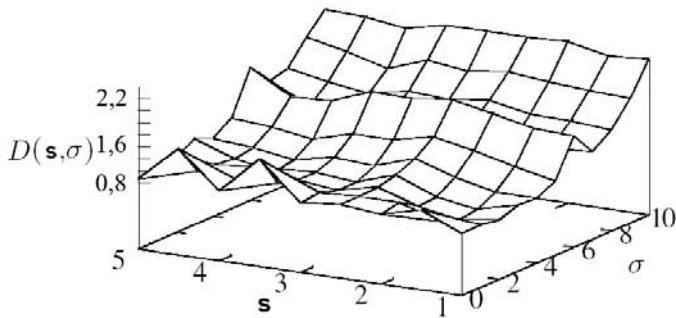
Delaunė trianguliacijos (DT) trikampiai pasižymi tokia savybe: jeigu per bet kurio trianguliacijos trikampio viršūnes nubrėžiamas apskritimas, tuomet bet kuri likusi trianguliacijos viršūnė nepatenka į to apskritimo vidų. Trimačiu atveju, apskritimas pakeičiamas sfera, o trikampiai – tetraedrais. Delaunė trianguliacija yra duali Voronojaus diagramai. Pastaroji yra apibrėžiama sekančiai, tegul $P = \{p_1, \dots, p_k\}$ yra baigtinė aibė. Joje taškai yra išsidėstę n -matėje erdvėje $\mathbb{R}^n$, o jų padėties vektoriai tenkina sąlygą $\mathbf{x}_i \neq \mathbf{x}_j \forall i \neq j$. Tuomet sritis $V(p_i)$ yra vadinama Voronojaus sritimi, o $\mathcal{V}(P)$ Voronojaus diagrama.

$$V(p_i) = \{x : \|x - x_i\| \leq \|x - x_j\| \forall j \neq i\},$$

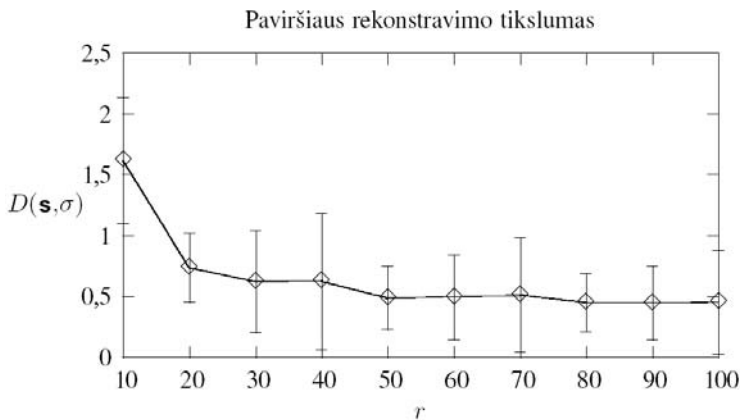
$$\mathcal{V}(P) = \bigcup_{i=1}^k V(p_i). \quad (4.14)$$

Trimatės Voronojaus diagramos Voronojaus sritys yra iškilieji briaunainiai. Briauninių kraštinės vadinamos dualiosiomis Delaunė trianguliacijos kraštinėmis.

Vidutinio atstumo vidurkis: $\frac{1}{N} \sum_{r=0}^N D_r(\mathbf{s}, \sigma)$



a)



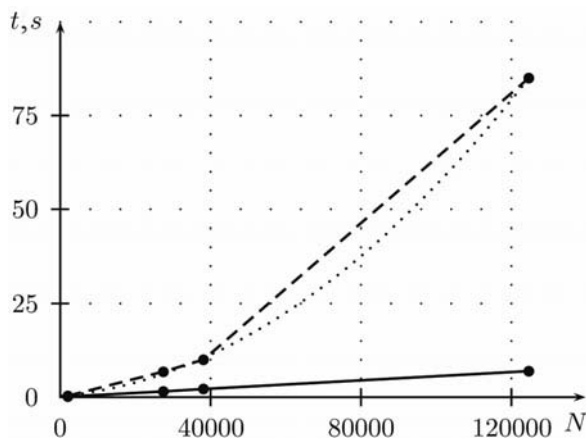
b)

4.7 pav. a) Vidutinis $D(\mathbf{s}, \sigma)$ pasiskirstymas. D pasiekia minimumą kai $\mathbf{s} = \{1,5; 1,5; 1,5\}$, o $\sigma = 3,5$; b) rekonstravimo tikslumas esant optimaliems parametrams

Fig. 4.7. Average $D(\mathbf{s}, \sigma)$ distribution. D attains minimum at $\mathbf{s} = \{1,5; 1,5; 1,5\}$ and $\sigma = 3,5$; b) accuracy of reconstruction with optimal parameters

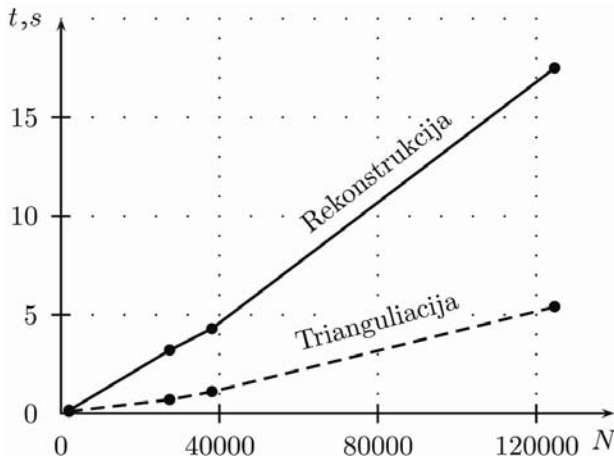
Apribotoji Delaunė trianguliacija $Del_{IS}(P)$ yra $Del(P)$ poaibis, kuriame kiekvienos $Del(P)$ sienelės dualioji kraštinė susikerta su paviršiumi. Ši trianguliacija gerai aproksimuoja patį paviršių, o jos radimui naudojamas Amentos (Amenta *et al* 2000) pasiūlytas algoritmas, kuris utilizuoja dvikūgio koncepciją. Kiekvieno taško p_i vietoje yra pozicionuojamas dvikūgis, jo centro vektorius lygus p_i pozicijos vektoriui, o ašies vektorius nukreiptas į tolimiausią p_i priklausančios Voronojaus srities viršūnę p_i^+ . Tuomet apribotą Delaunė trianguliaciją sudaro visos DT sritys, kurių dualiosios Delaunė kraštinės kertasi su dvikūgiu.

Efektyvus Delaunė trianguliacijos radimas yra sudėtingas uždavinys, todėl buvo pasitelkta skaičiuojamosios geometrijos algoritmų biblioteka *CGAL* (angl. – *Computational Geometry Algorithms Library*). Iš ten buvo panaudotas iteracinis Delaunė trianguliacijos radimo algoritmas, kurio sudėtingumas yra beveik tiesinis, t. y. didėjant paviršiaus imčiai, skaičiavimo laikas kinta tiesiškai. Dvikūgio algoritmas buvo realizuotas C++ kalba. Jo kompleksiškas taip pat tiesinis. 4.8 paveiksle pateikti eksperimentiniai duomenys, kur lyginami skaičiavimų laikai, tarp paprasto ir iteracinio Delaunė algoritmų. Matoma, kad paprastos Delaunė trianguliacijos realizacijos kompleksiškas yra kvadratinis, o iteracinės – beveik tiesinis. 4.9 pavaizduotas skirtumas tarp iteracinės Delaunė trianguliacijos skaičiavimo laiko ir dvikūgių algoritmo realizuoto C++ programavimo kalba.



4.8 pav. Taškų masyvo apdorojimo laikai. Masyvo apdorojimo, paprastu Delaunė algoritmu, laikas didėja eksponentiškai. Tuo tarpu hierarchinio Delaunė algoritmo - apytiksliai tiesiškai

Fig. 4.8. Sample processing times. Computation using Delaunay algorithm increases exponentially, while hierarchical Delaunay triangulation is computed approximately linearly



4.9 pav. Paviršiaus rekonstrukcijos laikas. Matomas hierarchinės Delaunė trianguliacijos laikas ir bendras rekonstrukcijos laikas. Paviršiaus rekonstravimui naudota dvikūgio algoritmo implementacija

Fig. 4.9. Surface reconstruction timing. Here are shown Delaunay triangulation time and overall surface reconstruction time. For surface reconstruction co-cone algorithm were used

4.4.2. Voronojaus diagramos filtravimas

Sukonstravus apribotą Delaunė trianguliaciją ir jai dualią Voronojaus diagramą, toliau pastaroji yra filtruojama pagal kampo ir santykio kriterijus.

Kampo kriterijus:

$$[\Theta] : \max_{\sigma \in U_p} \angle \mathbf{n}_\sigma, \mathbf{t}_{pq} < \frac{\pi}{2} - \Theta. \quad (4.15)$$

Santykio kriterijus:

$$[\rho] : \min_{\sigma \in U_p} \frac{\|p - q\|}{R_\sigma} > \rho. \quad (4.16)$$

Pagal (Dey ir Zhao 2003) tinkamos kriterijų vertės yra $\Theta = \frac{\pi}{8}$ ir $\rho = 8$.

4.4.3. Aproximuotas simetrijos karkasas

Gautoji centrinės ašies aproksimacija (simetrijos karkasas) sudaryta iš Voronojaus diagramos $V(P)$ sienelių. Jų viršūnių skaičius varijuoja nuo 3 iki keliolikos ir daugiau. Tam, kad suvienodinti viršūnių skaičių, kiekviena sienelė trianguliuojama suskaidant ją (daugiakampį) į trikampius. Tuomet galutiniai simetrijos karkaso paviršiai sudaryti iš trikampių tinklelio. Tai palengvina tolimesnį karkaso apdorojimą.

4.5. Simetrijos karkaso filtravimas

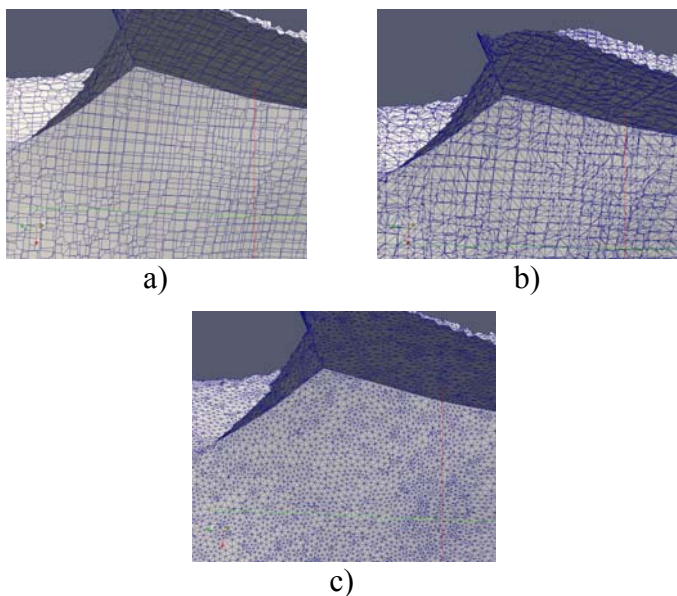
Po trianguliacijos simetrijos karkasas yra sudarytas tik iš trikampių, tačiau tarp naujai sukurtų trikampių atsiranda labai siaurų, arba labai mažų trikampių, kurie maišo tolimesniam karkaso apdorojimui. Siekiant suvienodinti visus trikampius, taikoma Laplaso relaksacija. Visų trikampių viršūnių padėtys perskaičiuojamos pagal formulę

$$\mathbf{p}_i^k = \mathbf{p}_i^{k-1} + \mu \left(\mathbf{p}_i^{k-1} - \frac{1}{n} \sum_{j \in N} \mathbf{p}_j^{k-1} \right), \quad (4.17)$$

čia: $\mathbf{p}_i$ – filtruojamas taškas, N – filtruojamo taško kaimynų aibė, n – N elementų skaičius, μ – daugiklis, k – iteracijos numeris. Relaksacijos procesas yra iteracinis, kiekvienos iteracijos metu, trikampių tinklas yra perskaičiuojamas ir viršūnės perstumiamos atitinkamai. Kad išvengtų didelių pasikeitimų, kurie įneštų paklaidas, naudojamas daugiklis μ . Jis apriboja kiek taškas gali pajudėti vienos iteracijos metu.

Relaksacijos metu, taškai esantys ant tinklo pakraščių ir centrinių plokštumų sankirtose, užfiksuojami ir perskaičiavimo metu nejudinami, taip išlaikant originalius kontūrus. 4.10 a,b ir c paveiksluose pavaizduoti pradinis tinklas, tinklas po trianguliacijos ir tinklas gautas atlikus relaksaciją.

Relaksacijos metu karkasas truputį iškraipomas. Iškraipymų tyrimo rezultatai pateikti 4.1 lentelėje ir 4.11 a ir b paveiksluose pavaizduotose grafikuose. Iš jų matyti, kad didėjant iteracijų skaičiui, paviršiaus iškraipymas taip pat didėja. Tačiau paviršių sudarantys trikampiai vienodėja, ir paviršiaus taškų pasiskirstymas taip pat darosi tolygesnis. Pagal mažiausią trikampio kampą galima matyti, kad visi trikampiai artėja prie lygiašonio trikampio formos. Iš 4.11 b paveikslo matyti, kad didėjant iteracijų skaičiui, minėtas artėjimas lėtėja.

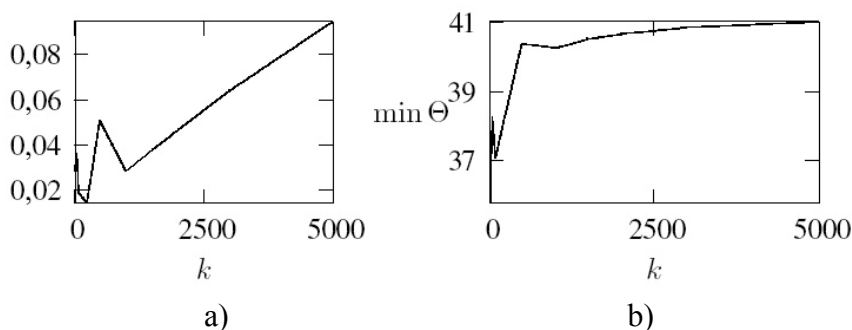


4.10 pav. Simetrijos karkaso tinklas a) pradinis, b) po trianguliacijos, c) po relaksacijos

Fig. 4.10. Wireframe of medial axis approximation, a) initial, b) triangulated, c) relaxed

4.1 lentelė. Relaksacijos eksperimentiniai rezultatai
Table 4.1. Relaxation experimental results

k	D_k	$\sigma^2(D_k)$	$\min \Theta$	$\sigma^2(\min \Theta)$
10	0,030	0,0013	36,358	131,042
25	0,025	0,0010	35,792	133,368
50	0,035	0,0017	38,271	121,199
100	0,018	0,0003	37,074	125,436
250	0,014	0,0001	38,307	118,581
500	0,050	0,0027	40,372	111,859
1000	0,028	0,0006	40,254	111,682
1500	0,037	0,0010	40,516	111,201
2000	0,046	0,0016	40,667	111,005
3000	0,063	0,0031	40,844	110,853
5000	0,094	0,0069	41,015	110,786



4.11 pav. a) Iškraipymų paklaidos priklausomybė nuo iteracijų skaičiaus; b) mažiausio kampo priklausomybė nuo iteracijų skaičiaus

Fig. 4.11. a) Relaxation error dependence on iteration number; b) smallest angle dependence on iteration number

4.6. Simetrijos karkaso skaidymas

Simetrijos karkasui apibūdinti naudojamas žymėjimas, kurį centrinės ašies apibūdinimui pasiūlė Giblinas ir Kimia (Giblin ir Kimia 2004). Jie teigia, kad centrinė ašis yra sudaryta iš penkių pagrindinių elementų. Pirmas elementas – simetrijos plokštuma, žymima A_1^2 . Dviejų simetrijos plokštumų sankirta suformuoja antrą elementą – kreivę, kuri žymima A_1^3 . Kiekvienos plokštumos kraštas formuoja trečią elementą – kreivę A_3 . A_1^3 ir A_3 sankirtos vietoje yra ketvirtasis elementas – taškas A_1A_3 . Penktasis elementas yra specialus taškas, kuris turi 4 artimiausius taškus objekto paviršiuje, jis žymimas A_1^4 . Platesnis šių komponentų aprašymas gali būti rastas (Giblin ir Kimia 2004) publikacijoje.

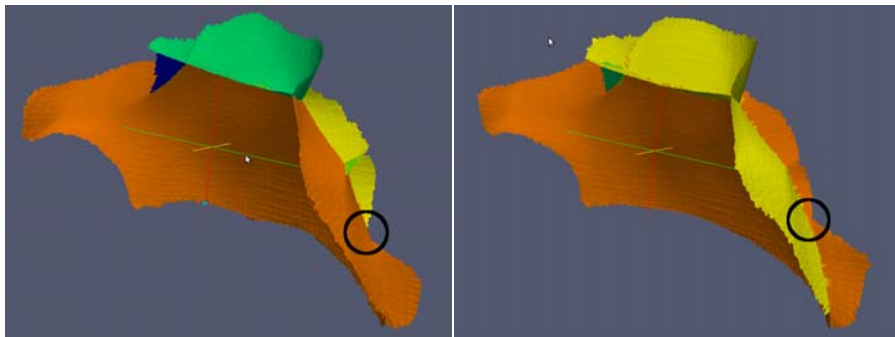
4.4 skyriuje aprašytu metodu gauta centrinė ašis yra aproksimuota daugiakampiais (Voronojaus diagramos sienelėmis). Gauta struktūra sudaryta iš centrinės ašies taškų p_i , kurie sujungti briaunomis $e_k^{ij} = (p_i, p_j)$. Briaunų rinkiniai suformuoja daugiakampius $f_e = (e_k^{ij}, \dots, e_n^{lm}, \dots)$. Bet kuri briauna gali pilnai arba dalinai aproksimuoti A_1^3 arba A_3 kreivę. Tai reiškia, kad minėtos kreivės yra aproksimuojamos centrinės ašies paviršiaus briaunų rinkiniais. Toliau priimame, kad jeigu aibė sudaryta iš daugiakampių, tuomet toje aibėje yra ir briaunos, kurios suformuoja ta daugiakampį ir paviršiaus taškai, kurie suformuoja briaunas.

Simetrijos karkaso skaidymas sudarytas iš dviejų etapų. Pirmas, jis suskaidomas į atskirus elementus – simetrijos plokštumas. Antra, skaidymas tikslina-

mas ir plokštumos skaidomos atsižvelgiant į jų kreivumą, t. y. skiriančiosios ribos išvedamos didžiausio kreivumo keteromis.

4.6.1. Pirminis skaidymas

Šiame poskyryje simetrijos karkasas yra apibrėžiamas kaip grafas M_G . Jo viršūnės atitinka simetrijos karkaso trikampių viršūnes, o kraštinės – trikampių kraštinės. Pirminio skaidymo metu, karkasas padalinamas į atskiras simetrijos plokštumas. Viena simetrijos plokštuma žymima A_1^2 . Algoritmo pradžioje suformuojamos dvi aibės C_3 ir C_1^3 , kuriose saugomos visos grafo kraštinės apksimuojančios A_3 ir A_1^3 kreives atitinkamai. Kiekviena grafo kraštinė turi vieną arba daugiau kaimyninių trikampių. Tegul funkcija $n_f(e_i)$ gražina kaimyninių trikampių skaičių. A_3 tipo kreivė apibrėžiama kaip seriją tarpusavyje sujungtų M_G kraštinių, kurios turi tik vieną kaimyninį trikampį, $C_{3,k} = \{e_0, e_1, \dots, e_n\}$ čia $e_i \in C_{3,k}, i = 0, 1, 2, \dots : n_f(e_i) = 1$. Tuo tarpu A_1^3 tipo kreivė apibrėžiama kaip seka M_G tarpusavyje sujungtų kraštinių, kurios turi du arba



a)

b)

4.12 pav. Dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso kitimas bėgant laikui: a) matomos dvi atskiros plokštumos ir b) plokštumos susijungia

Fig. 4.12. Right heart ventricle's medial axis deformations in time; a) two scaffolds are separated and b) joined

daugiau kaimyninių trikampių, $C_{1,k}^3 = \{e_0, e_1, \dots, e_n\}$ kur $e_i \in C_{1,k}^3, i = 0, 1, 2, \dots : n_f(e_i) = 1$. Tuomet

$$\begin{aligned} C_3 &= \bigcup_k C_{3,k}, \\ C_1^3 &= \bigcup_k C_{1,k}^3. \end{aligned} \quad (4.18)$$

Viena simetrijos plokštuma yra apibrėžiama kaip aibė $C_{2,k}^3$ kurią sudaro M_G viršūnės ir kraštinės. Jeigu apibrėžti aibę Q_k kuri sudaryta iš M_G viršūnių ir joms kaimyninių viršūnių, aibė W_k sudaryta iš simetrijos karkasą ribojančių kreivių viršūnių ir vadinama simetrijos karkaso kraštu, tuomet

$$\begin{aligned} n_v(v_i) &= \{v_j : \exists e_{mn} : m = i, n = j\}, \\ Q_k &= \{v_i, n_v(v_i) : v_i \notin C_3 \cup C_1^3\}, \\ W_k &= \{v_i : \exists e_{ij} : v_i \in C_3 \cup C_1^3, v_j \in Q_k\}, \\ C_{2,k}^3 &= Q_k \cup W_k, \\ M_G &= \bigcup_k C_{2,k}^3. \end{aligned} \quad (4.19)$$

Pirminis skaidymas simetrijos karkasą padalina į atskiras simetrijos plokštumas (žr. 4.12 a ir b pav.). Dažnai šios plokštumos yra sudėtingos formos, kurią sunku vėliau analizuoti, be to atsiranda įvairių nepageidaujamų nedidelių išskirymų, dėl kurių pirminis skaidymas nepadalina karkaso į smulkias dalis. Skirtingais laiko momentais, karkaso topologija gali pasikeisti, tad reikalingas papildomas jo skaidymas.

3.6.2. Skaidymas pagal kreivumo žemėlapi

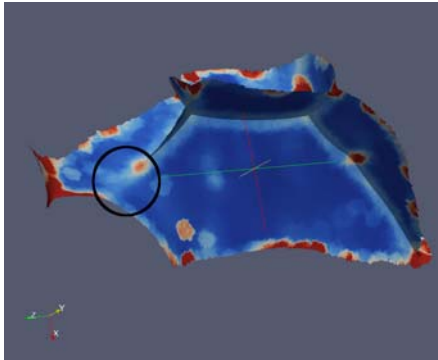
Analizuojant į simetrijos plokštumas suskaidytą simetrijos karkasą, buvo pastebėta, kad plokštumose pasitaiko keturų kur paviršiaus kreivis didesnis nei likusiame paviršiuje. Kateros dažniausiai jungia du taškus, kurie būna A_3 ir A_1^3 kreivių susijungimo vietose. Todėl buvo pasirinkta plokštumas smulkiau dalinti išvedant ribas keturų viršūnėmis.

Keturų viršūnių identifikavimui pasitelktas Gauso kreivio įvertis. Kiekvienos simetrijos karkaso viršūnės kreivis buvo apskaičiuotas pagal

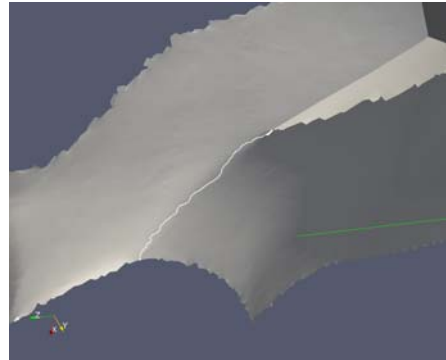
$$K(v_i) = 2\pi - \sum_{j=1}^m \Theta_j, \quad (4.20)$$

čia: K – paviršiaus kreivis taške v_i , Θ – v_i kaimyninio trikampio viršūnės i kampas.

Karkaso dalinimo ribos buvo išvedamos pasitelkus Dijekstros algoritmą. Jis skirtas trumpiausio kelio radimui tarp dviejų grafo viršūnių. Algoritmui pateikiami pradiniai duomenys yra grafas G ir pradinė viršūnė v . Išeities duomenys yra atstumų žemėlapis, kuriame nurodytas atstumas iš viršūnės v į bet kurią kitą G viršūnę. Rezultatas pateiktas 4.13 paveiksle.



a)



b)

4.13 pav. Dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso dalinimas pagal kreivį; a) taškai kurie turi būti sujungti, b) taškus jungiančios kraštinių sekos

Fig. 4.13. Curvature guided right heart ventricle's medial axis subdivision;
a) vertices to be connected, b) connecting edge sequences

4.7. Rezultatai

Visa šio darbo metu sukurta programinė įranga buvo įgyvendinta *C++* ir *Python* kalbomis, pasitelkiant *CGAL*, *ITK* ir *VTk* bibliotekas. Rezultatai suskirstyti į du poskyrius: centrinės ašies aproksimavimas ir simetrijos karkaso skaidymas.

4.7.1. Centrinės ašies aproksimavimo rezultatai

Centrinės ašies aproksimavimui svarbus paviršiaus diskretizavimo tankis. Jo padidinimui buvo išbandyti du metodai: aproksimacija sferinėmis harmonikomis bei pradinių duomenų didinimas ir glodinimas. Pirmuoju metodu aproksimuotas skilvelio paviršius pateiktas 4.14 b, c ir d paveiksluose. Atkuriamo paviršiaus detalumas priklauso nuo harmonikų skaičiaus, kuo šis didesnis, tuo atkuriamas paviršius detalesnis. Tačiau aukšto dažnio harmonikų naudojimas įneša papildomus paviršiaus iškraipymus, ir tai stipriai atsiliepia centrinės ašies aproksimacijoje. Iš pateiktų paveikslų matoma, kad didėjant harmonikų skaičiui, paviršiaus triukšmingumas taip pat didėja. Kiekviena nauja banga sukuria naujas detales centrinėje ašyje. Iš tokių paviršių gautos centrinės ašies aproksimacijos pavaizduotos 4.15 b, c ir d paveiksluose.

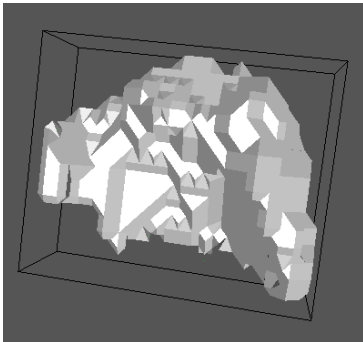
Iš 85 harmonikomis aproksimuoto paviršiaus gautas simetrijos karkasas sudarytas iš daug smulkių lapelių, kurie atsiranda dėl smulkių bangelių paviršiuje. Iš 10 harmonikų aproksimuoto paviršiaus gautas karkasas sudarytas tik iš dviejų dalių. Pats paviršius labai nedetalus ir abstraktus, užfiksuota tik pagrindinė skilvelio forma.

Didinant ir glodinant pradinius duomenis papildomos paviršiaus detalės nesukuriamos, tačiau prarandamos smulkios. Paviršiaus rekonstravimo tikslumui įvertinti ir optimalių parametrų parinkimui buvo atliktas eksperimentas. Skirtingo dydžio paviršiaus detalės modeliuotos sferomis, tada diskretizuotos. Jų atvaizdai didinti ir glodinti. Tyrimo metu nustatyta, kad skirtingo dydžio detalių rekonstrukcija reikalauja skirtingų algoritmo parametrų verčių. Tai pastebima detalėms stipriai mažėjant. Bendri optimalūs parametrai buvo išrinkti vidurkinant tyrimo rezultatus.

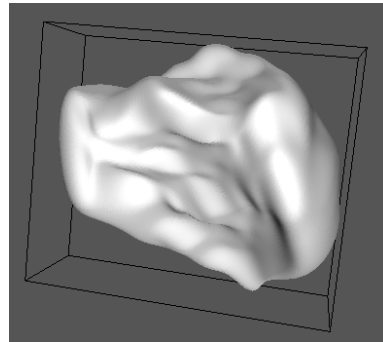
4.16 paveiksle pateikti antruoju algoritmu rekonstruoto skilvelio ir jo simetrijos karkaso atvaizdai. Lyginant jį su pirmuoju, paviršius yra tolygesnis, nėra papildomų aukšto dažnio artefaktų. Simetrijos karkasas sudarytas iš pagrindinių dalių, nėra papildomų lapelių. Karkasas nėra toks tankus ir tikslus, kaip pirmuoju atveju. Tai apribojama paviršiaus diskretizavimo tankio.

Pirmuoju būdu gautame karkase matomos didelės papildomos karkaso dalys, sukeltos aukštesnio laipsnio harmonikų, tuo tarpu antruoju metodu gautas simetrijos karkasas sudarytas tik iš pagrindinių dalių. Smulkių detalių eliminavimas palengvina tolimesnį karkaso apdorojimą.

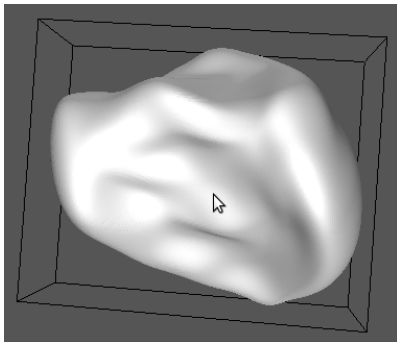
Paviršius ir simetrijos karkasas, surasti iš neapdorotų pradinių duomenų pateikti 4.14 a ir 4.15 a paveiksluose. Rekonstruotas paviršius nėra pakankamai tankus, kad gauti gerą karkasą. Jis gaunamas skylėtas ir sunkiai analizuojamas. Atlikus paviršiaus diskretizavimo tankio didinimą, iš gautų rezultatų matomas ženklus karkaso paviršiaus pagerėjimas.



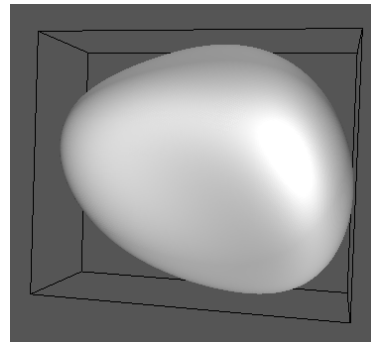
a)



b)



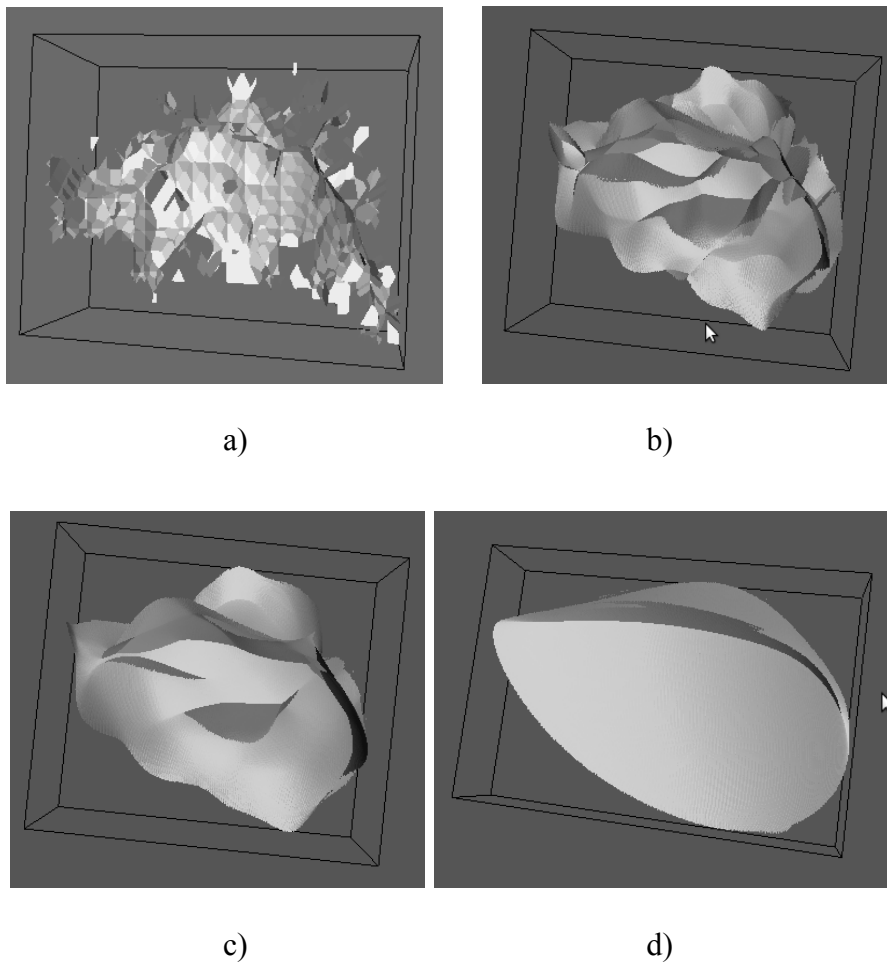
c)



d)

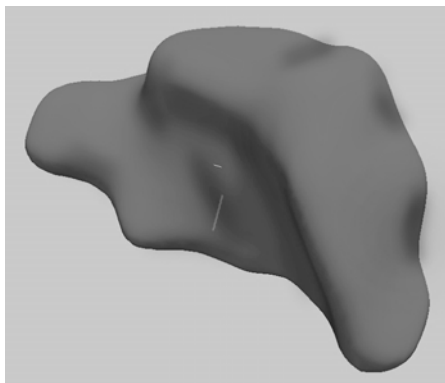
4.14 pav. Sferinėmis harmonikomis aproksimuotas ir diskretizuotas dešinysis širdies skilvelis a) neaproksimuotas, b) 85 harmonikos, c) 40 harmonikų ir d) 10 harmonikų

Fig. 4.14. Spherical harmonics approximation of right heart ventricle. a) original surface, b) 85 harmonics, c) 40 harmonics and d) 10 harmonics

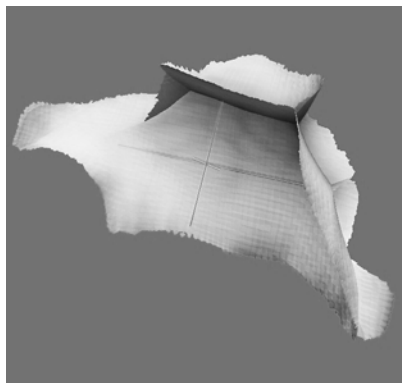


4.15 pav. Sferinėmis harmonikomis aproksimuoto dešiniojo širdies skilvelio paviršiaus simetrijos karkasai a) neaproksimuotas, b) 85 harmonikos, c) 40 harmonikų ir d) 10 harmonikų

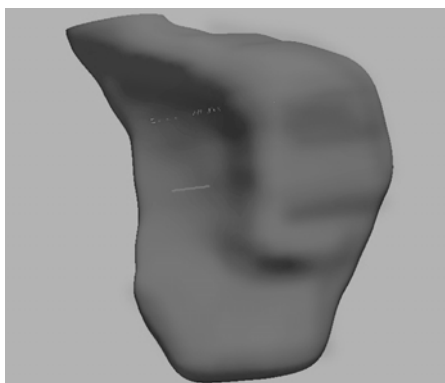
Fig. 4.15. Medial axis of approximated right heart ventricle's surface. a) original surface, b) 85 harmonics, c) 40 harmonics and d) 10 harmonics



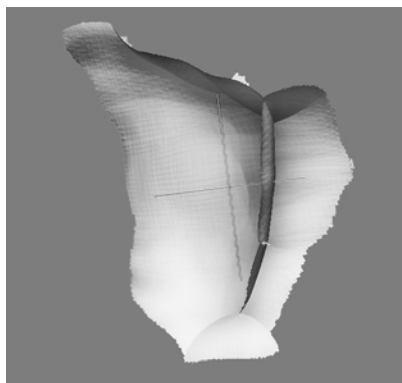
a)



b)



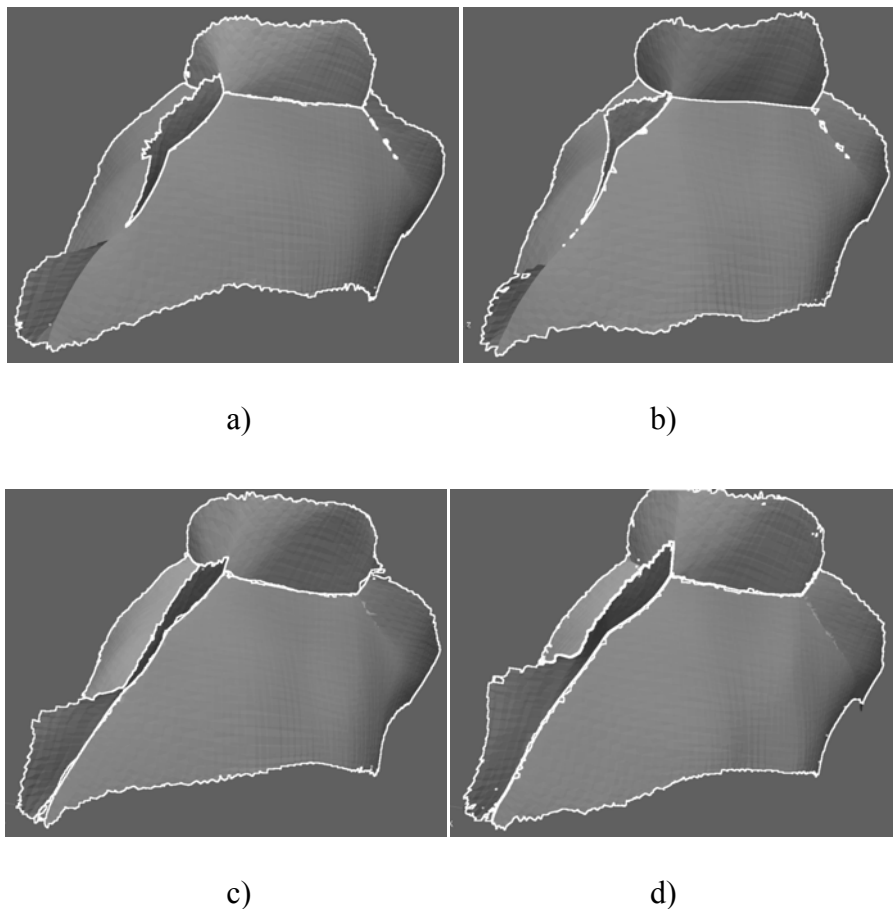
c)



d)

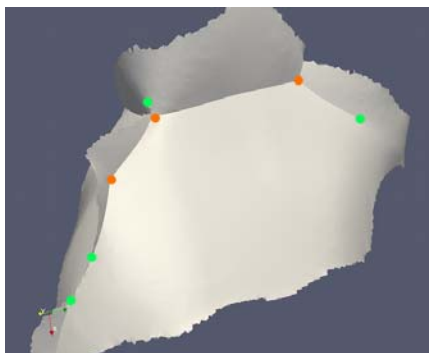
4.16 pav. Dešinieji širdies skilveliai ir jų simetrijos karkasai. a) ir c) paviršiai; b) ir d) simetrijos karkasai

Fig. 4.16. Right heart ventricles. a) and c) ventricles' surfaces; b) and d) medial axes

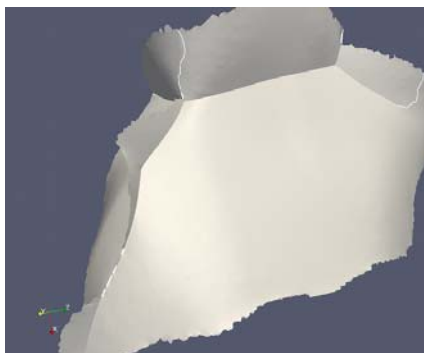


4.17 pav. Pradinis dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso skaidymas skirtingais laiko momentais. Baltas kontūras žymi vientisą dalį

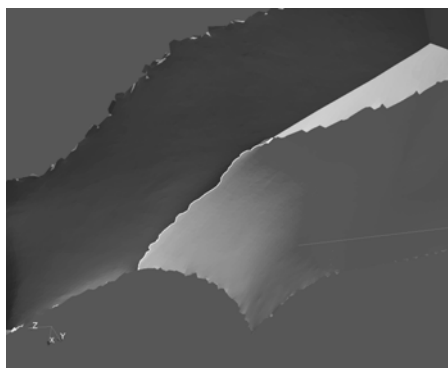
Fig. 4.17. Right heart ventricle's medial axis subdivision in different time moments. White contours marks boundaries of single continuous sheet



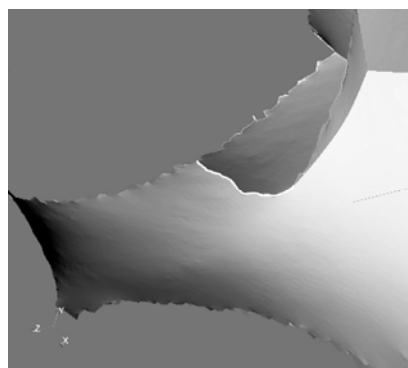
a)



b)



c)



d)

4.18 pav. Dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso dalinimas pagal kreivį; a) taškai kurie turi būti sujungti, b) taškus jungiančios kraštinių sekos; simetrijos karkaso dalinimas pagal kreivį; c) teisingas padalinimas ir b) neteisingas

Fig. 4.18. Curvature guided right heart ventricle's medial axis subdivision; a) vertices to be connected, b) connecting edge sequences; curvature guided medial axis subdivision; c) correct, d) incorrect

4.7.2. Simetrijos karkaso skaidymo rezultatai

Simetrijos karkasas buvo skaidomas dviem etapais. Pirmą, padalinamas į atskirus dvimačius karkaso elementus, antra – kiekvienas elementas papildomai skaidomas pagal jo kreivumo žemėlapi. Didžiausio kreivumo vietose išvedamos papildomos skiriamosios kreivės.

Pradinio skaidymo rezultatai pateikti 4.17 a, b, c ir d paveiksluose. Matyti, kad bėgant laikui (duomenys yra keturmačiai, ketvirtasis matavimas – laikas) ir judant širdies paviršiui, atskiros plokštumos susijungia ir išsiskiria, nors išlieka nedidelės žymės kur pastarosios turėtų jungtis. Balti kontūrai žymi vientisas išskirtas simetrijos karkaso dalis. Dėl smulkių karkaso konstravimo paklaidų, skaidymas gali būti netikslus. Pavyzdžiui, 4.17 a paveiksle kairėje, apačioje esanti detalė priklauso pagrindiniai plokštumai. Jos susijungia per vieną trikampį. Tuo tarpu 4.17 c paveiksle matyti, kad pastaroji detalė jau išskirta kaip atskira. Siekiant išvengti šių netikslumų, buvo sukurtas atskiras skaidymo metodas pagal kreivumo žemėlapi.

Tolimesnis skaidymas atliekamas sujungiant galimus pradžios ir pabaigos taškus. Galimi pradžios taškai pažymėti 4.18 a paveiksle. Matoma, kad algoritmas teisingai identifikuoja simetrijos plokštumų susikirtimo kreivių galus. 4.18 b paveiksle, baltos linijos žymi papildomas padalinimo ribas. Pastarosios jungia pradinius taškus ir galimus pabaigos taškus.

Simetrijos karkaso dalinimas pagal kreivumo žemėlapi pavaizduotas 4.18 c ir d paveiksluose. Pirmajame paveiksle matomas lūkesčius atitinkantis padalinimas, tuo tarpu antrajame – klaidingas. Automatinis padalinimas veikia teisingai tik esant nedideliams atstumams tarp pradžios ir pabaigos taškų. Atstumui padidėjus reikalingos interaktyvios pabaigos taškų korekcijos.

4.8. Ketvirtojo skyriaus išvados

1. Aproximacija sferinėmis harmonikomis priklauso nuo pradinės paviršiaus parametrizacijos. Kuo parametrizacija yra tolygesnė tuo mažiau harmonikų reikia paviršiaus rekonstrukcijai. Tačiau, kuo daugiau harmonikų panaudojama, tuo tikslesnis rekonstruotas paviršius.
2. Pradinę parametrizaciją atliekant atvirkštinės stereoskopinės transformacijos metodu, sferos paviršiuje sukuriama tolygesnis viršūnių pasiskirstymas.
3. Skilvelio paviršiaus diskretizacijos tankio didinimas, aproksimuojant sferinėmis harmonikomis, sukuria smulkius papildomus artefaktus paviršiuje. Jie sukelia didelius pasikeitimus centrinėje ašyje.

4. Rekonstruojant paviršių iš didintų ir glodintų duomenų, gaunamas paviršius neturi smulkių iškraipymų, kurie yra būdingi aproksimacijai sferinėmis harmonikomis. Tačiau jo simetrijos karkasas nėra toks tikslus kaip aproksimuotas iš sferinėmis harmonikomis gauto paviršiaus. Eksperimentiškai nustatyta, kad optimalūs duomenų didinimo ir glodinimo parametrai yra kuomet atvaizdas verčiamas izotropiniu ir jo mastelis visomis kryptimis yra $s = 1,5$ mm. Tokiu atveju optimalus Gauso glodinimo filtras yra su $\sigma = 3,5$. Su šiais parametrais, gaunama vidutiniškai tiksli visų didžių detalių rekonstrukcija vaizdams, kurių mastelis yra $s = \{0,385; 0,385; 5\}$ mm.
5. Simetrijos karkaso skaidymui į simetrijos plokštumas, nepakanka pradinio padalinimo, nes jis kinta laike. Taip pat neteisingas padalinimas gali būti sąlygojamas nedidelių paklaidų konstruojant karkasą.
6. Papildomas simetrijos karkaso padalinimas pagal kreivumo žemėlapi, simetrijos plokštumas suskaido į smulkesnes dalis. Algoritmas yra priklausomas nuo pradžios ir pabaigos taškų tarpusavio padėties. Jeigu tarp pageidaujamų taškų atstumas yra didesnis negu 5 mm, tuomet galimas neteisingas ir lūkesčių neatitinkantis karkaso padalijimas. Tokiais atvejais reikalingos interaktyvios korekcijos, leidžiančios parinkti teisingą pabaigos tašką.
7. Visiškai automatinis karkaso padalinimas pagal kreivumo žemėlapi yra naudotinas tik esant nedideliems atstumams (mažesniems nei 5 mm) tarp pradžios ir pabaigos taškų.

Bendrosios išvados

Disertacijoje pasiūlyti ir ištirti galvos ir plaučių kraujagyslių segmentavimui skirti metodai, bei dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimo ir skaidymo metodika. Gauti šie elektros ir elektronikos mokslo kryptiniai svarbūs rezultatai:

1. Sukurtas naujas galvos kraujagyslių segmentavimo MRT atvaizduose algoritmas.
 - 1.1. Vidutinė visiškai automatinio galvos kraujagyslių segmentavimo MRT angiogramose rezultatų Metjūzo koreliacija siekia 0,59 su vidutiniu kvadratinu nuokrypiu 0,23. Geriausiu atveju pasiekama 0,83, o blogiausiu – 0,21. Šie rezultatai gali būti gerinami įvedant iteracinius žingsnius. Taip pat rezultatai gali būti pagerinti apdorojimui atrenkant atvaizdus be stiprių triukšmų. Atvaizdai su ryškiais triukšmais turėtų būti fiksuojami iš naujo.
 - 1.2. Kuriant galvos kraujagyslių segmentavimo algoritmą, nustatytas sąryšis tarp vidutinio atvaizdo skaisčio ir slenksčio, kurį pritaikius lieka tik kraujagyslių sritims priklausančys atvaizdo elementai. Šio sąryšio netiesiškumas parodo, kad didėjant bendram atvaizdo skaisčiui, skaisčiai atvaizde didėja neproporcingai.

- 1.3. Atlikus algoritmo parametrų optimizavimą nustatyta, kad geriausi segmentavimo rezultatai pasiekiami kai galvos kraujagyslių atvaizdo histograma filtruojama Gauso filtru, kurio plotis lygus 25 imtims, o stabdymo kriterijaus paieškos lango plotis – 30 imčių. Šie dydžiai nepriklausomi nuo atvaizdo raiškos, tačiau yra tinkami tik neapdoroto atvaizdo histogramoms.
- 1.4. Algoritmas yra spartus ir tinkamas greitam kraujagyslių išskyrimui bei peržiūrai. Jis gali būti taikomas kaip pradinis žingsnis sudėtingesnėje atvaizdų apdorojimo schemoje.
2. Sukurtas naujas plaučių kraujagyslių segmentavimo keturmačiuose mažų dozių KT atvaizduose algoritmas.
 - 2.1. Eksperimentiškai nustatyta, kad plaučių srities išryškinimui tinka sigmoidinis filtras su $\alpha=0,005$ ir $\beta=0,06$ parametrais. Filtrą pritaikant atvaizdo gradientui gaunami išryškinti plaučių kontūrai.
 - 2.2. Keičiant aproksimuotos funkcijos slenkstį gautas plaučių kontūras priartinamas arba nutolinamas nuo tikrojo plaučių kontūro. Taip galima koreguoti segmentavimo algoritmo rezultatus, jeigu reikalingas tikslus rezultatas.
 - 2.3. Taikant siūlomą metodą galima išskirti didžiąją dalį atvaizde matomų kraujagyslių, o stebint modifikuoto SDA algoritmo frontą galima užfiksuoti kraujagyslių šakojimosi taškus.
3. Sukurta ir ištirta nauja simetrijos karkaso išskyrimo metodika bei jo skaidymo į simetrijos plokštumas algoritmas.
 - 3.1. Aproximuojant skilvelį sferinėmis harmonikomis, dėl nepakankamo harmonikų skaičiaus paviršius iškraipomas.
 - 3.2. Rekonstruojant paviršių iš didintų ir glodintų duomenų, gaunamas paviršius neturi iškraipymų, kurie būdingi aproksimacijai sferinėmis harmonikomis. Eksperimentiškai nustatyta, kad optimalus duomenų tankio didinimas pasiekiamas, kai atvaizdo mastelis suvienodinamas visomis kryptimis. Tokiu atveju optimalus Gauso filtro plotis yra $\sigma = 3,5$ mm.
 - 3.3. Pilnai automatinis simetrijos karkaso padalinimas pagal kreivumo žemėlapių naudotinas tik esant nedideliems atstumams (mažiau negu 5 mm) tarp pradžios ir pabaigos taškų.

Literatūra ir šaltiniai

[Report 1997] A Report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Clinical Application of Echocardiography) Developed in Collaboration With the American Society of Echocardiography. ACC/AHA Guidelines for the Clinical Application of Echocardiography. *Circulation* 1997: 1686–1744. ISSN 0009-7322.

Agin, G.J.; Binford, T.O. 1976. Computer Description of Curved Objects. *IEEE Transactions on Computers* C-25(4): 439–449.

Amenta, N.; Choi, S.; Dey, T. K.; Leekha, N. 2000. A simple algorithm for homeomorphic surface reconstruction, in *SCG '00: Proceedings of the sixteenth annual symposium on Computational geometry*, vol. 16, 213–222.

Amenta, N.; Choi, S.; Kolluri, R. 2001. The power crust, unions of balls, and the medial axis transform, *Computational Geometry* 19: 127–153. ISSN 0925-7721.

Armande, N.; Montesinos, P.; Monga, O.; Vaysseix, G. 1999. Thin nets extraction using a multi-scale approach. *Comput. Vis. Image Underst.* 73(2): 248–257.

Ayache, N.; Gueziec, A.; Thirion, J. P.; Gourdon, A.; Knoplioch, J. 1993 Evaluating 3D registration of CT-scan images using crest lines. in *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series* 60–71.

Beauchemin, S. S.; Barron, J. L. 1995. The computation of Optical Flow. *ACM Computing Surveys, New York* 27(8): 433–467.

- Bernd, J. 1995. *Digital image processing (3rd ed.): concepts, algorithms, and scientific applications* Springer-Verlag. 1995. ISBN 3-540-59298-9.
- Binford, T. 1971. Visual perception by computer. in *IEEE Systems and Controls*.
- Blinn, J. F. 1982. A Generalization of Algebraic Surface Drawing, *ACM Transactions on Graphics* 1(3): 235–256. ISSN 0730-0301.
- Bloomethal, J. 1988. Polygonisation of Implicit Surfaces, *Computer-Aided Geometric Design* 5(4): 341–355. ISSN 0167-8396.
- Blum, H. 1967. A Transformation for Extracting New Descriptors of Shape, *Models for the Perception of Speech and Visual Form* 362–380. ISBN 978-0-26-223026-1.
- Blum, H.; Nagel, R. N. 1978. Shape description using weighted symmetric axis features, *Pattern Recognition* 10(3): 167–180. ISSN 0031-3203.
- Bouix, S.; Pruessner, J. C.; Collins, D. L.; Siddiqi, K. 2005. Hippocampal shape analysis using medial surfaces, *NeuroImage* 25(4): 1077–1089. ISSN 1053-8119.
- Brechbuhler, Ch.; Gerig, G.; Kubler, O. 1995. Parametrization of closed surfaces for 3-D shape description *Computer Vision and Image Understanding* 61(2): 154–170. ISSN 1077-3142.
- Bullitt, E.; Aylward, S.R. 2001. Analysis of time-varying images using 3D vascular models. in *Applied Imagery Pattern Recognition Workshop* 9–14.
- Carr, J. C.; Beatson, R. K.; Cherrie, J. B.; Mitchell, T. J.; Fright, W. R.; McCallum, B. C.; Evans, T. R. 2001. Reconstruction and Representation of 3D Objects With Radial Basis Functions, in *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, vol. 35, 67–76.
- Choi, H.; Choi, S.; Moon, H. 1997. Shape description using weighted symmetric axis features, *Pacific Journal of Mathematics* 181(1): 57–88. ISSN 0030-8730.
- Damon, J. 2005. Determining the Geometry of Boundaries of Objects from Medial Data, *International Journal of Computer Vision* 63(1): 45–64. ISSN 1573-1405.
- Dey, T. D.; Samrat, G. 2003. Tight Cocone: A Water-tight Surface Reconstructor, *Journal of Computing and Information Science in Engineering* 3(4): 302–307. ISSN 1530-9827.
- Dey, T. K.; Zhao, W. 2004. Approximate medial axis as a voronoi subcomplex. *Computer-Aided design* 36(2): 195–202.
- Dey, T. K.; Zhao, W. 2003. Approximating the Medial Axis from the Voronoi Diagram with a Convergence Guarantee, *Algorithmica* 38(1): 179–200. ISSN 0178-4617.
- Doi, A.; Koide, A. 1991. An Efficient Method of Triangulating Equivalued Surfaces by using Tetrahedral Cells, *IEICE Transactions on Information and Systems* E74-D(1): 214–224. ISSN 0916-8532.
- Eberly, D.; Gardner, R.; Morse, B.; Pizer, S.; Scharlach, C. 1994. Ridges for image analysis. *J. Math. Imaging Vis.* 4(4): 353–373.

Ehrhardt, J.; Schmidt-Richberg, A.; Handels, H. 2008. Simultaneous Segmentation and Motion Estimation in 4D CT Data using a Variational Approach. *Image Processing, SPIE Medical Imaging 2008, San Diego* 6914: 37-1–37-10.

Ehrhardt, J.; Werner, R.; Frenzel, T.; Saring, D.; Lu, W.; Low, D.; Handels, H. 2007. Optical Flow based Method for Improved Reconstruction of 4D CT Data Sets Acquired During Free Breathing. *Medical Physics* 34(2): 711–721.

Ehrhardt, J.; Werner, R.; Schmidt-Richberg, A.; Handels, H. 2010. A statistical shape and motion model for the prediction of respiratory lung motion. *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series* 7623: 531–539.

Fauci, S. A.; Braunwald, E.; Kasper, L.D.; Hauser, S. L.; Longo, D. L.; J., Jameson, L.; Loscalzo, J. 2008. *Harrison's Principles of Internal Medicine (17 edition)* McGraw-Hill. 2008. ISBN 0-07-146633-9.

Figueiredo, M.A.T.; Leitaó, J.M.N. 1995. A non smoothing approach to the estimation of vessel contours in angiograms. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 14(1): 162–172.

Fleet, J. D.; Weiss, Y. 2006. Optical Flow Estimation. *Handbook of Mathematical Models in Computer Vision* 239–258.

Giblin, P. J.; Benjamin, K. B. 2003. On the Intrinsic Reconstruction of Shape from Its Symmetries *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 25(7): 895–911. ISSN 0162-8828.

Giblin, P. J.; Benjamin, K. B. 2004. A Formal Classification of 3D Medial Axis Points and Their Local Geometry, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 26(2): 238–251. ISSN 0162-8828.

Guezic, A.; Ayache N. 1994. Smoothing and matching of 3-D space curves. *Int. J. Comput. Vision* 12(1): 79–104.

Guezic, A.; Pennec, X.; Ayache, N. 1997. Medical Image Registration Using Geometric Hashing. *IEEE Comput. Sci. Eng.* 4(4): 29–41.

Guo, D.; Richardson, P. 1998. Automatic vessel extraction from angiogram images. in *Computers in Cardiology*: 441–444.

Hart, W. E.; Goldbaum, M.; Cote, B.; Kube, P.; Nelson, M. R. 1997 Automated measurement of retinal vascular tortuosity. in *AMIA Fall Conference*: 459–463.

Higgins, W.E.; Spyra, W.J.T.; Karwoski, R.A.; Ritman, E.L. 1996. System for analyzing high-resolution three-dimensional coronary angiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 15(3): 377–385.

Higgins, W.E.; Spyra, W.J.T.; Ritman, E.L. 1989 Automatic extraction of the arterial tree from 3-D angiograms. in Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering*: 563–564.

- Hoppe, H.; DeRose, T.; Duchamp, T.; McDonald, J.; Stuetzle, W. 1992. Surface Reconstruction from Unorganized Points, in *Proceedings of ACM SIGGRAPH*: 71–78.
- Huang, Q.; Stockman G.C. 1993 Generalized tube model: recognizing 3D elongated objects from 2D intensity images. int *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1993. Proceedings CVPR '93., 1993: 104–109.
- Hunter, I. A.; Soraghan, J. J.; McDonagh, T. 1995. Fully automatic left ventricular boundary extraction in echocardiographic images in *Computers in Cardiology*: 741–744.
- Jahne, B.; Hausecker, H. 2000. *Computer Vision and Applications, A Guide for Students and Practitioners Academic Press*. 2000. ISBN 0-13-085198-1.
- Jain, R.; Kasturi, R.; Schunck, B. G. 1995. *Machine Vision McGH*, 1995.
- Jaward, I. 1996. *A Practical Guide to Echocardiography and Cardiac Doppler Ultrasound*. Place: Lippincott Williams & Wilkins. 2-nd edition. 343 p. ISBN 0316-45-837-6.
- Jean, V. P. 1994. *Medial Axis Transform to Boundary Representation Conversion*: Doctoral Dissertation. Purdue University. West Lafayette, IN, SA: Purdue University. 194 p.
- Karypis, G.; Kumar, V. 1998. Multilevel k-way partitioning scheme for irregular graphs, *J. Parallel Distrib. Comput.* 48(1): 96–129. ISSN 0743-7315.
- Kawata, Y.; Niki, N.; Kumazaki, T. 1995. Characteristics measurement for blood vessels diseases detection based on cone-beam CT images. in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record*: 1660–1664.
- Kawata, Y.; Niki, N.; Kumazaki, T. 1995. An approach for detecting blood vessel diseases from cone-beam CT image. in *ICIP '95: Proceedings of the 1995 International Conference on Image Processing* 2500.
- Kimia, B. B.; Tannenbaum, A. R.; Zucker, S. W. 1995. Shapes, shocks, and deformations I: The components of two-dimensional shape and the reaction diffusion space, *International Journal of Computer Vision* 15(3): 189–224. ISSN 1573-1405.
- Kirbas, C.; Quek, F.K.H. 2002. 3d wave propagation and trace back in vascular extraction. in *Engineering in Medicine and Biology*: 1078-1079.
- Klein, A.; Egglin, T.K.; Pollak, J.S.; Lee, F.; Amini, A.A. 1994. Identifying vascular features with orientation specific filters and B-spline snakes. in *Computers in Cardiology* 1994: 113–116.
- Klein, A.K.; Lee, F.; Amini, A.A. 1997. Quantitative coronary angiography with deformable spline models. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16(5): 468–482.
- Levine, R.; Gibson, T.; Aretz, T.; 1984. Echocardiographic measurement of right ventricular volume, *Circulation* 1984: 497–505. ISSN 0009-7322.
- Lewiner, T.; Lopes, H.; Vieira, A. W.; Tavares, G. 2003. Efficient Implementation of Marching Cubes' Cases with Topological Guarantees, *Journal of Graphics, Gpu, and Game Tools* 8(2): 1–15. ISSN 1086-7651.

Li, S.; Moo, K. C. 2006. Large-Scale Modelling of Parametric Surfaces Using Spherical Harmonics. in *3DPVT '06: Proceedings of the Third International Symposium on 3D Data Processing, Visualization, and Transmission (3DPVT'06)*: 294–301.

Lorensen, W.; Cline, H. 1987. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* 21(4): 163–169. ISSN 0097-8930.

McInerney, T.; Terzopoulos, D. 1997. Medical image segmentation using topologically adaptable surfaces. in *CVRMed-MRCAS '97: Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*: 23–32

McInerney, T.; Terzopoulos, D. 1996. Deformable models in medical image analysis: a survey. *Medical Image Analysis* 1(2): 91–108.

Medicinos enciklopedija. Vieta: Mokslo ir enciklopediju leidykla, Vilnius, 1993. II tomas. 327 p. ISBN 5-89950-006-9.

Molina, C.; Prause, G.; Radeva, P.; Sonka, M. 1998. 3-d catheter path reconstruction from biplane angiograms. in *SPIE98*. vol. 3338(2): 504–512

Muraki, S. 1991. Volumetric Shape Description of Range Data Using “Blobby Model”, in *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, vol. 25(4): 227–235.

Nackman, L. R. 1982. *Three-dimensional shape description using the symmetric axis transform*: Doctoral Dissertation. University of North Carolina. United States – North Carolina: The University of North Carolina at Chapel Hill. 191 p.

Nekovei, R.; Ying Sun. 1995. Back-propagation network and its configuration for blood vessel detection in angiograms. *Neural Networks, IEEE Transactions on* 6(1): 64–72.

Niki, N.; Kawata, Y.; Satoh, H.; Kumazaki, T. 1993. 3D imaging of blood vessels using X-ray rotational angiographic system. in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*: 1873–1877.

O'Brien, J. F.; Ezquerro, N. F. 1994. Automated segmentation of coronary vessels in angiographic image sequences utilizing temporal, spatial structural constraints. in *SPIE, Visualization in Biomedical Computing*. 25–37.

Ogniewicz, R. L.; Kubler, O. 1995. Hierarchic Voronoi skeletons, *Pattern Recognition* 28(3): 343–359. ISSN 0031-3203.

Ohtake, Y.; Belyaev, A.; Alexa, M.; Turk, G.; Seidel, H. P. 2003. Multi-level partition of unity implicits, *ACM SIGGRAPH 2003 Papers*: 463–470. ISBN 1-58113-709-5.

Osher, S.; Sethian, J. A. 1988. Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *J. Comput. Phys.* 79(1): 12–49.

Paulauskas, V. 1974. *Matematines fizikos lygtys*. Vieta: Leidykla „Mintis“, Vilnius. 1974. 455 p.

- Petrocelli, R.R.; Elion, J.L.; Manbeck, K.M. 1992. A new method for structure recognition in unsubtracted digital angiograms. in *Computers in Cardiology 1992*. Proceedings: 207–210.
- Petrocelli, R.R.; Manbeck, K.M.; Elion, J.L. 1993. Three dimensional structure recognition in digital angiograms using Gauss-Markov methods in *Computers in Cardiology 1993, Proceeding*:. 101–104.
- Pizer, S. M.; Eberly, D.; Morse, B. S.; Fritsch, D. S. 1998. Zoom-Invariant Vision of Figural Shape: *The Mathematics of Cores, Computer Vision and Image Understanding* 69(1): 55–71. ISSN 1077-3142.
- Pizer, S. M.; Siddiqi, K.; Szekely, G.; Damon, J. N.; Zucker, S. W. 2003. Multiscale Medial Loci and Their Properties *International Journal of Computer Vision* 55(2): 155–179. ISSN 1573-1405.
- Poli, R.; Valli, G. 1997. An algorithm for real-time vessel enhancement and detection. *Computational Methods and Programming in Biomedicine* 52: 1–22.
- Prinet, V.; Mona, O.; Rocchisani, J.-M. 1995. Multi-dimensional vessels extraction using crest lines. in *Engineering in Medicine and Biology Society*: 393–394.
- Quek, F. K. H.; Kirbas, C. 2001. Simulated Wave Propagation and Traceback in Vascular Extraction. In MIAR '01: Proceedings of the International Workshop on *Medical Imaging and Augmented Reality* 229.
- Quek, F.K.H.; Kirbas, C. 2001. Vessel extraction in medical images by wave propagation and traceback. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20(2): 117–131.
- Remco C. V. 2001. Shape Matching: Similarity Measures and Algorithms. *International Conference on Shape Modelling and Applications*:. 0188.
- Rueckert, D.; Burger, P.; Forbat, S.M.; Mohiaddin, R.D.; Yang, G.Z. 1997. Automatic tracking of the aorta in cardiovascular MR images using deformable models. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16(5): 581–590.
- Saba, S.; Yavneh, I.; Gotsman, C.; Shefer, A. 2005. Practical Spherical Embedding of Manifold Triangle Meshes, in *SMI '05: Proceedings of the International Conference on Shape Modelling and Applications 2005*: 258–267.
- Sarwal, A.; Dhawan, A.P. 1994. 3-D reconstruction of coronary arteries. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*: 504–505.
- Sato, Y.; Nakajima, S.; Atsumi, H.; Koller, T.; Gerig, G.; Yoshida, S.; Kikinis, R. 1997. 3D Multiscale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. in *CVRMed-MRCAS '97: Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medial Robotics and Computer-Assisted Surgery*: 213–222.

Sato, Y.; Nakajima, S.; Shiraga, N.; Atsumi, H.; Yoshida, S.; Koller, T.; Gerig, G.; Kikinis, R. 1998. 3D Multi-Scale Line Filter for Segmentation and Visualization of Curvilinear Structures in Medical Images. *Lecture Notes in Computer Science* 1205: 213–222.

Savchenko, V. V.; Pasko, A. A.; Okunev, O. G.; Kunh, T. L. 1995. Function Representation of Solids Reconstructed from Scattered Surface Points and Contours, *Computer Graphics Forum*, 14(4): 181–188. ISSN 1467-8659.

Schiller, N.; Shah P.; Crawford M.; et al. 1989. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms, *Journal of the American Society of Echocardiography* 1989: 358-67. ISSN 0894-7317.

Seokil P.; Jongshil L.; Jayl K.; Ohsang K.; Seunghong H. 1997 Adaptive tracking algorithm based on direction field using ML estimation in angiogram. in *TENCON '97. IEEE Region 10 Annual Conference. Speech and Image Technologies for Computing and Telecommunications., Proceedings of IEEE*: 671–675.

Sethian, A. J. 1999. *Level Set Methods and Fast Marching Methods : Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science* Cambridge University Press. 1999. ISBN 0-521-64557-3.

Sethian, J. A. 1996. A Fast Marching Level Set Method for Monotonically Advancing Fronts. *Proceedings of the National Academy of Science* 3: 1591–1595.

Siddiqi, K.; Shokoufandeh, A.; Dickinson, S. J.; Zucker, S. W. 1999. Shock Graphs and Shape Matching, *International Journal of Computer Vision* 35(1): 13–32. ISSN 1573-1405.

Smets, C.; Verbeek, G.; Suetens, P.; Oosterlinck, A. 1988. A knowledge-based system for the delineation of blood vessels on subtraction angiograms. *Pattern Recogn. Lett.* 8(2): 113–121.

Sonka, M.; Hlavac, V.; Boyle, R. 2007. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision* Thomson-Engineering. 2007.

Summers, P.E.; Bhalerao, A.H. 1995. Derivation of pressure gradients from magnetic resonance angiography using multi-resolution segmentation. in *Fifth International Conference on Image Processing and its Applications*, 1995., 404–408.

Szekely, M.; Naef, O.; Kuebler, G.; Kikinis, R.; Shenton, M. E. 1996. Characterization and Recognition of 3D Organ Shape in Medical Image Analysis Using Skeletonization, in *Proceedings of the 1996 Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, IEEE Computer Society* 139. ISBN 0-8186-7367-2.

Tozaki, T.; Kawata, Y.; Niki, N.; Ohmatsu, H.; Moriyama, N. 1994. 3-D visualization of blood vessels and tumor using thin slice CT images in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*: 1470–1474.

Treece, G. M.; Prager, R. W.; Gee, A. H. 1999. Regularised Marching Tetrahedra: Improved Iso-Surface Extraction, *Computer and Graphics* 23(4): 538–598. ISSN 0097-8493.

Turk, G.; O'Brien, J. 2002. Modelling With Implicit Surfaces that Interpolate, *ACM Transactions on Graphics* 21(4): 855–873. ISSN 0730-0301.

Weickert J. 1997. A Review of Nonlinear Diffusion Filtering. in *Proceedings of the First International Conference on Scale-Space Theory in Computer Vision*.

Yim, P.J.; Choyke, P.L.; Summers, R.M. 2000. Gray-scale skeletonization of small vessels in magnetic resonance angiography. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 19(6): 568–576.

Yu, X.; Leung, M.K.H.; Gao, Y. 2004. in *Visualization, Imaging, and Image Processing – 2004*.

Zhao, H.; Osher, S. 2002. Visualization, Analysis and Shape Reconstruction of Unorganized Data Sets. *Geometric Level Set Methods in Imaging, Vision and Graphics*.

Autoriaus publikacijos disertacijos tema

Straipsniai recenzuojamuose mokslo žurnaluose

Paulinas, M.; Meilūnas, M. 2010. An Algorithm for Partitioning of Right Heart Ventricle Medial Axis, *Mathematical Modelling and Analysis* 15(2):245-255. ISSN 1329-6292. (Web of Science, INSPEC)

Paulinas, M.; Miniotas, D.; Meilūnas, M.; Ušinskas, A. 2008. An Algorithm for Segmentation of Blood Vessels in Images, *Elektronika ir Elektrotechnika* : 25–28 ISSN 1392-1215. (Web of Science, INSPEC)

Mockus, L.; Meilūnas, M.; Paulinas, M.; Ušinskas, A.; Zakarkaite, D. 2007. Generating of Reformat Slices in Neural and Cardio Tomography, *Mathematical Modelling and Analysis* 12(1): 121–130. ISSN 1392-6292. (Web of Science, INSPEC)

Paulinas, M.; Ušinskas, A. 2007. A Survey of Genetic Algorithms Applications for Image Enhancement and Segmentation, *Information Technology and Control* 36(3): 278–284. ISSN 1392-124X. (Web of Science, INSPEC)

Straipsniai kituose leidiniuose

Matiukas, V.; Paulinas, M.; Rokicki, J. 2009. Nemokamų biomedicininų vaizdų apdorojimo priemonių apžvalga, in *Proceedings of Conference on Virtual Instruments in Biomedicine*, 198–205.

Matiukas, V.; Paulinas, M.; Ušinskas, A.; Adaškevicius, R.; Meškauskas, R.; Valinčius, D. 2008. A Survey of Point Cloud Reconstruction Methods, in *Proceedings of the 3-rd International Conference on Electrical and Control Technologies*. 150–153. (ISI Proceedings)

Paulinas, M.; Rokicki, J. 2008. Panašios formos paviršių, centrinės ašies radimo ir filtravimo metodika, in *Proceedings of Conference on Biomedical Engineering*. 209–212. ISBN 978-9955-25-576-5.

Rokicki, J.; Paulinas, M.; Meilūnas, M. 2006. Aneurizmos srities aproksimavimas geometrinėmis figūromis, in *Proceedings of Conference on Biomedical Engineering* 145–149. ISBN 9955-25-151-4

Mockus, L.; Paulinas, M. 2006. Galvos smegenų sričių išskyrimas ir atvaizdavimas, in *Proceedings of JMK Conference*. 49–55.

Rokicki, J.; Paulinas, M. 2005. Taškų pasiskirstymo modelio panaudojimas aneurizmų atpažinimui MRI tomogramose, in *Proceedings of Conference on Biomedical Engineering* 261–264. ISBN 9955-09-950-X.

Ušinskas, A.; Paulinas, M. Rokicki, J. 2005. Trimačio modelio sudarymas skaitmeninei kraujagyslių analizei tomogramose, in *Proceedings of Conference on Biomedical Engineering* 248–251. ISBN 9955-09-950-X.

Priedai

A priedas. Sukurtos programinės įrangos sąrašas

Programinei įrangai kurti buvo pasitelkta C++ programavimo kalba su pagalbinėmis *ITK* ir *VTK* bibliotekomis, bei *Python* skriptų rašymo kalba su *Numpy* ir *SciPy* bibliotekomis. Toliau pateikiamas pagrindinių sukurtų programų sąrašas:

Galvos kraujagyslių segmentavimas:

<i>Series2File</i>	– iš DICOM formato atvaizdų serijos suformuoja vieną trimatį RAW formato failą.
<i>histogram</i>	– suformuoja ir išveda trimačio atvaizdo histogramą.
<i>histProcessor</i>	– apdoroja histogramą.
<i>localThreshold</i>	– suranda lokalų segmentavimo slenkstį.
<i>compareImages</i>	– palygina atvaizdus ir apskaičiuoja atvaizdų skirtumą.
<i>getSeeds</i>	– išskiria pradinius SDA algoritmo taškus.
<i>performRegionGrowing</i>	– SDA algoritmas.
<i>globalThreshold</i>	– apskaičiuojamas globalus segmentavimo slenkstis.
<i>countVoxels</i>	– suskaičiuoja atvaizdo elementus, kurių skaitis didesnis negu t .

Plaučių ir jų kraujagyslių segmentavimas. Sukurtos ir į *ITK* biblioteką integruotos funkcijos bei plaučių segmentavimo programa:

- lungs* – plaučių segmentavimo programa.
- VesselSegmentationFilter* – plaučių kraujagyslių segmentavimo klasė.

Dešiniojo širdies skilvelio simetrijos karkaso išskyrimas ir analizė:

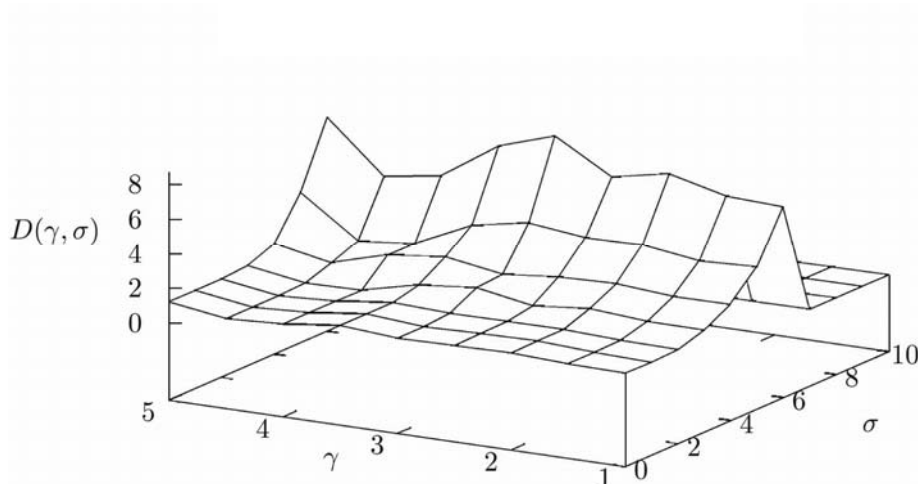
- dataGen* – keturmačių duomenų skaidymas į trimačius segmentus (atskirus laiko momentus).
- meshGen* – trimačio objekto generavimas iš atvaizdo.
- gauss* – Gauso filtras kreivio žemėlapiams.
- maxisGen* – simetrijos karkaso aproksimavimas.
- rasterizeMesh* – trimačio objekto vertimas į trimatį atvaizdą.
- sphereGen* – sferų generatorius eksperimentams.
- resampler* – atvaizdo raiškos keitimas.
- vtk2smf* – formatų keitiklis.
- smf2vtk* – formatų keitiklis.
- meshInfo* – statistiniai duomenys apie trimatį objektą.
- triangulateMesh* – visus trimačio objekto tinklelio daugiakampius padalina į trikampus.
- relaxMesh* – atlieka trimačio objekto tinklelio glodinimą.

B priedas. Automatinio slenksčio parinkimo tyrimo rezultatai

A1 lentelė. Automatinio slenksčio parinkimo tyrimo rezultatai
Table A1. Results of automatic threshold selection experiment

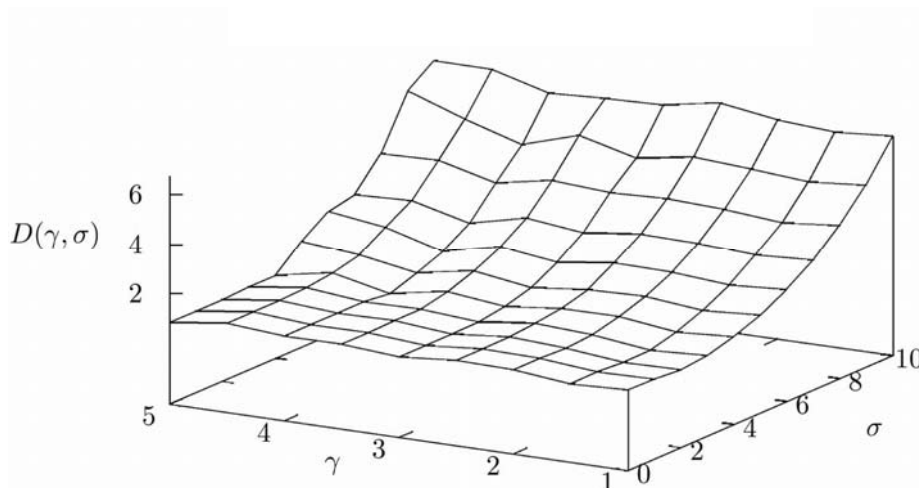
Eil. Nr.	T_e	I	$\sigma(I)$	T_a	$\left \frac{T_a}{T_e} - 1 \right $
1	247	32,22	40,81	236,38	10,62
2	209	35,15	41,33	234,05	25,05
3	262	35,67	44,35	233,83	28,17
4	250	37,08	40,5	233,56	16,44
5	250	37,81	39,96	233,59	16,41
6	206	38,44	40,81	233,71	27,71
7	250	39,33	41,39	234,04	15,96
8	258	40,62	45,15	234,82	23,18
9	158	40,89	44,39	235,03	77,03
10	303	57,43	51,13	279,01	23,99
11	327	62,24	48,47	303,26	23,74
12	284	65,75	48,55	324,22	40,22
13	379	70,57	46,94	357,49	21,51
14	318	70,89	50,22	359,82	41,82
15	431	71,71	51,33	366,1	64,9
16	374	72,6	47,76	373,03	0,97
17	436	77,73	46,52	416,4	19,6
18	343	79,05	48,64	428,59	85,59
19	480	82,49	51,97	461,97	18,03
20	508	85,37	55,81	492,01	15,99
corr	1	0,89	0,79		

C priedas. Duomenų didinimo ir glodinimo parametrų tyrimo rezultatai



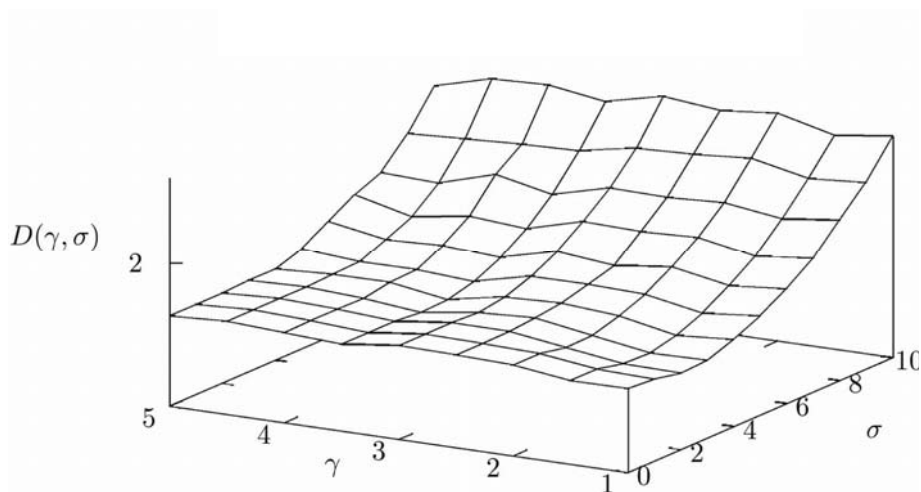
C1 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 10$ mm

Fig. C1. Mean distance with $r = 10$ mm



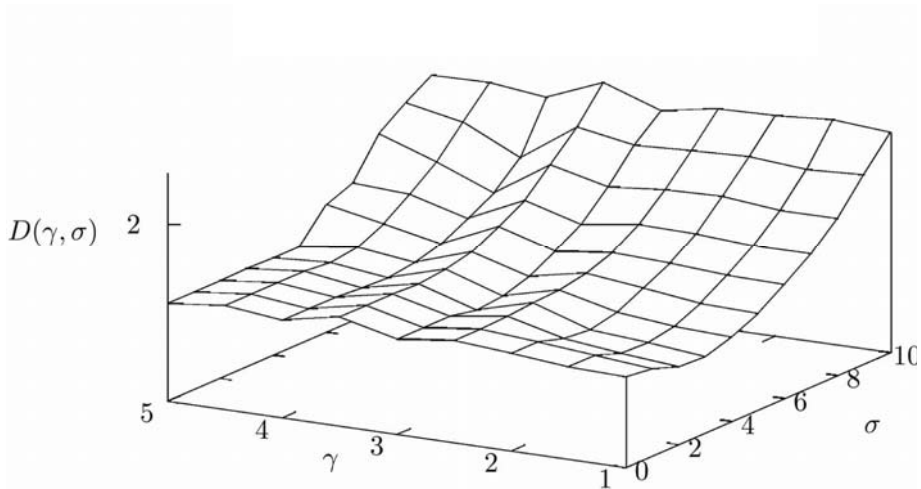
C2 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 20$ mm

Fig. C2. Mean distance with $r = 20$ mm



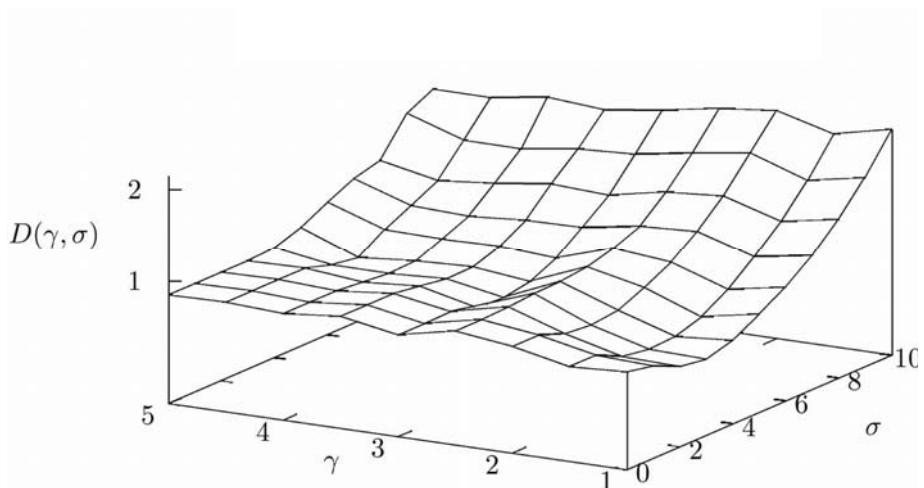
C3 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 30$ mm

Fig. C3. Mean distance with $r = 30$ mm



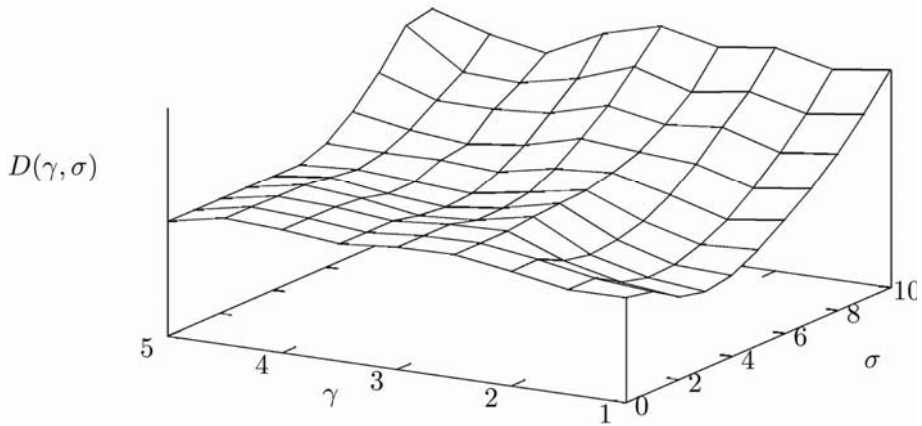
C4 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 40$ mm

Fig. C4. Mean distance with $r = 40$ mm



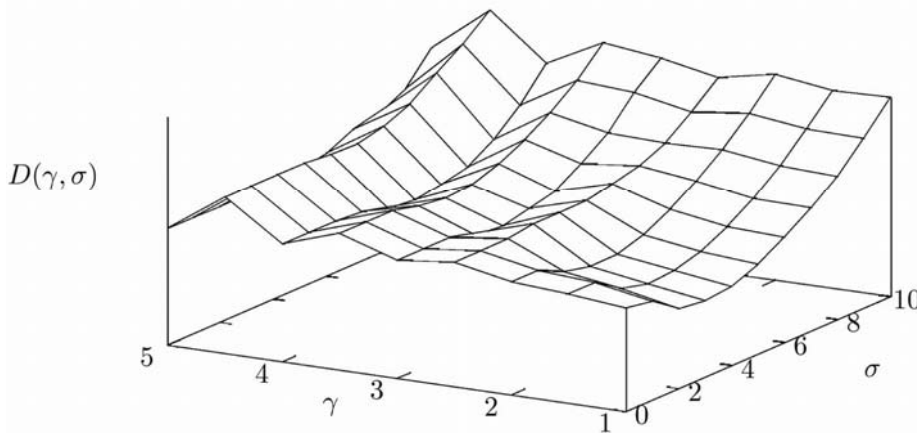
C5 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 50$ mm

Fig. C5. Mean distance with $r = 50$ mm



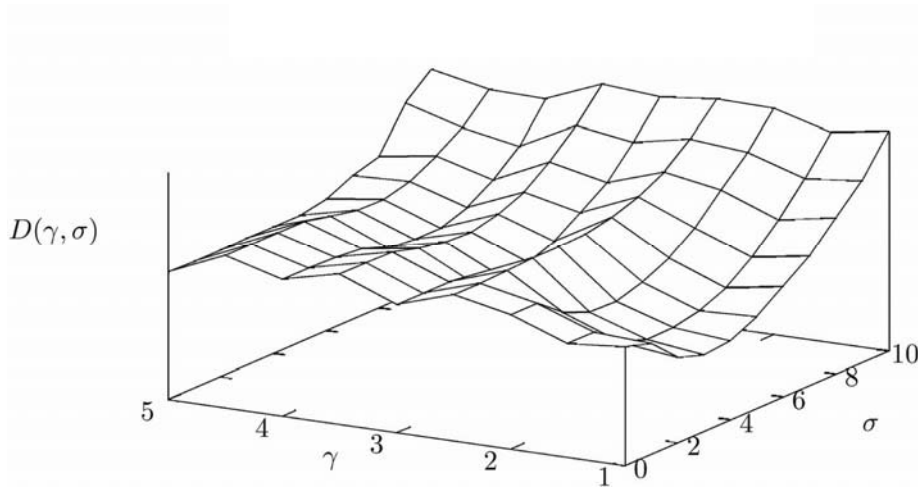
C6 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 60$ mm

Fig. C6. Mean distance with $r = 60$ mm



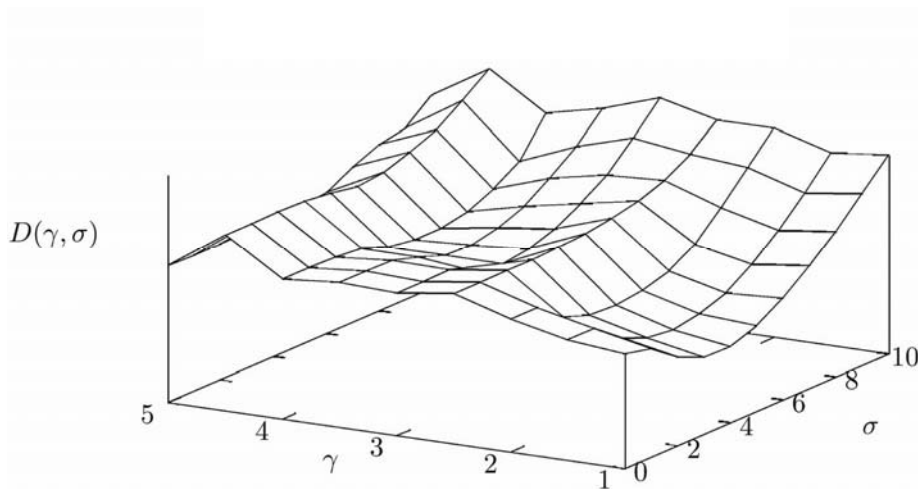
C7 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 70$ mm

Fig. C7. Mean distance with $r = 70$ mm



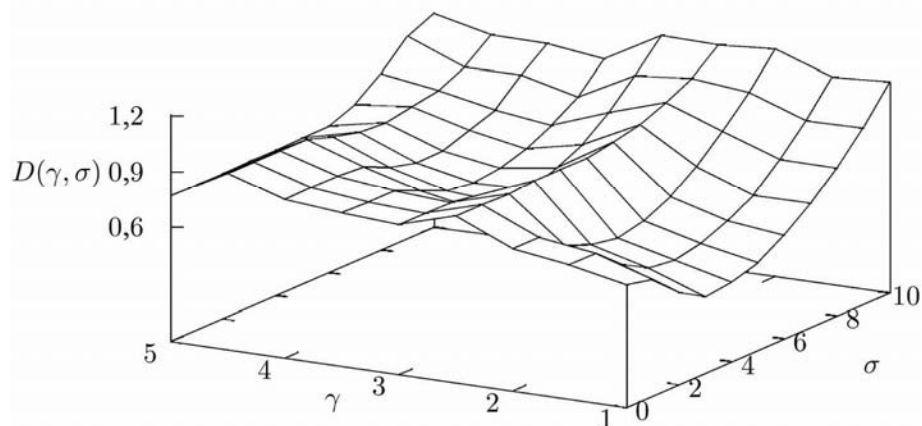
C8 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 80$ mm

Fig. C8. Mean distance with $r = 80$ mm



C9 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 90$ mm

Fig. C9. Mean distance with $r = 90$ mm



C10 pav. Vidutinis atstumas kai $r = 100$ mm

Fig. C10. Mean distance with $r = 100$ mm

Mantas PAULINAS

MEDICININIŲ KOMPIUTERINIŲ TOMOGRAMŲ
SEGMENTAVIMAS IR ANALIZĖ

Daktaro disertacija

Technologijos mokslai,
elektros ir elektronikos inžinerija (01T)

SEGMENTATION AND ANALYSIS
OF MEDICAL COMPUTER TOMOGRAMS

Doctoral Dissertation

Technological Sciences,
Electrical and Electronic Engineering (01T)

2010 11 04. 10,75 sp. l. Tiražas 20 egz.
Vilniaus Gedimino technikos universiteto
leidykla „Technika“,
Saulėtekio al. 11, 10223 Vilnius,
<http://leidykla.vgtu.lt>
Spausdino UAB „Ciklonas“,
J. Jasinskio g. 15, 01111 Vilnius
<http://www.ciklonas.lt>