

RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE

Katrina BOLOČKO

**TRĪSDIMENSIJU MEDICĪNAS ATTĒLU VEIDOŠANA UN
APSTRĀDE**

Promocijas darba kopsavilkums

Rīga 2011

RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE
Datorzinātnes un informācijas tehnoloģijas fakultāte
Datorvadības, automātikas un datortehnikas institūts

Katrina BOLOČKO

Automātikas un datortehnikas doktora programmas Attēlu apstrādes un datorgrafikas,
datortehnikas un tīklu virziena doktorante

**TRĪSDIMENSIJU MEDICĪNAS ATTĒLU VEIDOŠANA UN
APSTRĀDE**

Promocijas darba kopsavilkums

Zinātniskais vadītājs
Dr. habil. sc. ing., profesors
A.GLAZS

Rīga 2011

UDK 004.932+616-073.7](043.2)
Bo 364 t

Boločko K.
TRĪSDIMENSIJU MEDICĪNAS ATTĒLU
VEIDOŠANA UN APSTRĀDE. Promocijas
darba kopsavilkums.-R.:RTU, 2011.-33 lpp.

Iespiests saskaņā ar DADI institūta 2011.gada
4. marta lēmumu, protokols Nr.98

Šis promocijas darbs izstrādāts ar Eiropas
Sociālā fonda atbalstu Nacionālās programmas
„Atbalsts doktorantūras programmu īstenošanai
un pēcdoktorantūras pētījumiem” projekta
„Atbalsts RTU doktorantūras attīstībai”
ietvaros.

ISBN 978-9934-10-197-7

**PROMOCIJAS DARBS
IZVIRZĪTS INŽENIERZINĀTŅU
DOKTORA GRĀDA IEGŪŠANAI RĪGAS TEHNISKAJĀ
UNIVERSITĀTĒ**

Promocijas darbs inženierzinātņu doktora grāda iegūšanai tiek publiski aizstāvēts 2011.g. 3. oktobrī, 14.30 Rīgas Tehniskās universitātes Datorzinātnes un informācijas tehnoloģijas fakultātē, Rīgā, Meža ielā 1/3, 202. auditorijā.

OFICIĀLIE RECENZENTI

Profesors, Dr.habil.sc.ing. Jānis Grundspenķis
Rīgas Tehniskā universitāte

Profesors, Dr.habil.sc.ing, Pēteris Rivža
Latvijas Lauksaimniecības universitāte

Profesors, Dr.habil.sc.ing, Arunas Lukoševičius
Kauņas Tehnoloģiskā universitāte, Lietuva

APSTIPRINĀJUMS

Apstiprinu, ka esmu izstrādājusi doto promocijas darbu, kas iesniegts izskatīšanai Rīgas Tehniskajā universitātē inženierzinātņu doktora grāda iegūšanai. Promocijas darbs nav iesniegts nevienā citā universitātē zinātniskā grāda iegūšanai.

Katrina Boločko(Paraksts)

Datums:

Promocijas darbs ir uzrakstīts latviešu valodā, satur ievadu, 4 nodaļas, secinājumus, literatūras sarakstu, 1 pielikumu, 98 zīmējumus un ilustrācijas, kopā 144 lappuses. Literatūras sarakstā ir 96 nosaukumi.

SATURS

1.	VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS	5
1.1.	Tēmas aktualitāte	5
1.2.	Promocijas darba mērķis un uzdevumi	7
1.3.	Pētījuma priekšmets un objekts	7
1.4.	Zinātniskā novitāte	7
1.5.	Darba praktiskā vērtība un aprobācija	8
1.6.	Promocijas darba struktūra	10
2.	PROMOCIJAS DARBA SATURS	11
2.1.	2D medicīnas attēli un to apstrāde	11
2.2.	3D medicīnas attēlu veidošana	12
2.3.	Medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas metodes	13
2.4.	Medicīnas attēlu apstrādes algoritmu aprobācija	22
3.	DARBA REZULTĀTI UN SECINĀJUMI	30
	IZMANTOTĀS LITERATŪRAS SARAKSTS	32

1. VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS

1.1. Tēmas aktualitāte

Attēlu apstrāde (kvalitātes uzlabošana, interesējošā apgabala izvēle utt.) un trīsdimensiju attēla veidošana ir aktuāla tēma vairākās nozarēs. Piemēram, medicīnā, kriminālistikā, ģeoloģijā ir ļoti svarīgi izdalīt no attēla informatīvos apgabalus, kas ļauj turpmāk pieņemt lēmumu par attēla klasifikāciju. Tā, analizējot medicīnas attēlus, kas iegūti dažādos veidos, piemēram, ar datortomogrāfijas (CT – Computer Tomography) vai magnētiskās rezonanses (MR – Magnetic Resonance) palīdzību, lai uzstādīt diagnozi (klasificēt attēlu), ir nepieciešama tikai daļa no attēla informācijas (patoloģijas zona). Kriminālistikā, lai identificēt cilvēka sejas attēlu, bieži ir nepieciešams fragments no attēlu informācijas, nevis visa informācija. Sakarā ar to, ir nepieciešams izdalīt no oriģināliem attēliem apgabalus, kas ir visinformatīvākie un piemēroti klasifikācijas uzdevumiem.

No citas puses, šo apgabalu analīzei un klasifikācijai bieži nepietiek izmantot attēlu 2D reprezentāciju. 3D attēlu veidošana nodrošina plašākas iespējas apgabalu analīzei.

Šajā darbā attēlu apstrādes un 3D vizualizēšanas uzdevumi ir apskatīti ar medicīnas attēlu piemēriem, kaut arī darbā piedāvātās metodes ir iespējams pielietot attēlu apstrādes uzdevumiem dažādās citās nozarēs. Medicīnas attēli, kas iegūti ar datortomogrāfijas vai magnētiskās rezonanses palīdzību tiek plaši izmantoti medicīnā pacientu diagnostikai. Šo attēlu apstrāde un analīze ir aktuāla kā zinātniskā nozarē – dod iespēju pētīt medicīnas attēlos esošās vielas un struktūras, tā arī klīniskā nozarē – spēj paaugstināt diagnostikas precizitāti.

Attēlu apstrāde ir komplicēta problēma biomedicīnas inženierijā, jo lielākā daļa no medicīnas attēliem atšķiras ar zemu kontrastu, sliktu kvalitāti, ģeometrisku un optisko raksturojumu daudzveidību un vispārējo attēlu sarežģītību. Tāpēc arī rodas grūtības, analizējot dotos attēlus. Attēlus, kas satur smadzeņu struktūras ir īpaši sarežģīti analizēt, bet to apstrāde var palīdzēt ārstiem atrast patoloģijas, precizēt medicīnas diagnozi. Tāpēc attēlu analīzes drošumam un precizitātei tiek izvirzītas ļoti augstas prasības. Lai atvieglotu ārstiem medicīnas attēlu analīzi, ir nepieciešams atrisināt vairākus medicīnas attēlu apstrādes uzdevumus, tādus kā attēlu segmentācija, nozīmīgā apgabala (piemēram, patoloģijas zonas) izdalīšana, 3D vizualizēšana, nozīmīgā apgabala (patoloģijas zonas) tilpuma noteikšana utt.

Viens no pirmajiem soļiem medicīnas attēlu apstrādē ir attēlu segmentācija. Segmentācijas uzdevums ir ļoti aktuāla tēma vairākās dzīves sfērās. Eksistē gan manuālie, gan pus-automātiskie, gan pilnībā automātiskie algoritmi attēlu segmentācijai. Taču jāņem vērā, ka medicīnas attēliem ir nepieciešami specifiski algoritmi, kas darbojas nevis ar attēla pikseļu intensitātēm, bet ar papildus informāciju, kas glabājas medicīnas attēlā - vielas blīvumiem. Tādēļ parastie attēlu segmentācijas algoritmi nespēj pareizi segmentēt medicīnas attēlus. Piemēram, dažādas vielas var būt apvienotas vienā segmentā. Darbam ar medicīnas attēliem ir domāti speciālie medicīnas attēlu segmentācijas algoritmi [2, 8, 11, 12, 16]. Taču tiem ir būtiski trūkumi: tie, vai nu ir grūti regulējami, un lietotājam ir sarežģīti tos lietot, vai nu tie nespēj dot papildus informāciju par vielām medicīnas attēlā. Dažiem algoritmiem ir ļoti daudz papildus parametru, par kuriem ārstam nav zināšanu, tāpēc pielāgot tādu algoritmu katram konkrētam attēlam ir ļoti grūti. Kā piemēru, var minēt algoritmu, kas aprakstīts publikācijā [17], tajā ir nepieciešams ievadīt nepieciešamo segmenta skaitu. Katram attēlam segmentu skaits, kas ļauj izdalīt no medicīnas attēla tādus svarīgus apgabalus kā, pieņemsim, patoloģijas zonu ir atšķirīgs. Ārstam būs nepieciešams eksperimentālā ceļā noteikt, kādu segmentu skaitu izmantot katrā konkrētā gadījumā, un tas apgrūtina medicīnas attēlu analīzi. Pie tām vēl, manuālie algoritmi aizņem ļoti daudz laika, bet uz automātiskiem algoritmiem ir

grūti paļauties, jo tikai ārsts var izvērtēt, vai medicīnas attēls ir segmentēts pareizi un vai pareizi izdalīta patoloģijas zona. Tādēļ rodas nepieciešamība izveidot pus-automātisko segmentācijas algoritmu, kas ātri darbotos, spētu parādīt ārstam papildus informāciju par katru segmentu. Segmentācijas algoritmam jābūt arī saprotamam, lai ārsts varētu viegli ar to strādāt.

Pēc attēla segmentācijas rodas uzdevums izdalīt kādu konkrētu apgabalu (piemēram, patoloģijas zonu) un analizēt to. Medicīnas attēlu gadījumā tas nozīmē: noteikt izdalītā apgabala izmērus, tilpumu, vielu utt. Īpaši svarīgs uzdevums ārstiem ir tilpuma noteikšana patoloģijas zonai. Kaut arī eksistē algoritmi, kas ļauj noteikt patoloģijas zonas tilpumu [3, 4, 9, 15], tie strādā ar divdimensiju datiem - ar medicīnas attēlu slāņiem. Algoritmi neievēro objekta trīsdimensiju struktūru. Tas var rast kļūdas un neprecizitātes gala rezultātā. Tādēļ ir nepieciešami novērtēt uz 2D medicīnas attēlu apstrādi balstītu tilpumu izrēķināšanas algoritmu precizitāti, kā arī aprobēt algoritmu, kas balstītos uz medicīnas attēla 3D datiem.

Svarīgs solis medicīnas attēlu diagnostikā ir arī medicīnas attēlu trīsdimensiju vizualizēšana. Tieši vizualizēšana ļauj ārstiem redzēt patoloģijas zonas atrašanās vietu un plānot nepieciešamās ķirurģiskās operācijas. Jāņem vērā, ka medicīnas objekta trīsdimensiju modelis tiek veidots no divdimensiju datiem – no vairākiem medicīnas attēliem, jeb slāņiem, kas tika uzņemti ar speciālo skenējošo aparāturu. Šajā gadījumā, objekta trīsdimensiju modeļa vizualizēšana sastāv no diviem soļiem. Vispirms, ir nepieciešams katrā medicīnas attēlā atrast kontrolpunktus, no kuriem turpmāk veidosies trīsdimensiju modeļa virsma. Otrkārt, no atrastiem kontrolpunktiem jāizveido modeļa virsmu. Eksistējošiem kontrolpunktu atrašanās algoritmiem ir daži trūkumi, tādi kā liels punktu skaits, kas palēnina datu vizualizēšanu, vai nepietiekama precizitāte. Rodas uzdevums atrast minimālo punktu skaitu, kas spēj precīzi interpolēt modeļa kontūru. Vizualizēšanas algoritmi medicīnā pārsvarā balstās uz rastra metodēm - katrs pikselis attēlā tiek izvadīts kā atsevišķs elements trīsdimensiju telpā. Taču attēla kvalitāte šajā gadījumā ir ļoti zema. Vektoru metodes attēlo objektu izmantojot virsmas vai poligonus, virsma izskatās kvalitatīvāk. Vektoru metodes medicīnas attēlu vizualizēšanā tiek izmantotas nesen. Bet arī tām ir trūkumi - objektu virsmai ir izteikts kāpņu efekts, virsma nav gluda, tajā var rasties caurumi. Tieši tāpēc rodas nepieciešamība izveidot vizualizēšanas algoritmu, kuru rezultātā veidotos virsma ar labāku kvalitāti.

Visas augstāk minētas medicīnas attēlu apstrādes metodes parasti tiek apvienotas vienā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Eksistē vairākas sistēmas, kurās ir realizēti nepieciešamie rīki medicīnas attēlu apstrādei un analīzei, gan modernos datortomogrāfijas un magnētiskās rezonanses iekārtās, gan izstrādātās neatkarīgās sistēmas, piemēram [1], taču tām ir daži būtiski trūkumi. Sistēmas, kas ļauj ārstiem veikt detalizētu analīzi var būt ieinstalētas tikai speciālās darbstacijās, kas ir savienotas ar medicīnas aparāturu (datortomogrāfu, magnētiskās rezonanses aparātu). No otras puses, sistēmas, kuras var būt ieinstalētas jebkurā datorā neietver sevī piemērotus rīkus medicīnas attēlu analīzē, ļaujot tikai apskatīt attēlus, nevis apstrādāt tos. Lai veikt precīzu diagnozi, ārstam ir nepieciešami spēcīgi medicīnas attēlu analīzes rīki, taču tāda programmatūra ir tikai darbstacijās. Tomēr, pētīt attēlus pie darbstācijas ne vienmēr ir iespējams, jo pacienta izskatīšanas laikā tā ir aizņemta, un iepriekšējo pacienta datu analīze nevar būt ērti izpildāma. Tādi ierobežojumi rod problēmas ātrai un precīzai medicīnas diagnozes uzstādīšanai. Tāpēc rodas nepieciešamība izstrādāt sistēmu, kurai būtu spēcīgi medicīnas attēlu apstrādes rīki un tā vienlaicīgi varētu būt uzstādīta jebkurā datorā.

1.2. Promocijas darba mērķis un uzdevumi

Promocijas darba galvenais mērķis ir piedāvāt metodes medicīnas attēlu apstrādei (attēlu segmentācija, apgabala izvēle, medicīnas objekta 3D rekonstrukcija utt.), kā arī apvienot piedāvātās metodes vienā medicīnas attēlu apstrādes un analīzes sistēmā. Šīm nolūkam vispirms ir nepieciešams noteikt, kādas tieši attēlu apstrādes metodes ir nepieciešamas lai veikt medicīnas attēlu analīzi. Kā var secināt no prasībām, kuras izvirzīja Rīgas Stradiņa universitātes medicīnas fakultātes dekāns, slimnīcas „Gaiļezers” radioloģijas institūta direktors, asoc. prof., Dr.med. A. Platkājs, vienotai medicīnas attēlu apstrādes sistēmai jāiekļauj sekojošas iespējas:

- izdalīt jebkuru interesējošo zonu medicīnas attēlos.
- noteikt izdalītās zonas izmērus – platumu, garumu, laukumu, kā arī medicīnas slāņos izvēlēto apgabalu kopuma atrast arī zonas tilpumu;
- parādīt patoloģijas zonu un cilvēka galvu 3D telpā, lai varētu spriest par patoloģijas zonas telpisko atrašanos un plānot ķirurģisko operāciju.
- automātiski izpētīt patoloģijas zonā un tās apkārtnē esošas vielas, piedāvājot ārstam informāciju par vielas struktūrām

Sakarā ar augstākminētajām prasībām, lai sekmīgi sasniegt šī darba mērķi ir nepieciešams atrisināt šādus **promocijas darba uzdevumus**:

- nodrošināt ārstam iespēju strādāt kā ar grafiskā veidā glabātiem attēliem, tā arī speciālā DICOM formātā glabātiem attēliem;
- piedāvāt metodes medicīnas attēlu segmentācijai un interesējošo apgabalu izdalīšanai;
- piedāvāt metodes medicīnas attēlu 3D vizualizēšanai;
- piedāvāt metodes izvēlētajās zonas tilpuma atrašanai;
- piedāvāt metodi medicīnas attēlu priekšapstrādei, attēlā esošo vielu analīzei.

1.3. Pētījuma priekšmets un objekts

Promocijas darba pētījuma priekšmets ir medicīnas attēlu apstrādes algoritmi. Tiek apskatītas tādas attēlu apstrādes metodes, kā attēlu segmentācija, nozīmīgā apgabala izvēle, medicīnas objekta trīsdimensiju rekonstrukcija, medicīnas objekta tilpuma noteikšana.

Promocijas darba pētījuma objekts ir ar datortomogrāfijas palīdzību iegūto cilvēka smadzeņu divdimensiju medicīnas attēlu kopa, kas trīsdimensiju telpā veido cilvēka smadzeņu struktūru un vielu aprakstu. Attēli tika iegūti izmantojot datortomogrāfiju un magnētisko rezonansi. Medicīnas attēlus piegādāja Rīgas Stradiņa universitātes medicīnas fakultātes dekāns, slimnīcas „Gaiļezers” radioloģijas institūta direktors, asoc. prof., Dr.med. A. Platkājs.

1.4. Zinātniskā novitāte

Izstrādātajā darbā ir šādi galvenie jaunieguvumi:

1. Izstrādātas pus-automātiskās medicīnas attēlu segmentācijas un apgabalu izvēles metodes, kurām nav eksistējošo metožu ierobežojumu, tādu kā apgrūtināta lietošana sakarā ar sarežģīto lietotāja saskarni.
2. Izstrādāta metode kontrolpunktu meklēšanai izvēlētajā apgabalā turpmākai apgabala 3D vizualizēšanai. Atšķirībā no eksistējošām metodēm, piedāvātais risinājums rezultātā izdod minimāli nepieciešamo punktu skaitu, ar kuru var interpolēt

3. Izstrādāta metode medicīnas attēlu 3D vizualizēšanai. Metode ņem vērā medicīnas attēlu uzņemšanas specifiku un savieno iegūtos kontrolpunktus vienā virsmā, kas turpmāk tiek vizualizēta, izmantojot grafiskās bibliotēkas OpenGL līdzekļus.
4. Izstrādāta medicīnas objekta tilpuma noteikšanai, kas izmanto 2D medicīnas attēlu datu. Salīdzinājumā ar eksistējošām metode, tā dod precīzāku rezultātu. Aprobēta tilpuma noteikšanas metode (Sisojevs, 2009), kas aprakstīta vairākās zinātniskās publikācijās [13, 14], ir balstīta uz medicīnas objekta 3D modeli, un ļauj ievērot medicīnas objekta starpslāņu pārejas un formu.

1.5. Darba praktiskā vērtība un aprobācija

Darba praktiskā vērtība ir medicīnas attēlu apstrādes sistēmas izveidošana, kas iekļauj sevī visas izstrādātas metodes un var būt pielietota, lai analizēt medicīnas attēlus, kas iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību. Sistēma, kas ļauj veikt medicīnas attēlu apstrādi var sniegt ārstiem palīdzību diagnostikā, piemēram medicīnas attēlu segmentācija un apgabala tilpuma noteikšana ļaus ārstiem spriest par patoloģijas zonas lielām un apjomu.

Darba rezultātu aprobācija notikusi, piedaloties 14 zinātniskās konferencēs, un ir atspoguļota 15 publikācijās zinātniskos krājumos. Par uzstāšanos vairākās zinātniskās konferencēs tika saņemti atzinības raksti par uzvaru Jauno zinātnieku konkursos.

Zinātniskās publikācijas:

1. Krechetova K., Glazs A., Lubans A. A Modified Algorithm for Medical Image Segmentation // Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference, 9th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lietuva, Kaunas, 27.-28. oktobris, 2005, pp. 256-259
2. Krečetova K., Glazs A., Lubāns A. Modificēts algoritms medicīnas attēlu segmentācijai // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne. - 24. sēj., 2005, pp. 25-30
3. Krechetova K., Glazs A. Development of a New Segmentation Method for Medical Images // Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference, 11th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lietuva, Kaunas, 25.-26. oktobris, 2007, pp. 133-136
4. Krečetova K., Glazs A. Jaunas medicīnas attēlu segmentācijas metodes izstrādāšana // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne. - 32. sēj. 2007, pp. 14-21
5. Krechetova K., Glazs A., Platkais A. 3D Medical Image Visualization and Volume Estimation of Pathology Zones // IFMBE Proceedings. NBC - 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, Latvija, Rīga, 16.-20. jūnijs, 2008, pp. 532-535 (*iekļauta SpringerLink, Scopus datubāzēs*)
6. Krechetova K., Glazs A. Pathology Zone Volume Estimation in 3D Medical Images of a Brain // Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference, 12th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lietuva, Kaunas, 23.-24. oktobris, 2008, pp. 225-228
7. Krechetova K., Glazs A. Patoloģijas zonu tilpuma noteikšana 3D medicīnas attēlos // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne. - 35. sēj. 2008, pp. 18-26 (*iekļauta Ebscohost datubāzē, sadaļā Computers & Applied Sciences Complete*)

8. Krechetova K., Glazs A. Volume Estimation of Pathology Zones in 3D Medical Images // IFMBE Proceedings. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological, Beļģija, Antwerp, 23.-27. novembris, 2008, pp. 617-620 (*iekļauta SpringerLink, Scopus datubāzēs*)
9. Sisojevs A., Krechetova K., Glazs A. 3D Modeling of Free-Form Object (Interpolation, Visualization and Volume Estimation) // The 17th International Conference on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision WSCG'2009 Communication Papers proceedings. – Plzen: University of West Bohemia, 2009, pp. 125-128 (*iekļautā Thompson Reuters ISI datubāzē, pieejama WSCG Digital Library tīmekļa vietnē*)
10. Krechetova K., Glazs A. Contour Extraction and Processing in CT Images // Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference, 13th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lietuva, Kaunas, 29.-30.oktobrī, 2009 (*pieejama Kauņas Tehnoloģiskās universitātes Biomedicīnas Inženierijas Institūta tīmekļa vietnē - www.bmii.ktu.lt*)
11. Krechetova K., Glazs A., Slimības diagnostika pēc datortomogrāfijas datiem // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne. - 39. sēj. 2009, 8.-14. lpp. (*iekļauta Ebscohost datubāzē, sadaļā Computers & Applied Sciences Complete*)
12. Krechetova K., Sisojevs A., Glazs A., Platkajis A. Medical Image Region Extraction and 3D Modeling Based on Approximating Curves // International journal of Advanced Materials Research (ISSN: 1022-6680) edited by Trans. Tech. Publications Ltd, Switzerland, 2009 (*iekļauta EI Compendex datubāzē, pieejama Scientific.Net tīmekļa vietnē*)
13. Bolocho K., Glazs A. Contour Processing and 3D Visualization in Medical Images // Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference, 14th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lietuva, Kaunas, 28.-29.oktobrī, 2010, 216.-219. pp. (*pieejama Kauņas Tehnoloģiskās universitātes Biomedicīnas Inženierijas Institūta tīmekļa vietnē - www.bmii.ktu.lt*)
14. Boločko K., Glazs A. Trīsdimensiju modeļa izveidošana balstoties uz kontūriem medicīnas attēlos // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne, 2010. (*iekļauta Ebscohost datubāzē, sadaļā Computers & Applied Sciences Complete*).
15. Bolocho K., Kovalovs M., Glaz A., Medical Image 3D Visualization by Vector Based Methods // IADIS Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing, 24-26 July, 2011 (*pieņemta publicēšanai*)

Zinātniskās konferences:

1. RTU 46. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 13.-15. oktobris, 2005.
2. 9th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lithuania, Kaunas, 27.-28. October, 2005.
3. RTU 48. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 11.-13. oktobris, 2007.
4. 11th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lithuania, Kaunas, 25.-26. October, 2007.
5. 2nd International Conference on Actual Problems of Biomedical Engineering, Informatics, Cybernetics and Telemedicine, Ukraine, Kiev, 15.-17. November, 2007.
6. 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, Latvia, Riga, 16.-20. June, 2008.
7. RTU 49. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 13.-15. oktobris, 2008.

8. Biomedical Engineering, 12th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lithuania, Kaunas, 23.-24. October, 2008.
9. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerp, Belgium, 23.-28. November, 2008.
10. RTU 50. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 12.-16. oktobris, 2009.
11. Biomedical Engineering, 13th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lithuania, Kaunas, 29.-30. October, 2009.
12. The 9th International Conference on Global Research and Education Inter-Academia 2010, Riga, Latvia, August 9-12, 2010.
13. RTU 51. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 13.-17. oktobris, 2010.
14. Biomedical Engineering, 14th Annual International Biomedical Engineering Conference, Lithuania, Kaunas, 30.-31. October, 2010.

Atzinības raksti:

1. Laureāta diploms par pirmo vietu 11. starptautiskās konferences «Biomedical Engineering» jauno zinātnieku (doktorantu un maģistru) referātu konkursā, ko organizēja Kauņas Tehnoloģiskā universitāte Lietuvā. Referāts «Development of a New Segmentation Method for Medical Images», 2007.
2. Finālista diploms IFMBE YIC (jauno pētnieku konkursā) starptautiskajā konferencē “4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering”, Antverpenē, Beļģijā. Referāts “Volume Estimation of Pathology Zones in 3D Medical Images”, 2008.
3. Laureāta diploms par pirmo vietu 13. starptautiskās konferences «Biomedical Engineering» jauno zinātnieku (doktorantu un maģistru) referātu konkursā, ko organizēja Kauņas Tehnoloģiskā universitāte Lietuvā. Referāts «Contour Extraction and Processing in CT Images», 2009.

1.6. Promocijas darba struktūra

Promocijas darbs sastāv no ievada, 4 nodaļām, secinājumiem, literatūras saraksta.

Promocijas darba struktūra ir šāda:

Ievads – promocijas darba vispārējs raksturojums. Tiek apskatīta un pamatota tēmas aktualitāte, formulēts darba mērķis un uzdevumi, aprakstīts pētījuma priekšmets un objekts, aprakstīta darba zinātniskā novitāte un praktiskā vērtība.

1. nodaļa: 2D medicīnas attēli un to apstrāde – tiek apskatīti medicīnas attēlu veidošanas principi un iegūšanas veidi, kā arī medicīnas attēlu glabāšanas formāti, ar mērķi noteikt medicīnas attēla glabāšanas formāta struktūru turpmākai attēlu apstrādes. Ir izpētītas eksistējošās medicīnas attēlu kvalitātes uzlabošanas metodes un medicīnas attēlu segmentācijas metodes ar mērķi izvērtēt to darbības rezultātus un noteikt to iespējamo pielietojanu medicīnas attēlu apstrādes sistēmas izstrādē.

2. nodaļa: 3D medicīnas attēlu veidošana – tiek apskatīti medicīnas attēlu 3D vizualizēšanas uzdevumi un iespējamie modeļu tipi. Ir apskatīti trīs trīsdimensiju modeļa veidošanas principi ar mērķi noteikt to priekšrocības un trūkumus un iespējamo pielietojanu medicīnas attēlu apstrādes sistēmas izstrādē

3. nodaļa: Medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas metodes – tiek aprakstītas izstrādātās medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas metodes, kas ļauj izpildīt tādus medicīnas attēlu apstrādes uzdevumus kā attēlu segmentācija, apgabala izdalīšana, apgabala tilpuma noteikšana, trīsdimensiju vizualizēšana utt. Ir dots detalizēts metožu izskaidrojums ar to darbības piemēriem.

4. nodaļa: Medicīnas attēlu apstrādes algoritmu aprobācija – nodaļā ir aprakstīti eksperimenti ar izstrādātajām metodēm, metožu darbību rezultāti un to salīdzināšana ar eksistējošo metožu darbības rezultātiem.

Promocijas darba rezultāti

Literatūra

2. PROMOCIJAS DARBA SATURS

2.1. 2D medicīnas attēli un to apstrāde

Nodaļā ir veikta 2D medicīnas attēlu iegūšanas un glabāšanas veida analīze ar mērķi izprast medicīnas attēla veidošanas procesu un medicīnas faila esošo datu izkārtojumu, lai turpmāk to varētu analizēt un apstrādāt. Tiek aprakstīta datortomogrāfa un magnētiskās rezonanses aparāta darbība un medicīnas attēla rekonstrukcija. Nodaļā tiek apskatīta medicīnas attēla glabāšanas struktūra DICOM failu formātā. Atšķirībā no parastajiem grafiskiem formātiem, DICOM formāts satur sevī nevis informāciju par pikseļa intensitātēm vai krāsu, bet datus par katra pikseļa blīvumu, par pacienta personas datiem, par uzņemšanas laiku utt. Izpētot dažādos medicīnas attēlu iegūšanas veidus, var secināt, ka medicīnas attēliem, kas iegūti dažādos veidos (datortomogramma, magnētiskā rezonanse) ir atšķirīga datu struktūra. Tiem atšķiras informācija par vielas blīvumiem, tāpēc apstrādājot un analizējot šos attēlus ir nepieciešams ņemt vērā attēla iegūšanas veidu. Tomēr, galvenā DICOM formāta priekšrocība ir informācija par vielas blīvumiem. Tā piemēram, ar datortomogrāfijas palīdzību iegūtos DICOM attēlos blīvums tiek mērīts Haunsfilda vienībās (HU). To ilustrē tabula 2.1.

2.1. tabula. Dažādu vielu blīvumi Haunsfilda vienībās

Vielas	Blīvums, HU	Vielas	Blīvums, HU
Kauli, vidēji	+1000	Smadzeņu pelēkā viela	+20 - 40
Asins receklis	+55 - 75	Asins	+13 - 18
Liesa	+50 - 70	Cerebrospinālais šķidrums	+15
Aknas	+40 - 70	Audzējs	+5 - 35
Aizkuņģa dziedzeris	+40 - 60	Žultspūslis	+5 - 30
Niere	+40 - 60	Ūdens	0
Aorta	+35 - 50	Orbītas	-25
Muskuļi	+35 - 50	Tauki	-100
Smadzeņu baltā viela	+36 - 46	Plaušas	-150 - 400
Smadzenītes	+30	Gaiss	-1000

Jāatzīmē, ka papildus dati, kas iekļauti DICOM failā satur aprioru informāciju par medicīnas attēlā esošām vielas blīvumiem. Tas ļauj veikt dažādas operācijas, kas nav iespējamas grafiskā formātā glabātiem attēliem. Piemēram, var nodrošināt specifiskās vielas meklēšanu vai izvēlēta apgabala (piemēram, patoloģijas zonas) vielas automātisko atpazīšanu. Tāpēc vienotai medicīnas sistēmai jāprot apstrādāt medicīnas attēlus tieši DICOM formātā.

Nodaļā tiek aprakstītas eksistējošās 2D medicīnas attēlu kvalitātes uzlabošanas metodes ar mērķi noteikt to nepieciešamību vienotā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Apskatītās metodes ļauj noņemt troksni no attēla un uzlabot attēla kontrastu. Bet analīzes rezultātā tika secināts, ka 2D attēlu kvalitātes uzlabošanas algoritmu galvenais trūkums ir tas, ka tie var dzēst svarīgu informāciju no medicīnas attēla. Tas ir it īpaši svarīgs DICOM formātā glabātiem medicīnas attēliem. Ārstiem ir ļoti svarīga katra detaļa medicīnas attēlā, un

to ir nepieciešams saglabāt. Tieši tāpēc šajā darbā medicīnas attēliem attēlu kvalitātes uzlabošanas metodes netiek pielietotas, lai nodrošinātu pieejamās informācijas saglabāšanu.

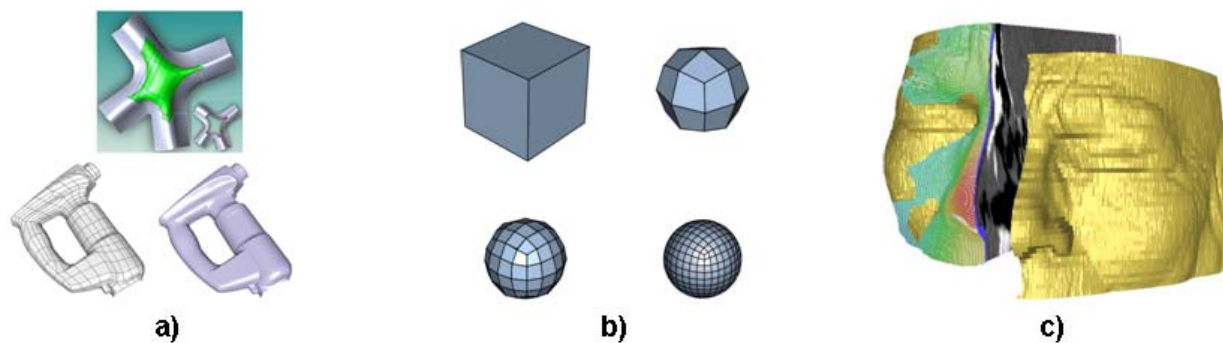
Nodaļā tika analizēti arī dažādi eksistējošie segmentācijas algoritmi, ar mērķi noteikt to iespējamo izmantošanu vienotā attēlu apstrādes sistēmā. Tiek apskatītas vairākas segmentāciju algoritmu grupas: uz robežām balstītā segmentācija, uz apgabaliem balstītā segmentācija, histogrammas sliekšņa apstrāde un klasterizācija.

Analīzes rezultātā tika secināts, ka balstoties uz apriorām zināšanām par medicīnas vielām, visefektīvākā segmentācija medicīnas attēliem ir tā, kas balstās uz histogrammas sliekšņa apstrādi. Uz robežām balstītā segmentācija pati pa sevi nedod nekādas informācijas par attēlā esošajiem apgabaliem (piem., patoloģijas zonām), to var izmantot kā papildus rīku tieši vizuālajam izskatam un lai turpmāk apstrādātu robežas ar mērķi atrast kontrolpunktus, kas nepieciešami 3D vizualizēšanai. Uz apgabaliem balstītā segmentācija ir vairāk piemērota kāda konkrēta apgabala izvēlei, un to platības noteikšanai. Klasterizācijas segmentācija gandrīz vai netiek izmantota medicīnas attēlos – klasterizācijas algoritmiem ir daudz papildus parametru, kurus ir nepieciešams uzdot, un katrā konkrētā situācija tie darbojās savādāk. Tieši histogrammas sliekšņa apstrādes algoritmi ļauj efektīvi, ātri un uzskatāmi segmentēt attēlu. Tomēr, eksistējošiem algoritmiem ir vairāki trūkumi, kas saistīti ar to parametriem, kas ir grūti saprotami ārstiem, piemēram segmentu skaitu [17]. Tā kā ārsts nav speciālists datorgrafikā un attēlu apstrādē, viņš nevar noteikt, cik segmenti ir nepieciešami, lai varēti atdalīt no attēla, piemēram, patoloģijas zonu. Pie tam vēl, tā kā patoloģijas zonas viela var atšķirties atkarībā no slimības, patoloģijas zonas apgabals var būt piešķirts citam segmentam tikai tādēļ, ka ir nepareizi izvēlēts segmentu skaits. Kaut arī attēlos, kas tiek glabāti parastos grafiskos formātos nav iespējas izvairīties no tādiem parametriem, DICOM faila struktūra, pateicoties papildus datiem par vielas blīvumu, ļauj atvieglot ārstam algoritma parametru uzstādīšanu. Tieši tāpēc rodas uzdevums izveidot tādu jaunu segmentācijas algoritmu, kas ņemtu vērā medicīnas attēlu specifiku un būtu arī uzskatāms un saprotams ārstam.

2.2. 3D medicīnas attēlu veidošana

Divdimensiju medicīnas attēlu kopa veido pacienta iekšējo orgānu trīsdimensijas struktūru. Tas nozīmē, ka 3D modelēšanas uzdevums ir rekonstruēt un vizualizēt šo 3D struktūru uzskatāmā formā, izmantojot divdimensiju medicīnas attēlu datus.

Nodaļā tika analizēti galvenie 3D modeļu veidi un apskatīti 3D modeļa vizuālās kvalitātes uzlabošanas (apgaismošanas) paņēmieni. Kopumā, eksistē trīs modeļu veidi 3D grafikā. Tie ir poligonālie modeļi, vokseļu modeļi un analītiskie modeļi, kas parādīti attēlā 2.1.



2.1. att. a) analītiskais modelis, b) poligonālais modelis, c) vokseļu modelis.

Analītiskais modelis ir virsmas aprakstīšana ar matemātiskām formulām. Poligonālajā modelī tiek izmantoti tādi elementi kā virsotnes, vektori, polilīnijas, poligoni, poligonālās

virsmas. Vokseļu modelis ir trīsdimensiju rastrs. Līdzīgi pikseļiem, kas veido uz plaknes 2D attēlus, vokseļi (ang., voxel – volume element) veido objektus trīsdimensiju telpā. Jāatzīmē, ka katram modeļa tipam ir savas priekšrocības un trūkumi, kas nosaka to vērtību un pielietošanas efektivitāti medicīnas attēlu 3D modelēšanas uzdevumam. Poligonālie modeļi atšķiras ar pietiekami augstu kvalitāti un nelielu datu apjomu virsmas aprakstā. Vokseļu modeļiem piemīt augsta precizitāte, jo būtībā tiek attēlots katrs pikselis 3D telpā, kaut arī modeļa kvalitāte ir ļoti zema un datu apjoms ir ļoti liels. Analītiskā modeļa priekšrocība ir augstas kvalitātes virsma, taču šis modelis ir grūti realizējams un ir atkarīgs no datora resursiem.

Analīzes rezultātā tika secināts, ka poligonālam modelim, salīdzinot to ar citiem ir vairākas priekšrocības, tādas kā neliels datu apjoms virsmas aprakstā, virsmas kvalitāte nepasliktinās mērogojot objektu (tas ir svarīgi medicīnas diagnostikā).

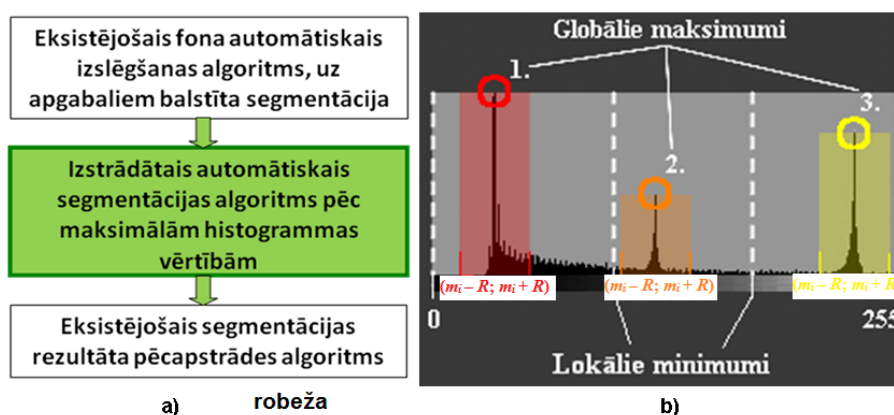
Nodaļā tika analizēti eksistējošie 3D medicīnas attēlu veidošanas paņēmieni ar mērķi noteikt to iespējamo izmantošanu vienotā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Bet eksistējošo paņēmieni praktiskajam pielietojumam ir dažas grūtības. Tā, piemēram, kaut arī moderniem tomogrāfijas aparātiem ir iebūvēta iespēja vizualizēt 2D medicīnas attēlos redzamus objektus 3D telpā, tādas sistēmas var būt instalētas tikai speciālās darbstacijās, kas ir savienotas ar medicīnas aparāturu (datortomogrāfu, magnētiskās rezonanses aparātu). Pie tam vēl, tāda tomogrāfa cena ir pagaidām pārāk augsta, un labākajā gadījumā tādu aparātu slimnīcā ir viens vai divi. Taču pētīt attēlus pie vienas darbstācijas ne vienmēr ir iespējams, jo pacienta izskatīšanas laikā tā ir aizņemta, un iepriekšējā pacienta datu analīze nevar būt ērti izpildāma. No otras puses, medicīnas attēlu apstrādes sistēmas, kuras var būt instalētas jebkurā datorā neietver sevī piemērotus rīkus medicīnas attēlu 3D vizualizēšanai. Līdz ar to rodas nepieciešamība izstrādāt medicīnas attēlu apstrādes sistēmu, kas spētu vizualizēt medicīnas objektus 3D telpā, varētu būt uzstādīta uz jebkura datora un ārstiem būtu pieejama jebkurā laikā.

2.3. Medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas metodes

Šajā nodaļā aprakstīti piedāvātas metodes un tām atbilstošie algoritmi dažādu attēlu apstrādes uzdevumu risināšanai. Izstrādāti algoritmi medicīnas attēlu segmentācijai, apgabala izvēlei, apgabala tilpuma noteikšanai, 3D vizualizēšanai (kontrolpunktu meklēšanas algoritms un triangulācijas algoritms) un apgabalā esošo vielu pētīšanai.

Grafiskā formāta un DICOM formāta attēlu apstrāde. Lai realizēt medicīnas attēla atvēršanu/saglabāšanu un dot iespēju ārstam strādāt gan ar grafiskiem formātiem, gan ar DICOM formātiem tika izmantota eksistējošā programma ezDicom [5]. Tā ir atvērta pirmkoda programmatūra, kura var būt izmantota kā bāze turpmāko algoritmu realizēšanai. Programma ļauj atvērt un apskatīt DICOM failā glabātus failus, kaut arī papildus funkciju, tādu kā segmentācija, tilpuma noteikšana un 3D vizualizēšana šī programmā nav.

Pusautomātiskais segmentācijas algoritms grafiskā formātā glabātiem attēliem. Attēlā 2.2.a var redzēt izstrādātās metodes shēmu. Metode kombinē divus segmentācijas algoritmus – vienu eksistējošo algoritmu un vienu izstrādāto pusautomātisko algoritmu, kas balstās uz segmentācijas pēc histogrammas. Segmentācijas algoritmi tiek apvienoti ar attēla uzlabošanas paņēmieni – segmentācijas rezultāta pēcāpstrādi (attēls 2.2.a).



2.2. att. Segmentācijas algoritms. a) kopējā struktūra, b) histogrammas sadalījums

Algoritma apraksts:

1. Algoritms atrod histogrammā maksimumu m_i un pievieno to maksimumu sarakstam M
2. Lai varētu atrast nākamo maksimumu, maksimums m_i tiek izslēgts no turpmākās maksimumu meklēšanas. Tiek izslēgti arī tie histogrammas pīķi, kas atrodas tuvu maksimumam m_i un ietilpst robežās $(m_i - R; m_i + R)$, kur R tiek noteikts pēc formulas:

$$R = \frac{255}{1.5N}, \quad (2.1)$$

kur N ir uzdots maksimumu skaits.

3. No atlikušajām neizslēgtajām no meklēšanas histogrammas vērtībām tiek atrasts nākamais maksimums
4. Soļi 2-3 tiek atkārtoti, kamēr atrasto maksimumu skaits ir vienāds ar uzdoto maksimumu skaitu N , vai kamēr jaunais atrastais maksimums m_i nebūs vienāds ar 0
5. Maksimumi tiek sakārtoti sarakstā pēc intensitātes (no 0 līdz 255).
6. Algoritms atrod lokālos minimumus starp maksimumiem (vismazākā vērtība starp diviem histogrammas pīķiem).
7. Algoritms atrod maksimumu zonas, pēc kurām turpmāk segmentēs attēlu. Zonas robeža ir lokālie minimumi (attēls 2.2.b).
8. Attēls tiek segmentēts attiecīgi katram histogrammas apgabalam.

Pusautomātiskais segmentācijas algoritms DICOM formātā glabātiem attēliem.

Patoloģijas zonas izdalīšana attēliem, kas glabājas DICOM formātā ir vieglāk realizējama, jo DICOM formātā glabājas arī katra vokseļa audu blīvums. Šajā gadījumā var klasificēt vielas pēc tipa (kauli, pelēkā viela, asins utt.). Jāizvēlas algoritms, kas spētu segmentēt medicīnas attēlu, ņemot vērā, ka pēdējo izvēli, kurš apgabals pieder patoloģijai, tomēr pieņem ārsts.

DICOM formātā glabātiem attēliem tika izvēlēts sliekšņa segmentācijas algoritms, jo tas ir viens no visātrākajiem, kā arī algoritma rezultātu var ļoti viegli koriģēt, un tas ir ļoti svarīgs ārstiem. Algoritma galvenā ideja ir attēlā sagrupēt pikselus tādā veidā lai dažādām vielām atbilstu dažādi segmenti, izmantojot datus par vielu blīvumiem. Šim nolūkam tiek definētas vairāki diapazoni, kas atbilst noteiktiem vielas blīvumiem, dažu vielu blīvumu piemērus var redzēt tabulā 2.2.

2.2. tabula. Vielu blīvumu diapazoni.

Segmenta apzīmējums	Vielā	Diapazona apzīmējums	Vielas blīvumu diapazons, HU
S_1	Kauli	D_1	400 - 1000
S_2	Smadzeņu baltā viela	D_2	20 - 30
S_3	Smadzeņu pelēkā viela	D_3	37 - 45
S_4	Ūdens	D_4	0
...	...	...	...

Pēc dotās tabulas, katrs attēla pikselis $p_{x,y}$ ar blīvumu p_{HU} tiek piešķirts noteiktam segmentam, atbilstoši blīvumu diapazoniem:

$$p_{x,y} \in S_i, \text{ ja } p_{HU} \in D_i \quad (2.2)$$

Algoritma apraksts:

1. Attēls tiek skenēts pa rindām, tādā veidā apskatot visus attēla elementu (pikselus).
2. Ja dotais apskatāmais pikselis pieder vielu blīvuma diapazonam D_i , tad šim pikselim tiek dots apzīmējums S_i , kas atbilst konkrētai vielai.
3. Otrais solis atkārtojas katram pikselim, kamēr visi pikseļi attēlā netiek sadalīti segmentos.

Interaktīvais algoritms apgabala izdalīšanai medicīnas attēlā. Gadījumā, ja ārstam nav ērti darboties ar segmentācijas karti, vai ja nav vēlēšanās mainīt visu vielu Haunsfīlda vienību tabulu, lai korekti izvēlētos vienu vielu, apgabalu izvēlēšanai ir paredzēts interaktīvais algoritms. Šajā gadījumā algoritma ievaddati ir attēlā izvēlētais pikselis p , apkārt kuram lietotājs grib veidot izvēles apgabalu un vielu blīvuma diapazons D_i . Pats algoritms ir eksistējošā apgabalu pieaugšanas algoritma [6] variācija, kur tuvības mēru S aizstāj ar pikseļa piederību noteiktām robežām.

Algoritma apraksts:

1. Izvēlēties punktu p , kuru izmantos kā „sākotnējo pikseli” (seed pixel) lai varētu aizpildīt saistītu reģionu un nepieciešamo vielu blīvuma diapazonu D_i .
2. Vispirms apskata pikseli q_1 , kas ir viens no pikseļa p tuvākiem kaimiņiem (att. 2.3) $p_{HU} \in D_i$, tad pieskaita pikseli q_1 pikseļa p reģionam.

	q_1	q_2	q_3	
	q_4	p	q_5	
	q_6	q_7	q_8	

2.3. att. Pikseļa p tuvākie kaimiņi

3. Apskatīt nākamo tuvāko kaimiņu q_i pikselim p un atkārtot 2. soli.
4. Kad tika apskatīti visi pikseļa p tuvākie kaimiņi, ja kāds no kaimiņiem q_i tika piešķirts reģionam p , tad var apskatīt arī pikseļa q_i kaimiņus, rekursīvi atkārtojot soļus 2 un 3.

Automātiskais algoritms apgabala izdalīšanai medicīnas attēlā. Darbā tika arī veikti pirmie soļi patoloģijas zonas automātiskai atrašanai, taču piedāvāto algoritmu nevar uzskatīt par universālu, jo tas nav piemērots gadījumiem, kad patoloģijas zona ir gandrīz neatšķirama no veselīem audiem. Piedāvātā algoritma priekšrocība ir tā, ka tas ir automātisks un ļauj taupīt laiku ekspertiem (nav nepieciešams atsevišķi apskatīt katru slāņa attēlu un izvēlēties tajā patoloģiju). Piedāvātā algoritma dati ir DICOM medicīnas attēla segmentācijas karte, kas tika iegūta ar augstāk aprakstīto pusautomātisko algoritmu.

Algoritma apraksts:

1. Attēls tiek segmentēts izmantojot piedāvāto algoritmu, kas sadala attēlu segmentos pēc vielas blīvuma.
2. Attēls tiek skenēts pa rindām un kad algoritms atrod segmentu, kas vēl netika apskatīts, apzīmē to kā apskatīto un pārbauda vai

$$S_{hu} \in hu_i, \quad i \in [1..n], \quad (2.3)$$

kur S_{hu} – tekošā apskatāmā segmenta vielas blīvums, $hu_i \in HU$, $HU = \{hu_1, \dots, hu_n\}$ – ir aizdomīgo vielu blīvumu kopa (asinis, kalciji utt.).

3. Ja $S_{hu} \in hu_i$ tad tiek pārbaudīts segmenta laukums S_s . Ja

$$S_s < 2 \cdot S_h \cdot S_w, \quad (2.4)$$

kur S_h un S_w ir segmenta platums un augstums, tad segments tiek atzīmēts kā patoloģijas zona.

Segmenta laukuma atbilstības pārbaude ir nepieciešama tādēļ, ka vielas ar aizdomīgiem blīvumiem var apzīmēt ne tikai patoloģijas zonu, bet arī veselo audu, kā, piemēram, kalcifikācijas gadījumā – izteikta kalcifikācija atrodas blakus kauliem, segments ir izteikts, bet to nevar uzskatīt par patoloģiju. No otrās puses, nelieli kalcifikācijas veidojumi smadzenēs var tikt uzskatīti par patoloģiju.

Kontrolepunktu meklēšanas algoritms. Darbā tiek piedāvāts kontrolepunktu atrašanas algoritms, kas meklē uz izvēlēta apgabala kontūra kontrolepunktus, no kuriem turpmāk tiks veidots 3D modelis. Algoritma ievaddati ir uz tomogrāfijas attēla izvēlēts apgabals. Zona tiek izvēlēta, izmantojot piedāvātos segmentācijas algoritmus.

Algoritma apraksts:

1. Uz kontūra tiek izvēlēti punkti, kas kalpo par sākotnējā adaptīvā kontūra punktiem. Šim nolūkam tiek izmantots šāds algoritms:
 - 1.1. Tiek atrasts punkts $P_c = (x_c, y_c)$, kas atrodas kontūrlīnijas iekšējā pusē. Par tādu var kalpot kontūra punktu smagumcentrs:

$$P_c = \frac{\sum_{i=0}^N P_i}{N}, \quad (2.5)$$

kur P_i – kontūra i -tais punkts, N – kopējais punktu skaits kontūrā;

- 1.2. Gadījumā, kad kontūra punktu smagumcentrs atrodas ārpus kontūra (tas neatbilst izvēlēta apgabala vielas blīvumam), no šī punkta tiek virzīts vektors uz leju. Kad vektors sastop punktu, kas atrodas apgabalā, jauns punkts tiek pieņemts par vidējo punktu P_c . Ja vektors savā ceļā nesastop tādu punktu, tad vektors tiek virzīts pretējā virzienā.
- 1.3. No punkta P_c pulksteņrādītāja virzienā tiek vilktas M taisnes, tā lai leņķis starp tām būtu vienāds ar $360/M^\circ$. Taisne tiek vilkta līdz attēla robežām, un pēdējais punkts, kur taisne krustojas ar apgabala kontūru tiek pieņemts kā adaptīvā kontūra punkts.
- 1.4. Starp iegūtiem adaptīvā kontūra punktiem tiek novilkta nogriežņi, kas kalpo par adaptīvā kontūra robežām. Katrs punkts uz šī nogriežņa tiek definēts kā:

$$\frac{(y_i - y_1)}{y_2 - y_1} = \frac{(x_i - x_1)}{x_2 - x_1}, \quad (2.6)$$

kur x_1, y_1, x_2, y_2 nogriežņa sākuma un gala punkti, x_i, y_i – nogriežņa i -tais punkts

2. Katram nogriežnim adaptīvā kontūrā:
 - 2.1. Atkarībā no nogriežņa garuma (pikseļos) noteikt adaptīvo sliekšni T , tādā veidā lai T būtu mazāks, ja nogriežņa garums ir neliels, un lielāks pretējā gadījumā:

$$T = \frac{T_0}{d_0} \cdot d_{ij}, \quad (2.7)$$

kur T_0 – uzdotais sliekšnis konkrētajam nogriežņa garumam d_0 ; d_{ij} – nogriežņa garums.

- 2.2. No nogriežņa katra pikseļa iezīmēt perpendikulāru vektoru kas virzīts ārpus adaptīvā kontūra. Kad vektors sasniedz oriģinālā kontūra robežu, noteikt attālumu starp nogriezni un atrasto robežas punktu, izmantojot Eiklīda attālumu.

$$D_i = \sqrt{(x_h - x_i)^2 + (y_h - y_i)^2}, \quad (2.8)$$

kur x_i, y_i – nogriežņa punkts, x_h, y_h – robežas punkts, D_i – attālums.

- 2.3. Atrast robežas punktu (x_i, y_i) kas atrodas vistālāk no nogriežņa. Ja $D_i > T$, tad pieskaitīt robežas punktu (x_i, y_i) adaptīvajam kontūram. Pretējā gadījumā, adaptīvais kontūrs atrodas pietiekami tuvu reālai robežai, un tiek apskatīts nākamais nogrieznis.
- 2.4. Atkārtot 2.1-2.3, kamēr vairs neviens punkts nevar būt pieskaitīts adaptīvai robežai.
3. Katram nogriežnim adaptīvā kontūrā:
 - 3.1. Atkarībā no nogriežņa garuma (pikseļos) noteikt adaptīvo sliekšni T , tādā veidā lai T būtu mazāks, ja nogriežņa garums ir neliels, un lielāks pretējā gadījumā (2.7).
 - 3.2. No nogriežņa katra pikseļa iezīmēt perpendikulāru vektoru, kas virzīts iekšpus adaptīvā kontūra. Kad vektors sasniedz oriģinālā kontūra robežu, noteikt attālumu starp nogriezni un atrasto robežas punktu (2.8).
 - 3.3. Atrast robežas punktu (x_i, y_i) kas atrodas vistālāk no nogriežņa. Ja $D_i > T$, tad pieskaitīt robežas punktu (x_i, y_i) adaptīvajam kontūram. Pretējā gadījumā, adaptīvais kontūrs atrodas pietiekami tuvu reālai robežai, un tiek apskatīts nākamais nogrieznis.
 - 3.4. Atkārtot 3.1-3.3, kamēr neviens punkts vairs nevar tikt pieskaitīts adaptīvai robežai.
4. Atkārtot 2-3, kamēr neviens punkts vairs nevar tikt pieskaitīts adaptīvai robežai.

Attēls 2.4 ilustrē algoritma dažādus soļus un gala rezultātu.



2.4. att. a) sākotnējā adaptīvo kontūra punkta izvēle, b) sākotnējais adaptīvais kontūrs, c) kontūra pieaugšana (rezultāts pēc pirmā etapa), d) kontūra pieaugšana (rezultāts pēc otrā etapa), e) gala rezultāts

Poligonālais modelis un kontrolpunktu triangulācijas algoritms. Lai sekmīgi izveidotu modeli no trīsdimensiju punktu kopas, ir nepieciešams savienot iegūtos kontrolpunktus, veidojot poligonālo režģi. Šim nolūkam ir nepieciešams veikt punktu triangulāciju. Tā kā jāņem vērā, ka medicīnas objekts tiek uzņemts pa slāņiem, obligāti jāsavieno kontrolpunktus tuvākajos slāņos, bet nedrīkst savienot punktus, kas neatrodas kaimiņslāņos.

Algoritma apraksts:

- I. Visiem katrā slāņa kontūra kontrolpunktiem tiek piešķirts parametrs $t_{i,j} \in (0..1)$. Tas notiek šādā veidā: i -tā slāņa s_i nultajā punktā $p_{i,0}$ (adaptīvā kontūra sākumpunkts) tas ir vienāds ar 0. Algoritms secīgi iziet cauri visiem kontūra punktiem $p_{i,j}$ (i – slāņa kārtējais numurs, j – punkta kārtējais numurs kontūrā) pulksteņrādītāja virzienā, un katram nākošajam punktam piešķir $t_{i,j}$ vērtību:

$$t_{i,j} = \frac{d_{i,j}}{P_i}, \quad (2.9)$$

kur $d_{i,j}$ – ir kontūra garums no punkta $p_{i,j}$ līdz nultajam punktam $p_{i,0}$, P_i – kontūra perimetrs.

Piedāvātajā triangulācijas algoritmā tiek izmantots 2D kontrolpunktu izkārtojums. Šajā gadījumā katram s_i slānim ir N punktu $p_{i,j}$, kur i – ir slāņa kārtējais numurs un j – punkta kārtējais numurs kontūrā. Katram punktam $p_{i,j}$ ir savs parametrs $t_{i,j}$ no 0 līdz 1.

- II. Triangulācijas algoritms secīgi apstrādā iegūtos divdimensiju datus, pēc kārtas apskatot katrus 2 tuvākos slāņus. Pie tam vēl tiek ņemts vērā punktu skaits uz katra slāņa. Slānis, kuram punktu skaits ir vislielākais, tiek pieņemts par slāni s_i . Otrais slānis pārī tiek pieņemts par slāni s_{i+1} . Kaimiņslāņus algoritms apstrādā 2 posmos:

1. Slānis s_i tiek pieņemts par trijstūru skaldņu pamata slāni, t.i. slānī s_i tiks paņemtas 2 virsotnes, slānī s_{i+1} tiks meklēta papildus virsotne skaldnē.

- 1.1. Kā pamats trijstūra skaldnē secīgi tiek paņemti slāņa s_i kaimiņpunkti, veidojot šādus pārus: $(p_{i,0}, p_{i,1}), \dots, (p_{i,j}, p_{i,j+1}), \dots, (p_{i,N-1}, p_{i,N})$.

- 1.2. Katram virsotņu pārim tiek meklēta trešā virsotne, ar šādiem nosacījumiem:

- 1.2.1. nākamā slāņa punkta $p_{i+1,k}$ parametram $t_{i+1,k}$ jāatšķiras no virsotņu pāra vidējās parametra vērtības ne vairāk kā par kādu uzdoto sliekšni T_t :

$$\left| \frac{t_{i,j} + t_{i,j+1}}{2} - t_{i+1,k} \right| < T_t, \quad (2.10)$$

kur

$$T_t = 2 \cdot |t_{i,j} - t_{i,j+1}| \quad (2.11)$$

- 1.2.2. kontrolpunkta kārtējam numuram k jāatšķiras no iepriekš izvēlētajā kontrolpunkta k_{last} ne vairāk par noteikto sliekšni T_k , kas atkarīgs no punktu skaita kontūrā N :

$$|k - k_{last}| < T_k, \quad (2.12)$$

kur

$$T_k = 0.01 \cdot N, \quad (2.13)$$

- 1.2.3. kontrolpunkta fiziskam attālumam no virsotņu pāra vidējā punkta (x_{vid}, y_{vid}) jābūt minimālam:

$$\sqrt{(x_{i+1,k} - x_{vid})^2 + (y_{i+1,k} - y_{vid})^2} \rightarrow \min, \quad (2.14)$$

Pēc pirmā posma starp diviem slāņiem jau tiks atrastas trijstūra skaldnes. Attēla 2.5 var redzēt pirmā posma rezultātu. Ar pelēkiem trijstūriem ir parādītas jau eksistējošās saites starp virsotnēm



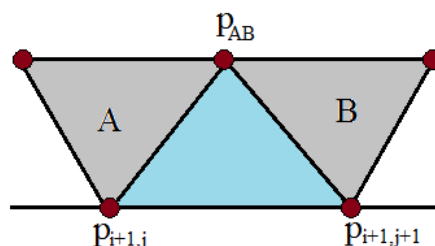
2.5. att. Triangulācijas algoritma pirmā posma rezultāts

Otrajā posmā tiek realizēta trūkstošo saišu atrašana

2. Kā pamats trijstūra skaldnei secīgi tiek paņemti slāņa s_{i+1} kaimiņ punkti, veidojot šādus pārus: $(p_{i+1,0}, p_{i+1,1}), \dots, (p_{i+1,j}, p_{i+1,j+1}), \dots, (p_{i+1,N-1}, p_{i+1,N})$.

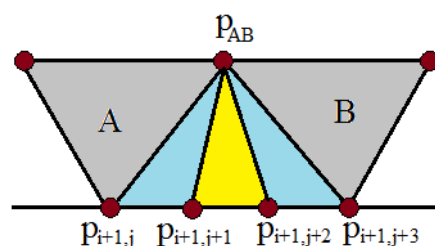
2.1. Katram virsotņu pārim tiek meklēta trešā virsotne slānī s_i . Pie tam izpildās šādi nosacījumi:

2.1.1. Ja apskatāmajā pāri abi punkti pirmajā algoritma posmā tika izvēlēti kā virsotnes kaimiņskaldnēm A un B , tad to skaldņu kopējas punkts p_{AB} tiek atzīmēts kā trešā virsotne (attēls 2.6).



2.6. att. Trešās virsotnes izvēle

2.1.2. Ja apskatāmajā pāri tikai viens punkts pirmajā algoritma posmā tika izvēlēts kā skaldnes virsotne, vai arī neviens punkts pāri netika izvēlēts kā virsotne skaldnei, tad trešo virsotņu atrod sekojoši: atrod tuvākās eksistējošās skaldnes A un B , kuras ir kaimiņ skaldnes, un visiem pāriem starp šīm skaldnēm piešķir skaldņu kopējo punktu p_{AB} (attēls 2.7).



2.7. att. Trešās virsotnes izvēle

Uz divdimensiju medicīnas attēlu datiem balstīts tilpumu noteikšanas algoritms.

Piedāvātā apgabala tilpuma noteikšanas metode sastāv no šādiem soļiem:

Pirmkārt katrā slānī tiek rēķināts izvēlēta apgabala laukums. Šim nolūkam tiek skaitīts kopējais pikseļu skaits šajā apgabalā. Pēc DICOM formātā glabātiem datiem var pāriet no pikseļu vienībām uz fizikālām vērtībām (mm^2).

Izvēlēta apgabala tilpums tiek rēķināts pēc formulas:

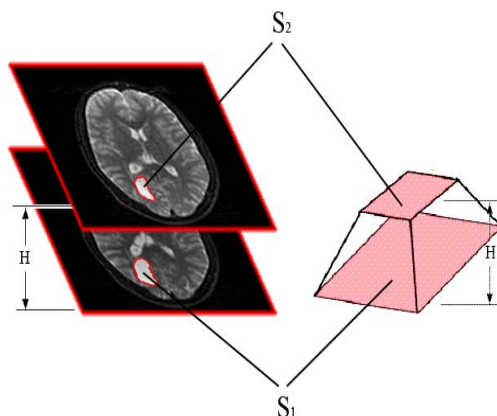
$$V = \sum_{i=1}^n v_i, \quad (2.15)$$

kur n - ir izvēlēta apgabala saturošo slāņu kopējais skaits, v_i - tilpums starp izvēlēta apgabala segmentiem, kas tiek aprēķināts atbilstoši formulai:

$$v_i = \frac{1}{3} H (S_1 + \sqrt{S_1 S_2} + S_2), \quad (2.16)$$

kur H - ir attālums starp 2D slāņiem, S_1 - ir apgabala laukums slānī i , S_2 - ir apgabala laukums slānī $i+1$.

Attēls 2.8 ilustrē tilpuma v_i aprēķināšanu.

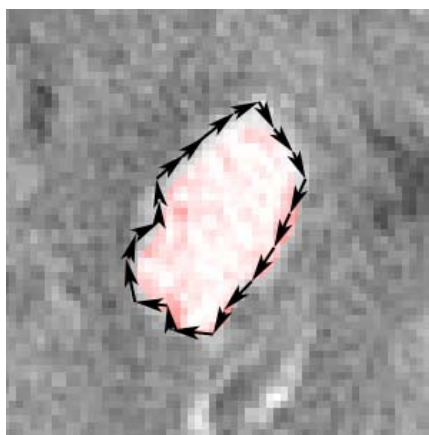


2.8. att. Tilpuma v_i aprēķināšana

Medicīnas attēla pazīmju noteikšana turpmākai diagnostikai. Darbā tiek piedāvāta metode, kas apkopo datus no datortomogrāfijas attēliem ar mērķi turpmāk tos apstrādāt un diagnosticēt pacientu, balstoties uz šiem datiem.

Lai izstrādāt sistēmu, kas palīdzētu ārstam uzstādīt precīzu un savlaicīgu diagnozi, jānosaka, pazīmes, izmantojot kuras ārsti var diagnosticēt pacientu. Viena no pieejām ir analizēt patoloģijas zonas atrašanās vietu, to vielu un patoloģijas zonas apkārtnē esošās vielas. Jebkurai patoloģijai ir savas raksturīgas īpašības, kuras tiek atspoguļotas uz datortomogrāfijas attēla. Tas nozīmē, ka salīdzinot datortomogrāfijas datus un patoloģiju pazīmes, var diagnosticēt pacientu. No visa augšminētā var secināt, ka diagnostikas procedūra sastāv no vairākiem etapiem – datu iegūšana, to salīdzināšana ar pazīmēm, utt. Kaut arī jāatzīmē, ka tādu piezīmju izvēlē nevar būt uzskatāma par galējo, jo dažādiem pacientiem viena un tā pati slimība var izpausties savādāk. Tomēr, dotajā darbā pētījumi šajā virzienā netika veikti. Darbā uzmanība tika pievērsta tikai galvas smadzeņu medicīnas attēliem, taču piedāvāto metodi var izmantot arī citiem medicīnas attēliem. Šajā gadījumā jāapkopo patoloģiskās pazīmes, kas ir raksturīgas katrai konkrētai medicīnas attēlu grupai (sirds, smadzenes, plaušas utt.).

Lai noteikt vielas, kas atrodas ārpus patoloģijas zonas robežas, ir nepieciešams izpētīt patoloģijas zonas tuvāko apkārtni. Patoloģijas zonas atrašanās metodes rezultātā, tika iegūta informācija par patoloģijas zonas robežu. (attēls 2.9).



2.9. att. Patoloģijas zonas robeža

Algoritma apraksts:

1. Lai varētu izpētīt patoloģijas zonas apkārtni, nepieciešams „apiet apkārt” patoloģijas zonas robežai ar nelielu soli. Šajā gadījumā, uzdevums ir atrast robežu, kas veidotu atstarpi ar patoloģijas zonu. Šim nolūkam var izmantot robežas gradientu. To var atrast, izmantojot, piemēram, Sobeļa operatoru [6]. Sobeļa operators ir 3x3 matrica (dažreiz to sauc par konvolūcijas kodolu, jeb masku):

$$\begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix}, \quad (2.17)$$

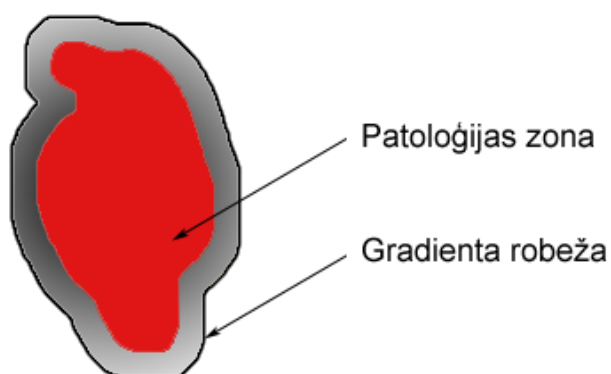
Šī maska tiek uzklāta uz attēla, pārklājot katru pikseli ar matricas elementu e , jeb maskas centru. Tad tiek noteikta gradienta vērtība. Šim nolūkam izskaitļo vērtību S :

$$S = \sqrt{(Sx^2 + Sy^2)}, \quad (2.18)$$

kur

$$\begin{aligned} Sx &= (c + 2 \cdot f + i) - (a + 2 \cdot d + g) \\ Sy &= (g + 2 \cdot h + i) - (a + 2 \cdot b + c) \end{aligned} \quad (2.19)$$

2. Uzstāda sliekšni T no 0 līdz 255, pie tam, jo lielāks ir sliekšnis, jo lielāka ir atstarpe starp reālo robežu un gradienta robežu. Dotajā darbā tika pieņemts, ka $T=100$. Ja sliekšnis ir pārsniegts ($S > T$), tad pikseļa vērtība ir „robeža”, ja sliekšnis nav pārsniegts ($S < T$), tad pikseļa vērtība ir „fons”. Rezultātā tiek iegūts attēlu robežas gradients (attēls 2.10).



2.10. att. Gradients robeža

3. Patoloģijas zonas apkārtni var izpētīt, izmantojot gradienta robežas. Šajā gadījumā gradienta robežas punkti tiek sakārtoti secīgi, izmantojot "kukaiņa" algoritmu [10]. Rezultātā tiek iegūts masīvs G , kas sastāv no n elementiem g_i , kurš ir secīgi sakārtoti robežas punkti. Izmantojot šo masīvu, tiek noteikts, kādas vielas atrodas uz gradienta robežas un šo vielu procentuālais sadalījums. Šim nolūkam algoritms iziet cauri masīvam G un saskaita katras vielas blīvuma punktu skaitu:

$$V_b = \sum_{i=1}^n h_i, \quad i \in [1..n], \quad (2.20)$$

kur V_b – konkrētā viela ar uzdoto blīvumu b , h_i – masīva G elementi ar uzdoto blīvumu b .

Vielas V procentuālais sadalījums V'_b ir vienāds ar:

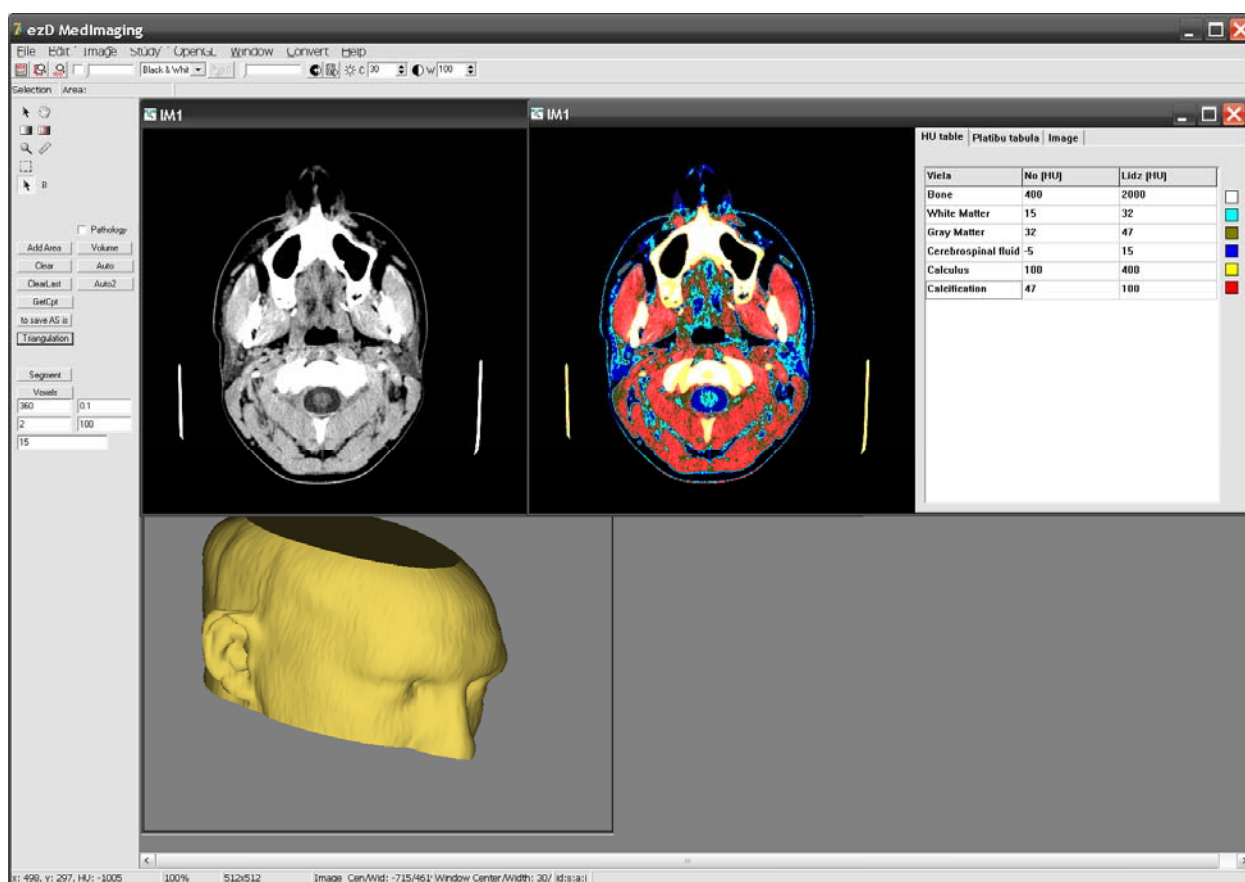
$$V'_b = \frac{V_b \cdot 100}{n}, \quad (2.21)$$

Piedāvāto metožu rezultātā tiek iegūti dati par patoloģijas zonu, tās robežu un vielu, kā arī par patoloģijas vielas apkārtņē esošām vielām. Tas ārstam dod iespēju salīdzināt iegūtos datus ar zināmām pazīmēm un savlaicīgi diagnosticēt pacientu.

2.4. Medicīnas attēlu apstrādes algoritmu aprobācija

Šajā darba nodaļā tiek aprakstīti ar piedāvātām metodēm veiktie eksperimenti.

Visas izstrādātas metodes tika apkopotas un realizētas vienotā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Izmantojot izstrādāto medicīnas attēlu apstrādes sistēmu tika veikti eksperimenti ar piedāvātām metodēm. Izstrādāto medicīnas attēlu apstrādes sistēmu ilustrē attēls 2.2



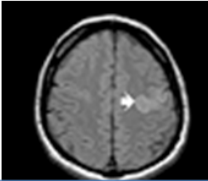
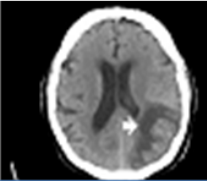
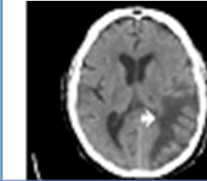
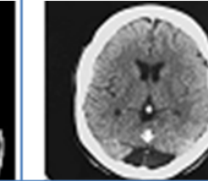
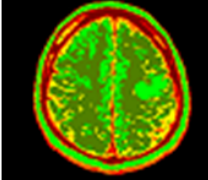
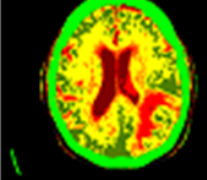
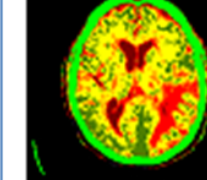
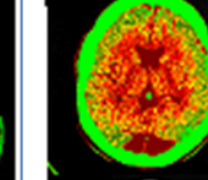
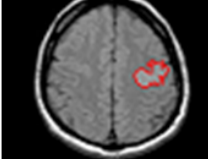
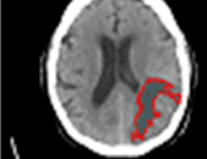
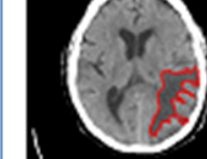
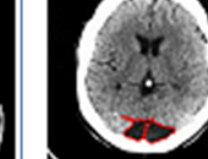
2.11. att. Izstrādātās medicīnas attēlu apstrādes sistēmas ekrānšāviņš

Darbā veikti eksperimenti, lietojot piedāvātām metodēm atbilstošus algoritmus. Eksperimenti saistīti ar:

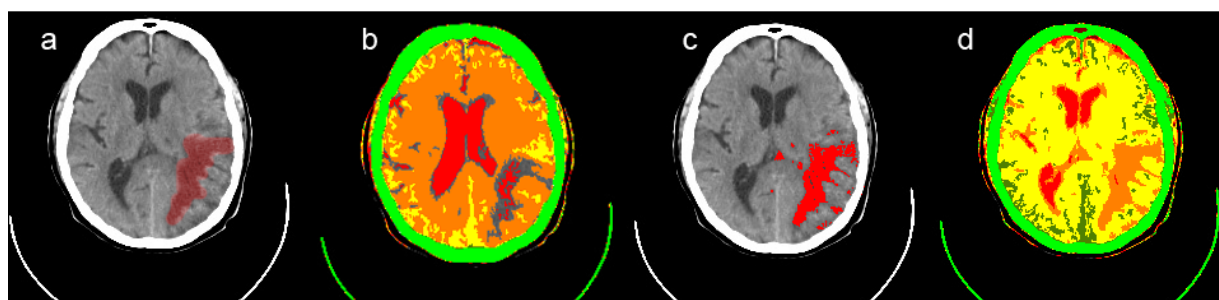
- segmentāciju;
- 3D vizualizēšanu;
- patoloģijas zonas tilpuma aprēķināšanu;
- patoloģijas zonas un tās apkārtnes pētīšanu.

Pusautomātiskais segmentācijas algoritms grafiskā formātā glabātiem attēliem. Tabulā 2.3 redzami grafiskā formātā glabāto attēlu segmentācijas metodes rezultāti (vispārīga segmentācija), un blakus attēlota izdalītā patoloģijas zona (izdalīta interaktīvi). Piedāvātais algoritms spēj izdalīt patoloģijas zonas uz visiem medicīnas attēliem.

2.3. tabula. Segmentācijas rezultāti

	1	2	3	4
Originālais attēls				
Piedāvātās metodes segmentācijas rezultāts				
Izdalītā patoloģijas zona				

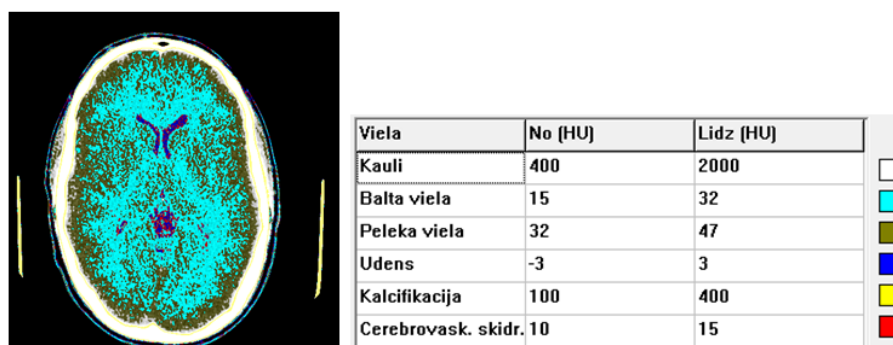
Piedāvātā metode bija arī salīdzināta ar eksistējošām metodēm - histogrammas sliekšņu apstrādes algoritmu [16] un klasterizācijas algoritmu FOREL [18]. Salīdzinājuma rezultāti parādīti attēlā 2.12.



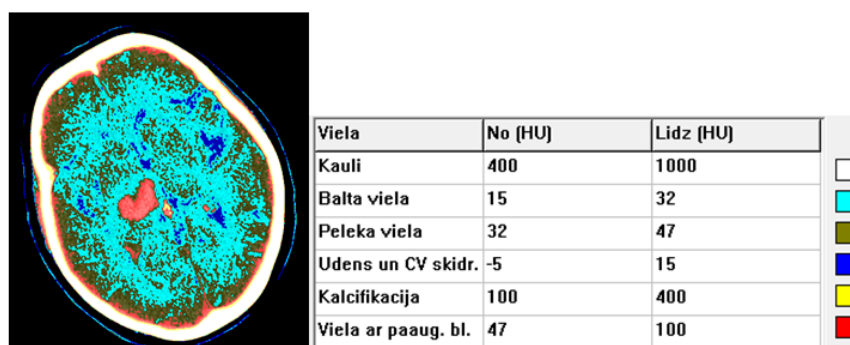
2.12. att. Salīdzināšanas rezultāti. a) oriģinālais attēls, ar manuāli iekrāsoju patoloģijas zonu, b) eksistējošais histogrammas sliekšņu apstrādes algoritms, c) klasterizācijas algoritms FOREL, d) piedāvātā metode

Kā var redzēt no eksperimentu rezultātiem, eksistējošais histogrammas apstrādes algoritms nespēj pilnībā izdalīt patoloģijas zonu, bet klasterizācijas algoritms FOREL, tieši pretēji, pieskaitīja patoloģijas zonai liekās vielas. Tikai piedāvātā metode pilnībā segmentēja attēlu un pietiekami izteikti ir redzama arī patoloģijas zona.

Pusautomātiskais segmentācijas algoritms DICOM formātā glabātiem attēliem. Piedāvātās metodes rezultātu var redzēt attēlos 2.13 un 2.14. Rezultātā tiek izdots ne tikai segmentēts attēls, bet arī neliela Haunsfilda vienību tabula. Šīs metodes priekšrocība ir tāda, ka ārsts var uzreiz redzēt, kurš segments atbilst kurai vielai. Jebkurā brīdī var pamainīt vērtības Haunsfilda vienību tabulā un pārsegmentēt attēlu.

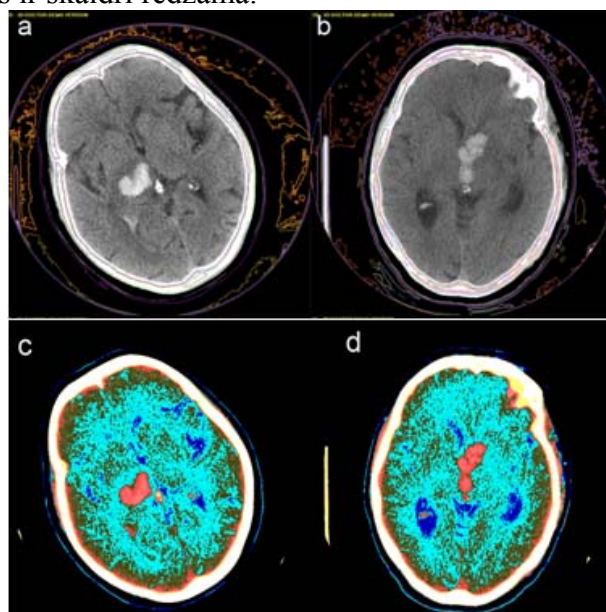


2.13. att. Segmentētais medicīnas attēls un tam atbilstoša vielas blīvumu sadalījumu tabula



2.14. att. Segmentētais medicīnas attēls un tam atbilstoša vielas blīvumu sadalījumu tabula

Piedāvātā metode tika salīdzināta ar eksistējošām metodēm. Tika testēta metožu spēja izdalīt patoloģijas zonu no medicīnas attēla. Attēlas 2.15.a un 2.15.b var redzēt eksistējošās programmatūras 3D-Doctor [1] rezultātus. Kaut arī tika izmēģināti dažādi parametri, automātiskā segmentācija 3D-Doctor programmā nespēja izdalīt patoloģijas zonu. Attēlos 2.15.c un 2.15.d ir redzams piedāvātās metodes rezultāts. Rezultāts ir uzskatāmāks un arī patoloģijas zona attēlos ir skaidri redzama.

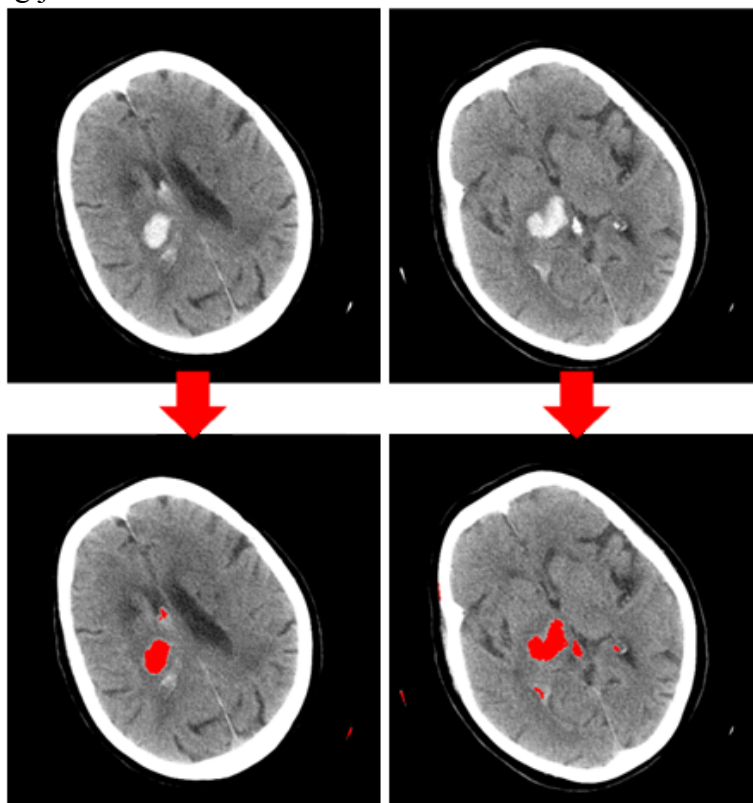


2.15. att. a,b) 3D-Doctor sistēma, c,d) piedāvātā metode

Kā var secināt no eksperimentu rezultātiem, piedāvātā segmentācijas metode, atšķirībā no eksistējošiem risinājumiem spēj automātiski sadalīt attēlu segmentos pēc uzdotās vielu tabulas, kas dod papildus informāciju par to, kurš segments apzīmē kādu vielu. Kā

papildus priekšrocību, ir jāmin tas, ka piedāvātā metode spēj attēlā izdalīt arī patoloģijas zonu, pie tam pietiekami skaidri, lai to varētu uzreiz automātiski izvēlēties un neveikt papildus interaktīvas izmaiņas patoloģijas zonas robežās.

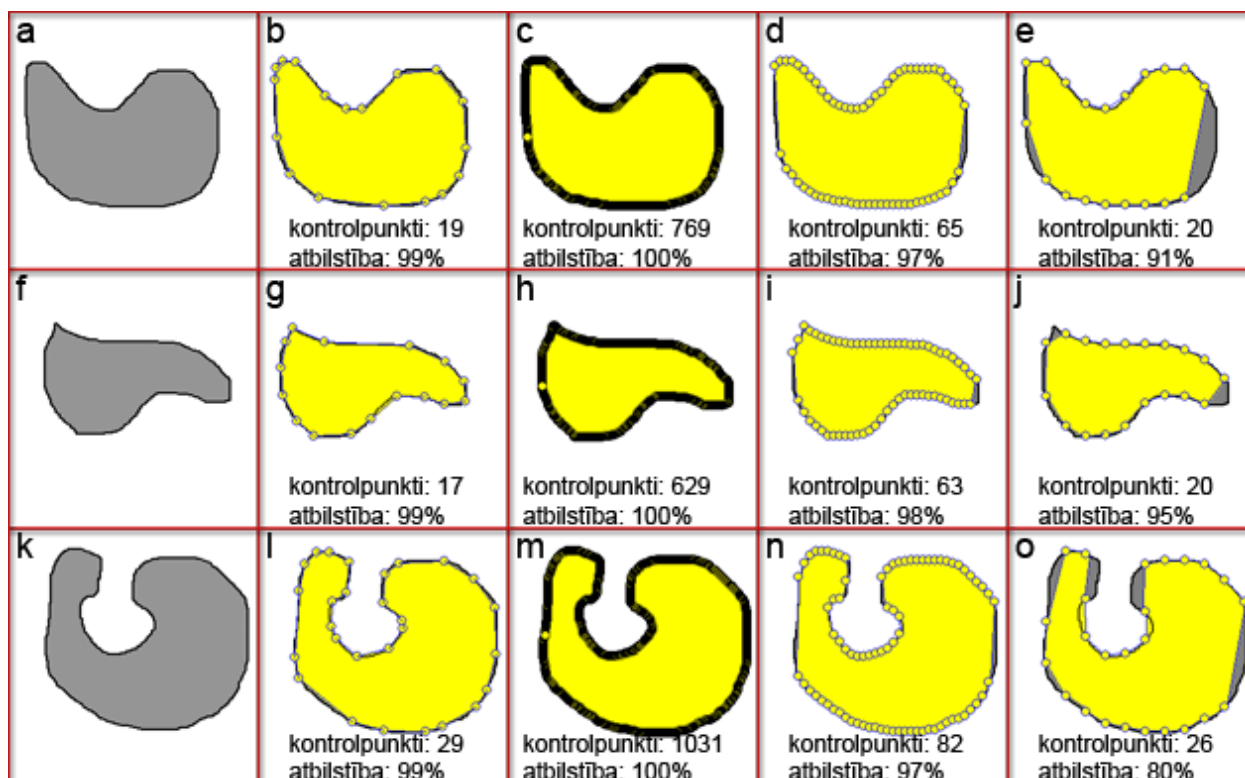
Automātiskais algoritms apgabala izdalīšanai medicīnas attēlā. Metode sekmīgi atrod patoloģijas zonas attēlā. Pēc automātiskās patoloģijas zonas atrašanas, lietotājam ir iespēja izvēlēties kādu no atrastajām zonām, vai pašam manuāli atzīmēt kādu zonu, kuru viņš uzskata par patoloģiju. Metodes rezultāti ir redzami attēlā 2.16.



2.16. att. Automātiskā patoloģijas zonas atrašana

Šīs metodes precizitāti var paaugstināt, ievadot papildus kritērijus, piemēram, ja uzreiz pārbauda atrastā patoloģijas zonas segmenta apkārtni vai izmēru. Ja atrastais segments sastāv no ūdens, ir neliela izmēra un apkārt atrodas pelēkā viela, tad tā ir norma, un tad atzīmēt segmentu kā patoloģijas zonu nav nepieciešams.

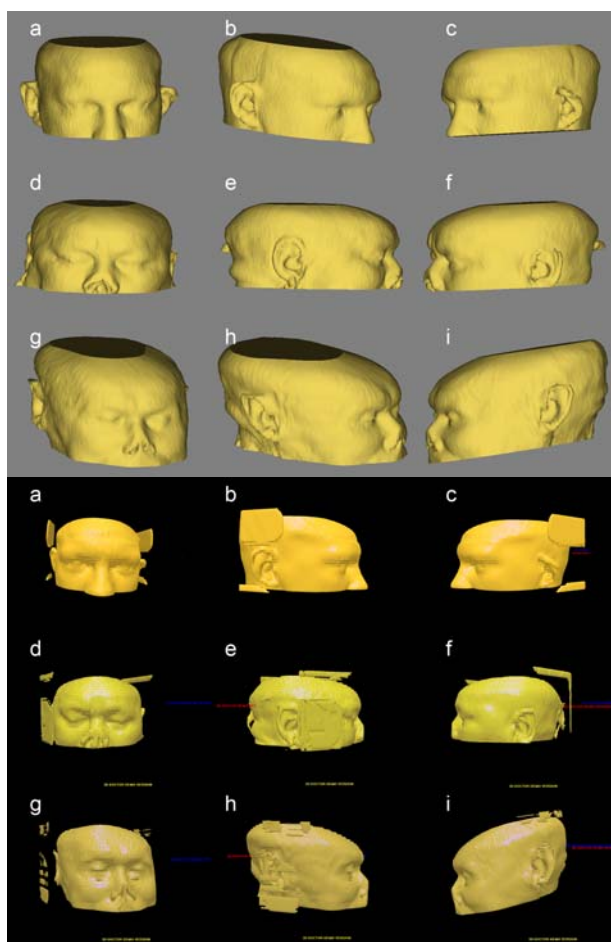
Kontrolepunktu meklēšanas algoritms. Piedāvātā metode tika salīdzināta ar "kukaiņa" algoritmu un skenējošo algoritmu [10], lai noteikt piedāvātā algoritma precizitāti un tā priekšrocības salīdzinājumā ar eksistējošām metodēm. Šajā gadījumā bija nepieciešams atrast kontrolpunktus, ar kuriem varētu precīzi interpolēt uzdoto kontūru. Ir svarīgs arī kontrolpunktu skaits, jo liels datu apjoms var palēnināt vizualizēšanu datorā. Eksperimentu rezultāti ir ilustrēti attēlā 2.17.



2.17. att. Kontrolpunktu atrašanas algoritmu darbības rezultāti. a,f,k) oriģinālie attēli, b,g,l) piedāvātā metode, c,h,m) "kukaiņa" algoritms, d,i,n) skenējošā metode (solis = 6), e,j,o) skenējošā metode (solis = 20)

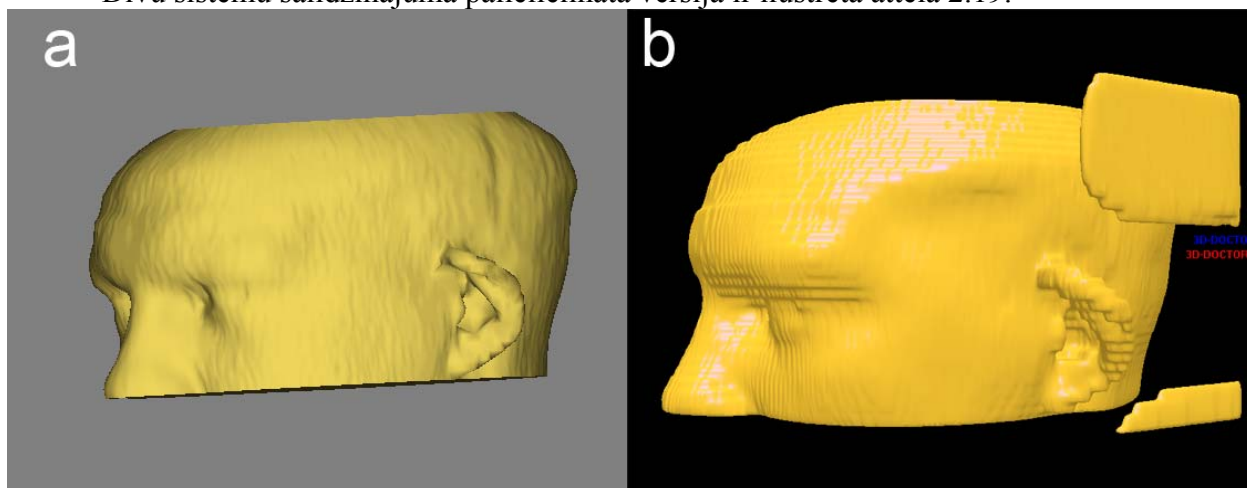
Eksperimentu rezultātā tika secināts, ka "kukaiņa" algoritms izdod lielu kontrolpunktu skaitu pat nelielam apgabalam – ap 1000 punktu. Vizualizējot pagriešanu objektam ar lielo punktu skaitu rodas aizkave starp animācijas kadriem, piemēram, ja ir 32 medicīnas attēli, katrā slānī 1000 kontrolpunktu, dators spēj attēlot tikai 5-7 kadrus sekundē (testēts uz Dell Precision M4300, Intel Core 2 Duo CPU T7700 (~2.40 GHz), 2 GB RAM, NVIDIA Quadro FX 360M). Ar tik mazu kadru skaitu sekundē grūti uzstādīt precīzu objekta pozīciju, jo netiek attēloti visi kadri, kas atbilst pagriešanas kustībai. Skenējošā metode ir pārāk atkarīga no izvēlētajā soļa. Ja tas ir mazs, tad kontūra detaļas var tikt pazaudētas. Pretējā gadījumā, ja solis ir liels, tad algoritms izdod vairāk kontrolpunktu, uz lielākiem apgabaliem tas atkal var pievest pie kadru aiztures. Tieši piedāvātā metode pierādīja savu efektivitāti visiem kontūriem. Salīdzinājumā ar eksistējošiem algoritmiem, piedāvātajai metodei ir vairākas priekšrocības, tādas kā minimālo nepieciešamo punktu atrašana un arī iespēja strādāt ar kontūra iedobumiem un ieliekumiem.

Poligonālais modelis un kontrolpunktu triangulācijas algoritms. 3D modeļa veidošanas algoritms (triangulācijas algoritms) tika testēts uz dažādu pacientu galvas smadzeņu tomogrāfijas attēliem. Rezultātā tika veidota šo pacientu ādas struktūras (sejas) 3D rekonstrukcija uz poligonālā modeļa pamata. Rezultāti ir redzami attēlā 2.18, kreisajā pusē. Eksperimentu rezultāti tika salīdzināti ar medicīnas attēlu apstrādes sistēmu 3D-Doctor [1]. 3D-Doctor sistēmas rezultāti ir redzami attēlā 2.18, labajā pusē.



2.18. att. pa kreisi: vizualizēšana, izmantojot piedāvātās metodes, pa labi: vizualizēšana izmantojot 3D Doctor sistēmu

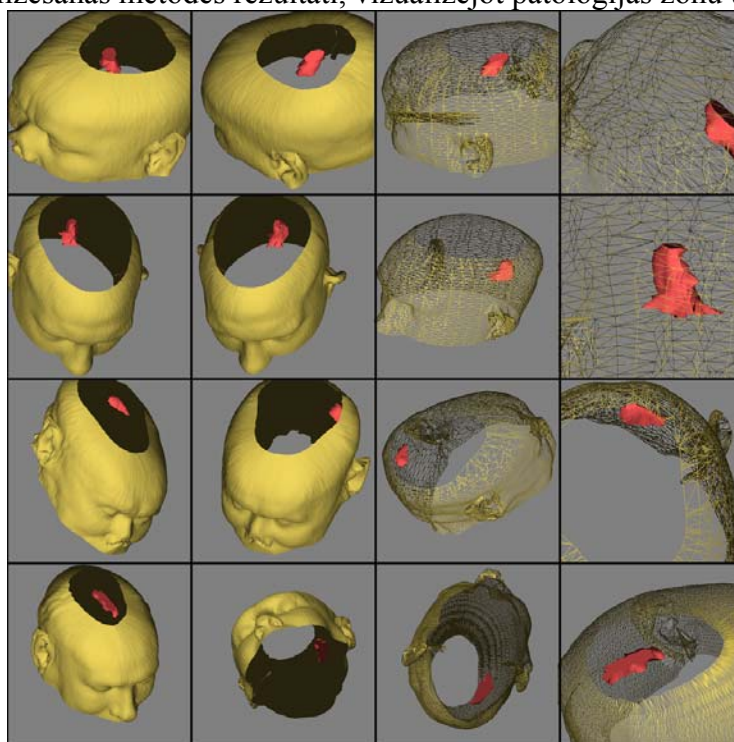
Divu sistēmu salīdzinājuma palielinātā versija ir ilustrēta attēlā 2.19.



2.19. att. a) Piedāvātās metodes rezultāts, b) 3D-Doctor sistēmas rezultāts

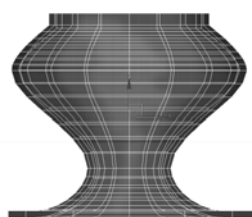
Kā var redzēt no salīdzinājuma, 3D-Doctor izveidotais medicīnas objekts ir ļoti pakāpjveidīgs. Piedāvātajai metodei medicīnas objekts ir gludāks nekā 3D-Doctor sistēmai. Virsmas kvalitāte piedāvātajai metodei ir augstāka, nav izteikta kāpņu efekta un kā priekšrocību var uzskatīt arī to, ka netiek attēloti lieki segmenti 3D telpā (tādi, kā tomogrāfa daļas).

Piedāvātā 3D vizualizēšanas metode ļauj vizualizēt ne tikai cilvēka galvu, bet arī patoloģijas zonu vienlaicīgi ar cilvēka galvu. Tas dod ārstam iespēju plānot nepieciešamās ķirurģiskās operācijas, noteikt patoloģijas zonas atrašanās vietu 3D telpā. Attēlā 2.20 ir parādīti 3D vizualizēšanas metodes rezultāti, vizualizējot patoloģijas zonu un cilvēka galvu.



2.20. att. Patoloģijas zonas un cilvēka galvas 3D vizualizēšana

Uz 2D medicīnas attēliem balstīta tilpuma aprēķināšanas metode. Piedāvātā metode tika salīdzināta ar 2 eksistējošām metodēm, trapecoidālo un Cavalieri [15]. Par ievaddatiem tika paņemts objekts, kura tilpums bija apriori zināms (attēls 2.21). Objekts tika sašķelts slāņos (3, 5, 7, 10) un katram variantam izrēķināts tilpums, izmantojot visas trīs metodes. Kā var redzēt no tabulas 2.4, salīdzinoši ar eksistējošām metodēm, izstrādātā metode darbojas precīzāk.



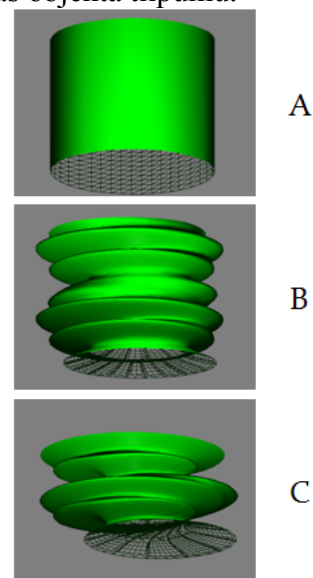
2.21. att. Objekts ar zināmo tilpumu (12141 mm^3)

2.4. tabula Eksperimentālie rezultāti

	Objekta tilpums 12141 mm^3	Cavalieri metode	Trapecoidāla metode	Piedāvātā metode
3 slāņi	Tilpums, mm^3	20461	16189	15068
	Neprecizitāte, %	69%	33%	24%
5 slāņi	Tilpums, mm^3	9879	13131	13088
	Neprecizitāte, %	19%	8%	8%
7 slāņi	Tilpums, mm^3	10977	13113	11554
	Neprecizitāte, %	10%	8%	5%
10 slāņi	Tilpums, mm^3	11532	11846	12288
	Neprecizitāte, %	5%	2%	1%

Uz trīsdimensiju medicīnas objekta modeļa balstīts tilpumu noteikšanas algoritms. Darba gaitā tika aprobēta metode (Sisojevs, 2009), kas aprakstīta vairākās zinātniskās publikācijās [13,14]. Metode balstās uz trīsdimensiju analītiskā modeļa tilpuma aprēķināšanu. Dotā darba uzdevums bija praktiski pārbaudīt metodes darbību un precizitāti. Attēlā 2.22 ir redzama tabula ar eksperimentu rezultātiem. Eksperimentos tika izmantoti objekti, kas tika precīzi aprēķināti ar iepriekš apskatītajām tilpumu noteikšanas metodēm (attēls 2.22). Var redzēt, ka visas 2D metodes dod vienādu rezultātu, ko var uzskatīt par etalonu. Tad tika veidoti šo objektu 3D modeļi un rēķināts šo modeļu tilpums. No eksperimentu rezultātiem tika secināts, ka neprecizitāte metodei, kas balstīta uz modeļa tilpuma aprēķināšanu, ir neliela, un to var pielietot, rēķinot medicīnas objekta tilpumu.

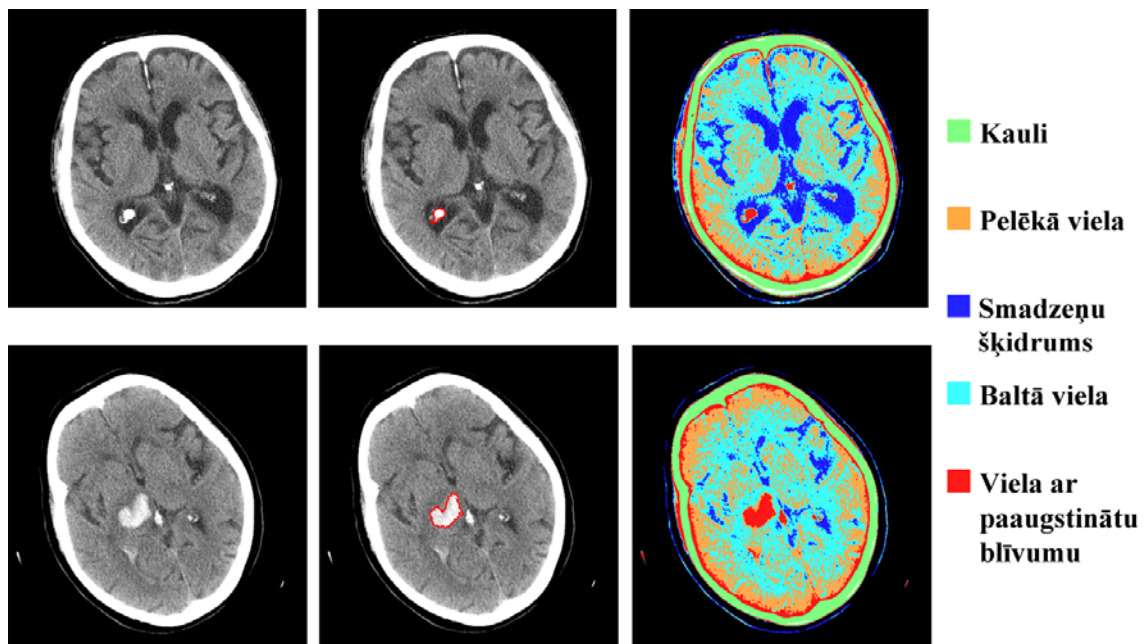
	Objekts A	Objekts B	Objekts C
2D:			
Trapezoidal,	2256822	1456097	905982
Cavalieri,	2256822	1456097	905982
Piedāvātā 2D metode,	2256822	1456097	905982
mm ³			
3D:			
Piedāvātā 3D	2264843	1475478	922604
metode, mm ³			
3D metodes			
neprecizitāte, %	0,36%	1,26%	1,83%



2.22. att. Piedāvātās metodes eksperimentālie rezultāti

Uz 3D modeļa balstīto metožu priekšrocība ir tas, ka ir zināma informācija par medicīnas objekta (patoloģijas zonu) formu. Tas ļauj precīzāk noteikt objekta tilpumu nekā to dara zināmās metodes, kas balstās uz 2D medicīnas attēlu informāciju, un kurām nav nekādu zināšanu par patoloģijas zonas formu starp medicīnas attēla slāņiem.

Medicīnas attēla pazīmju noteikšana turpmākai diagnostikai. Eksperimentu rezultātā tika noteikti vielu blīvumi patoloģijas zonai un tās apkārtnē esošām vielām. Attēli no 2.22.a līdz 2.22.c: patoloģijas zona sastāv no vielas ar paaugstinātu blīvumu (no 160 līdz 200 HU), apkārtējās vielas ir smadzeņu šķidrums (87,2%) un baltā viela (12,8%). Attēlos no 2.22.d līdz 2.22.f: patoloģijas zona sastāv no vielas ar paaugstinātu blīvumu (no 50 līdz 70 HU), apkārtējās vielas ir baltā viela (96,1%) un pelēkā viela (3,9%).



2.23 att. Datortomogrāfijas datu iegūšana

Piedāvāto metožu rezultātā tiek iegūti dati par patoloģijas zonu, tās robežu un vielu, kā arī par patoloģijas vielas apkārtnē esošām vielām. Tas dod ārstam iespēju salīdzināt iegūtos datus ar zināmām pazīmēm un diagnosticēt pacientu savlaicīgi. Kā var secināt pēc attēla 2.23, metode pareizi apraksta vielas, kas atrodas patoloģijas zonas apkārtnē.

3. DARBA REZULTĀTI UN SECINĀJUMI

Promocijas darbā tika analizēti un salīdzināti medicīnas attēlu veidošanas paņēmieni, eksistējošās medicīnas attēlu apstrādes metodes, 3D attēlu veidošanas metodes un konstatēti šo metožu trūkumi un nepilnības, kas rada vajadzību izveidot jaunās metodes medicīnas attēlu apstrādei un medicīnas attēlu apstrādes sistēmu, kurai nebūtu eksistējošo metožu trūkumu. Sakarā ar to, darba mērķis ir piedāvāt metodes medicīnas attēlu analīzei (attēlu segmentāciju, apgabala izvēli, medicīnas objekta 3D rekonstrukciju, izvēlēta apgabala tilpuma noteikšanu), kā arī apvienot piedāvātās metodes vienā medicīnas attēlu apstrādes analīzes sistēmā. Promocijas darba mērķis ir sasniegts, tika atrisināti visi promocijas darba uzdevumi.

Promocijas darba galvenie rezultāti:

1. **Nodrošināta iespēja apstrādāt grafiskā formātā un DICOM formātā glabātos medicīnas attēlus.** Lai realizēt medicīnas attēla atvēršanu/saglabāšanu un dot iespēju ārstam strādāt gan ar grafiskiem formātiem, gan ar DICOM formātiem tika izmantota eksistējošā programma ezDicom [5]. Tā ir atvērta pirmkoda programmatūra, kura var būt izmantota kā bāze turpmāko algoritmu realizēšanai. Programma ļauj atvērt un apskatīt DICOM failā glabātos failus, kaut arī papildus funkciju, tādu kā segmentācija, tilpuma noteikšana un 3D vizualizēšana šī programmā nav.
2. **Piedāvātas metodes medicīnas attēlu segmentācijai un interesējošo apgabalu izdalīšanai.** Tika piedāvātas vairākas metodes medicīnas attēlu segmentācijai kā DICOM formātā, tā arī grafiskā formātā glabātiem attēliem. Visu algoritmu pamatā ir histogrammas sliekšņu apstrādes algoritms vai uz apgabaliem balstītas segmentācijas algoritms. Šie divi algoritmu veidi tika izvēlēti savas ātrdarbības un uzskatāmības dēļ. Medicīnas attēlos uz histogrammas sliekšņa apstrādi balstīti segmentācijai var uzreiz

3. **Piedāvātas metodes medicīnas attēlu 3D vizualizēšanai.** Medicīnas attēlu vizualizēšanai bija nepieciešams atrisināt divus uzdevumus: kontrolpunktu izvēli, pamatojoties uz medicīnas objekta 2D medicīnas attēliem un 3D modeļa izveidi balstoties uz iegūtiem kontrolpunktiem. Kontrolpunktu izvēlei tika piedāvāts izvēlēta apgabala kontūra apstrādes algoritms. Algoritms balstās uz kontūra pielāgošanu reālajam apgabala kontūram. Atšķirībā no eksistējošiem risinājumiem piedāvātā algoritma priekšrocība ir tā, ka rezultātā tas izdod minimāli nepieciešamo punktu skaitu, ar kuru var precīzi interpolēt kontūru. Tas ir ļoti ērti kontūra korekcijas uzdevumos, kā arī dažu 3D modeļu izveidei. Lai vizualizētu medicīnas objektu trīsdimensiju telpā, tika veidots poligonālais modeļis. Šim nolūkam tika izstrādāts triangulācijas algoritms, kas ļauj iegūt poligonālā modeļa poligonālo režģi turpmākai attēlošanai. Piedāvātai 3D vizualizēšanas metodei ir vairākas priekšrocības, salīdzinot ar eksistējošiem risinājumiem, virsmas kvalitāte ir augstāka, nav izteikta kāpņu efekta un kā priekšrocību var uzskatīt arī to, ka netiek attēloti lieki segmenti 3D telpā (tādi, kā tomogrāfa daļas).
4. **Piedāvātas metodes izvēlēta apgabala tilpuma noteikšanai.** Medicīnas objekta tilpuma noteikšanai ir piedāvāta metode, kas balstās uz divdimensiju medicīnas attēlu datiem, kā arī aprobēta metode (Sisojevs 2009), kas balstās uz medicīnas objekta 3D analītiskā modeļa analīzi. Visvairāk jautājumus rada uz 3D modeļa balstīts tilpuma aprēķināšanas algoritms, jo nav īsti skaidrs kā vērtēt iegūto rezultātu. Var secināt, ka aprēķināšanas metode ir precīza (aprēķināts tilpums atbilst reālajam objektam, kļūda ir mazāka par 2%), bet tās precizitāte attiecās uz 3D modeļa tilpuma aprēķināšanu. Paliek atklāts jautājums par 3D modeļa atbilstību reālajam objektam. Šajā darbā eksperimenti par 3D analītiskā modeļa atbilstību reālajam objektam netika veikti, kaut arī tilpuma aprēķināšana pēc trīsdimensiju modeļa ir perspektīvs virziens. Pēc eksperimentu rezultātiem tika konstatēts, ka piedāvātā uz 2D medicīnas attēlu datiem balstītā tilpuma aprēķināšanas metode ir precīzāka par eksistējošām. Tā kā medicīnas diagnostikā svarīga ir precizitāte izstrādātā programnodrošinājuma galējā versijā tika iekļauts uz 2D medicīnas datiem balstīts tilpuma aprēķināšanas algoritms, jo tāda veida algoritmi tiek plaši lietoti medicīnā.
5. **Piedāvātas metodes medicīnas attēlu pazīmju izdalīšanai.** Darbā arī tika veikti pirmie soļi medicīnas attēlu diagnostikas automatizācijas virzienā. Rezultātā tika izstrādāta metode, kas ļauj noteikt patoloģijas zonas un tās apkārtnē esošās vielas, un izdot vielu procentuālo sadalījumu. Metode ir domāta kā papildus datu iegūšanas rīks no medicīnas attēla. Tā kā dažādām slimībām ir diagnostiskās pazīmes, kas bieži balstās uz patoloģijas zonas vielu un viņas atrašanās vietu, ir secināts, ka dažu slimību pazīmes var apkopot likumos un uz tā pamata veidot ekspertu sistēmu, kas palīdzētu ārstam uzstādīt diagnozi. Pirmais solis šajā gadījumā ir datu savākšana par patoloģijas zonu un tās apkārtni.

Kopumā, promocijas darbā ir piedāvāti vairāki algoritmi medicīnas attēlu apstrādes uzdevumiem. Visi izstrādātie algoritmi ir aprobēti zinātniskās konferencēs un eksperimentu rezultāti publicēti zinātniskajos krājumos.

Galvenais darba sasniegums ir tas, ka uz izstrādāto algoritmu pamata ir veidota jauna sistēma medicīnas attēlu apstrādei. Izstrādāto sistēmu pozitīvi novērtēja Rīgas Stradiņa universitātes medicīnas fakultātes dekāns, slimnīcas „Gaiļezers” radioloģijas institūta direktors, asoc. prof., Dr.med. A. Platkājs. Piedāvātā sistēma spēj atrisināt pieejamības un dažādas attēlu analīzes metožu problēmas, kas rodas medicīnas ekspertiem strādājot ar eksistējošām medicīnas attēlu apstrādes sistēmām. Tas, savukārt, ļaus ārstiem uzstādīt pareizo diagnozi pēc iespējas ātrāk, kas ir ļoti svarīgi savlaicīgai ārstēšanai. Piedāvātā medicīnas attēlu apstrādes sistēma un tās metodes tika salīdzinātas ar eksistējošo medicīnas attēlu apstrādes sistēmu 3D-Doctor un rezultātā tika secināts, ka piedāvātajai sistēmai ir vairākas priekšrocības, tādas kā:

- segmentācijas algoritma rezultāts ir uzskatāmāks,
- ir iespēja automātiski segmentēt patoloģijas zonu,
- medicīnas 3D objekta vizualizēšana ir kvalitatīvāka,
- ir iespēja izrēķināt medicīnas objekta tilpumu.

IZMANTOTĀS LITERATŪRAS SARAKSTS

- [1] Able Software Corp. 3D-Doctor, FDA 510K Cleared, Vector-Based 3D Imaging, Modeling and Measurement Software / Internets. - <http://www.ablesw.com/3d-doctor/index.html>
- [2] Aminah A.M., Wan E., Arsmah I., Rozi M., Siti S.Y., Abdul K.J. Region and Boundary Segmentation of Microcalcifications using Seed-Based Region Growing and Mathematical Morphology // Procedia - Social and Behavioral Sciences, Volume 8, 2010, pp. 634-639
- [3] Bilgic S., Sahin B., Sonmez O.F., Odaci E., Colakoglu S., Kaplan S., Ergur H. A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography // Clinical Neurology and Neurosurgery, Volume 107, Issue 4, June 2005, pp. 282-288
- [4] Dastidar P., Heinonen T., Vahvelainen T., Elovaara I. and Eskola H. Computerised volumetric analysis of lesions in multiple sclerosis using new semi-automatic segmentation software // Medical and Biological Engineering and Computing, 1999, Volume 37, Number 1, pp. 104-107
- [5] ezDICOM DICOM viewer / Internets. - <http://www.cabiatl.com/mricro/ezdicom/>
- [6] Forsyth D.A., Ponce J.. Computer Vision: A Modern Approach, Prentice Hall, US, 2002
- [7] He L., Peng Z., Everding B., Wang X., Han C.Y., Weiss K.L., Wee W.G. A comparative study of deformable contour methods on medical image segmentation // Image and Vision Computing, Volume 26, Issue 2, 1 February 2008, pp. 141-163
- [8] Lai C.-C., Chang C.-Y. A hierarchical evolutionary algorithm for automatic medical image segmentation // Expert Systems with Applications, Volume 36, Issue 1, January 2009, pp. 248-259
- [9] Odaci E., Sahin B., Sonmez O.F., Kaplan S., Bas O., Bilgic S., Bek Y., Ergü H. Rapid estimation of the vertebral body volume: a combination of the Cavalieri principle and computed tomography images // European Journal of Radiology, Volume 48, Issue 3, December 2003, pp. 316-326
- [10] Pavlidis T. Algorithms for Graphics and Image Processing, Computer Science Press, Rockville, Maryland, 1982

- [11] Pichel J.C., Singh D.E., Rivera F.F. Image segmentation based on merging of sub-optimal segmentations // *Pattern Recognition Letters*, Volume 27, Issue 10, 15 July 2006, pp. 1105-1116
- [12] Sandor T., Metcalf D., Kim Y.-J. Segmentation of brain CT images using the concept of region growing // *International Journal of Bio-Medical Computing*, Volume 29, Issue 2, November 1991, pp. 133-147
- [13] Sisojevs A., Glazs A. Volume Estimation of 3D Object Modelled by Parametrical Iso-Surfaces. // *Biomedical Engineering. Proceedings of International Conference*, Kaunas University of Technology, October 2010, pp. 220-224
- [14] Sisojevs A., Krechetova K., Glazs A. 3D Modeling of Free-Form Object (Interpolation, Visualization and Volume Estimation), *The 17th International Conference on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision WSCG'2009 Communication Papers proceedings.* – Plzen: University of West Bohemia, 2009, pp. 125-128
- [15] Smitha S., Revathy K., Kesavadas C.. Segmentation and Volume Estimation of Brain tissues from MR Images, *Proceedings of International MultiConference of Engineers and Computer Scientists*, June 2006, pp. 543-547
- [16] Taheri S., Ong S.H., Chon V.F.H. Level-set segmentation of brain tumors using a threshold-based speed function // *Image and Vision Computing*, Volume 28, Issue 1, January 2010, pp. 26-37
- [17] Wu Y. *Image Segmentation: The First Step In 3-D Imaging*, 1999
- [18] Загоруйко Н. Г., Ёлкина В. Н., Лбов Г. С. *Алгоритмы обнаружения эмпирических закономерностей.* Новосибирск: Наука, 1985