

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

Mihails KOVAĻOVŠ

Doktora studiju programmas «Attēlu apstrāde un datorgrafika, datortehnika un tīkli» doktorants

**KAULU STRUKTŪRAS RADIOLOĢISKO
ATTĒLU ANALĪZES
UN 3D VIZUALIZĒŠANAS METOŽU
UN ALGORITMU IZSTRĀDE**

Promocijas darba kopsavilkums

Zinātniskais vadītājs
Profesors *Dr. habil. sc. ing.*
A. GLAZS

**RTU Izdevniecība
Rīga 2016**

Kovaļovs M. Kaulu struktūras analīze un to 3D vizualizācija. Promocijas darba kopsavilkums. – R.: RTU Izdevniecība, 2016. – 43 lpp.

Iespiests saskaņā ar DADI institūta 2016. gada 12. novembra lēmumu, protokols Nr. 12200-4.1/7.

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

Promocijas darbs inženierzinātņu doktora grāda iegūšanai tiek publiski aizstāvēts 2016. gada 18. aprīlī Rīgas Tehniskās universitātes Datorzinātnes un informācijas tehnoloģijas fakultātē, Rīgā, Sētas ielā 1, 202. auditorijā.

OFICIĀLIE RECENZENTI

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

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

Asociētais profesors inženierzinātņu doktors *Vytenis Punys*
Kauņas Tehnoloģiskā universitāte, Lietuva

APSTIPRINĀJUMS

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

Mihails Kovaļovs.....(Paraksts)

Datums:

Promocijas darbs ir uzrakstīts latviešu valodā, tajā ir ievads, četrasnodaļas, secinājumi, literatūras saraksts, četripielikumi, 55 zīmējumi un ilustrācijas, kopā 118 lappušu. Literatūras sarakstā ir 104 nosaukumi.

SATURS

1. VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS	5
1.1. Tēmas aktualitāte	5
1.2. Promocijas darba mērķis un uzdevuma nostādne	6
1.3. Promocijas darba tēzes	7
1.4. Pētījuma priekšmets un objekts.....	7
1.5. Pētījuma metodes	7
1.6. Darba zinātniskais jaunieguvums.....	7
1.7. Darba praktiskā vērtība un aprobācija	7
1.8. Darba struktūra un apjoms	9
2. PROMOCIJAS DARBA SATURS	9
2.1. Medicīnas attēlu iegūšanas metodes un kaulu struktūra	9
2.2. Medicīnas attēlu analīze un vizualizācija.....	10
2.3. Piedāvātas kaulu struktūras radioloģisko attēlu analīzes un vizualizēšanas metodes	11
2.3.1. Kaulu struktūras izdalīšana	12
2.3.2. Kaulu struktūras analīze	18
2.3.3. Kaulu struktūras vizualizācija	20
2.4. Kaulu struktūras radioloģisko attēlu analīzes un vizualizācijas metodes aprobācija	24
2.4.1. Ievaddati	24
2.4.2. Eksperimentālā daļa	25
2.5. Galvenie rezultāti un secinājumi.....	35
3. Literatūras saraksts.....	37

1. VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS

1.1. Tēmas aktualitāte

Kaulu struktūras radioloģiska analīze ir nepieciešama, lai noteiktu kaula stiprumu un novērtētu slimību, piemēram, osteoporozes izraisītuskaula mikroarhitektūras bojājumus. Cilvēka kaulu struktūras statisko un dinamisko īpašību dati veido ļoti lielu informācijas apjomu. Iegūt, apstrādāt un attēlot šo lielo informācijas apjomu ir viens no ārstu un pētnieku grūtākajiem uzdevumiem. Mūsdienās informācijas tehnoloģijas ļauj efektīvi atrisināt šo uzdevumu, izmantojot datortomogrāfijas attēlus un attēlu apstrādes metodes.

Tradicionāli medicīnas attēlu analīzes laikā radiologs vizuāli apskata visus divdimensiju attēlus, kas tiek sadalīti pa slāņiem. Šāds radioloģiskais protokols ir subjektīvs, jo balstās uz cilvēka uztveri un rezultātā dod tikai kvalitatīvus apgalvojumus un spriedumus. Turklāt medicīnas attēli ļauj apskatīt anatomiskas struktūras tikai divdimensiju plaknē, šā iemesla dēļ radiologiem nākas rekonstruēt trešo dimensiju savā prātā, skatoties uz blakus esošiem slāņiem.

Viens no grūtākiem medicīnas attēlu analīzes apakšuzdevumiem ir dažādu audu izdalīšana. Šo procedūru sauc par attēlu segmentāciju, un tā ir ļoti aktuāla tēma ne tikai medicīnas nozarē, bet arī vairākās citās nozarēs [1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11]. Tomēr būtiski, ka šo procedūru ārsts var veikt arī manuāli datora ekrānā. Manuālā reģionu izdalīšana trīsdimensiju attēlā, salīdzinot ar tradicionālo vai automātisko medicīnas attēlu analīzi, aizņem vairāk laika, un ir nepieciešama attiecīga programmatūra un darba pieredze, tāpēc klīniskajā praksē to parasti neveic. Turklāt manuāla analīze ir ļoti subjektīva, jo tā ir atkarīga no cilvēka uztveres spējām, kas rezultātā dod nepastāvīgus mērījumus. Lai iegūtu objektīvākus un reproducējamus rezultātus, ir nepieciešams lietot attiecīgas attēlu apstrādes metodes un skaitļošanas stratēģijas. Lai pātrinātu šo procesu, vēlams izveidot pilnīgi automātiskas metodes, tomēr manuāla iejaukšanās analīzes procesā bieži ir nepieciešama, lai koriģētu automatizēta algoritma kļūdas.

Medicīnas attēlu segmentācija ir ļoti aktuāla dažu medicīnas objektu analīzei un uzdevumu risināšanai [12,13,14,15]. Pēdējā laikā šiem uzdevumiem izstrādātas vairākas metodes, tai skaitā — metodes, kas ir domātas tieši kaulu struktūras analīzei un osteoporozes diagnosticēšanas uzdevumam [16,17,18,19,20]. Lielākā daļa medicīnas attēlu apstrādes algoritmu ir manuāli vai pusautomātiski. Bieži vien ārstam ir nepieciešams iejaukties medicīnas attēlu segmentācijas algoritmos, lai uzstādītu vai rediģētu segmentācijas parametrus, vai arī aptuveni manuāli iezīmēt segmentus pašam. Šādām darbībām ir nepieciešamas tehniskās zināšanas, kas ārstam varētu nebūt, un tas arī prasa papildu laiku medicīnas attēlu analīzei. Vēl viens medicīnas attēlu segmentācijas metožu trūkums saistās ar to, ka tās izmanto attēlus, kas iegūti no augstas izšķirtspējas tomogrāfijas ierīcēm, kas nav pieejamas parastās slimnīcās un diagnostikas centros. Tādēļ ir nepieciešams izveidot pilnīgi automātisku kaulu struktūras segmentācijas algoritmu, kas varētu apstrādāt attēlus, kas tiek iegūti, izmantojot parastās datortomogrāfijas ierīces. Izveidotajam algoritmam jābūt viegli lietojamam, lai to varētu izmantot ārsti bez papildu tehniskām zināšanām.

Mūsdienu informācijas tehnoloģijas dod iespēju atvieglot kaulu patoloģijas diagnosticēšanu un ķirurģiskās iejaukšanās plānošanu. Medicīnas attēlu informāciju var vizualizēt trijās dimensijās, veidojot medicīnas objekta trīsdimensiju modeli. Mugurkaula trīsdimensiju modeļi var tikt izmantoti ķirurģiskai plānošanai ortopēdijā: skriemeļu ķermeņu osteoporotisko un patoloģisko kompresijas lūzumu gadījumos, spināla kanāla vai starpskriemeļu atveru kaulu stenozes gadījumos, skriemeļu lociņu un locītavu izaugumu patoloģiju gadījumos.

Medicīnas objekta trīsdimensiju modelis tiek veidots, balstoties uz medicīnas attēliem (divdimensiju attēli), kas sadalīti pa slāņiem, tāpēc medicīnas objekta trīsdimensijas modeļa vizualizāciju var sadalīt divos etapos. Pirmkārt, ir nepieciešams apstrādāt visus medicīnas attēlus, lai tajos atrastu dažādus kaulu struktūras reģionus jeb objektus, ko ir nepieciešams vizualizēt. To veic ar segmentācijas metožu palīdzību. Šis apstāklis pamato nepieciešamību

izstrādāt pilnīgi automātiskas segmentācijas metodes, jo parasti medicīnas attēlu skaits, no kuriem tiek veidots medicīnas objekta trīsdimensiju modelis, ir pietiekami liels (no 10 līdz vairākiem simtiem). Lai varētu manuāli apstrādāt tik lielu attēlu skaitu, ir nepieciešams pārāk ilgs laiks, ko var saīsināt, izveidojot automātiskas segmentācijas metodes.

Medicīnas objekta trīsdimensiju modeļa vizualizācijas otrajā solī ir nepieciešams izveidot izdalītā reģiona trīsdimensiju virsmu. Eksistē vairāki algoritmi, kas spēj to izdarīt. Medicīnā pārsvara lieto tilpuma vizualizēšanas metodes (*volume rendering*)[21,22,23,24], kur katrs medicīnas attēla vokselis tiek uzskatīts par atsevišķu objektu un katrsno tiem tiek vizualizēts atbilstoši tā īpašībām. Kā trūkumu tilpuma vizualizēšanas metodei var minēt to, ka šai metodei ir nepieciešams liels datorresurss, ko nenodrošina visi datori. Vēl viena vizualizēšanas metode ir virsmu vizualizēšana (*surface rendering*)[25,26,27], kas medicīnas objekta trīsdimensiju virsmu attēlo ar poligoniem. Šī metode prasa mazāk datorresursu. Tomēr virsmu vizualizēšanas metodēm arī ir savi trūkumi. Eksistē vairāki algoritmi, ar kuriem var izveidot poligonālo virsmu. Piemēram, triangulācijas algoritmi[28,29,30] ir domāti veseliem objektiem un nespēj izveidot poligonālo virsmu tādiem porainam objektiem kā kortikālais un trabekulārais kauls. Virsmu vizualizēšanas metodes, kas balstās uz maršējošo kubu algoritmu [31,32], spēj izveidot poligonālo virsmu jebkuram objektam, tomēr izveidotajai virsmai ir izteikts kāpņu efekts, un virsma nav gluda. Tāpēc ir nepieciešams izveidot vizualizēšanas algoritmu, ar kura palīdzību var izveidot trīsdimensiju modeli tādiem objektiem kā kortikālais un trabekulārais kauls. Kā arī panākt to, lai izveidotajai trīsdimensiju virsmai nebūtu izteikts kāpņu efekts.

Visas minētās medicīnas attēlu apstrādes metodes parasti tiek apvienotas vienā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Eksistē vairākas sistēmas, kas satur vairākus medicīnas attēlu apstrādes un analīzes rīkus. Tomēr bieži vien šādas sistēmas ir iebūvētas specialās darbstacijās, kas ir savienotas ar medicīnas attēlveidošanas aparāturu (datortomogrāfi, magnētiskās rezonanses iekārtas utt.) Protams, eksistē arī sistēmas, ko var ieinstalēt jebkura datorā [33], tomēr šādas sistēmas ļauj tikai apskatīt medicīnas attēlus un neietver nepieciešamus medicīnas attēlu analīzes rīkus. Tāpēc, lai precīzāk varētu analizēt pacienta medicīnas attēlus, ārstam nepieciešams strādāt medicīnas aparātūras darbstacijā, tomēr tas ne vienmēr ir iespējams, jo pacienta izmeklēšanas laikā ir aizņemta. Tāpēc rodas nepieciešamība izstrādāt tādu medicīnas attēlu apstrādes un analīzes sistēmu, kas saturētu nepieciešamos attēlu apstrādes un analīzes rīkus, un korbūtu iespējams instalēt jebkurā datorā.

1.2. Promocijas darba mērķis un uzdevuma nostādne

Promocijas darba galvenais mērķis ir izstrādāt metodes un algoritmus, ar kuru palīdzību varētu veikt kaulu struktūras analīzi un automātiski novērtēt izmaiņas kaulu struktūrā. Šāda analīze būtu lietderīga ārstiem, lai tie varētu novērtēt ārstēšanas efektivitāti pacientiem ar osteoporozi.

Visas piedāvātas metodes arī var apvienot vienā medicīnas attēlu apstrādes un analīzes sistēmā, un šajā sistēmā jābūt šādām iespējām:

- automātiski atrast un izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu no medicīnas attēla;
- izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un trabekulārā kaula vidējo blīvumu;
- nodrošināt kortikālā un trabekulārā kaula 3D vizualizēšanu.

Promocijas darba mērķa sasniegšanai ir izvirzīti šādi **darba uzdevumi**:

- izveidot kaulu struktūras medicīnas attēlu apstrādes un analīzes metodes, ar kuru palīdzību var strādāt ar medicīnas attēliem, kas tiek glabāti DICOM formātā;
- izstrādāt metodes automātiskai kaulu struktūras(kortikālais un trabekulārais kauls) izdalīšanai medicīnas attēlos;
- izstrādāt metodes kaulu struktūras izmaiņu novērtēšanai;
- izstrādāt metodes kaulu struktūras trīsdimensiju vizualizēšanai.

1.3. Promocijas darba tēzes

- Automātiskās medicīnas attēlu apstrādes metodes var paātrināt kaulu struktūras analīzes procesu un ar to palīdzību var iegūt reproducējamus mērījumus.
- Kaulu struktūras izmaiņu novērtēšanas metodes būs lietderīgas ārstiem, lai varētu novērtēt ārstēšanas plāna efektivitāti pacientiem ar osteoporozi.
- Kaulu struktūras 3D vizualizācija var atvieglot diagnosticēšanās un ķirurģiskās iejaukšanās plānošanas uzdevumus.

1.4. Pētījuma priekšmets un objekts

Promocijas darba pētījuma priekšmets ir kaulu struktūras medicīnas attēlu apstrādes metodes un algoritmi. Tiek apskatītas un izstrādātas attēlu apstrādes metodes.

Promocijas darba pētījuma objekts ir mugurkaula un lielā lielakaula (*tibia*) un mazā lielakaula (*fibiula*) medicīnas attēlu kopa, kas trīsdimensiju telpā veido cilvēka kaulu struktūru. Attēli iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību. Medicīnas attēlu iegūšanu nodrošināja Rīgas Stradiņa universitātes asoc. prof. Dr. med. A. Platkājis.

1.5. Pētījuma metodes

Promocijas darbā tiek lietotas šādas attēlu apstrādes metodes:

- attēlu segmentācija;
- nozīmīga apgabala izdalīšana un analīze;
- trīsdimensiju modelēšana un vizualizēšana.

1.6. Darba zinātniskais jaunieguvums

Darba galvenie jaunieguvumi ir šādi:

1. izveidota metode automātiskai kaulu struktūras izdalīšanai medicīnas attēlos, kas varētu analizēt mugurkaula un kāju kaulu medicīnas attēlus;
2. izstrādātas metodes kaulu struktūras izmaiņu novērtēšanai varētu palīdzēt ārstiem novērtēt ārstēšanas efektivitāti pacientiem ar osteoporozi;
3. izstrādātas metodes kaula kortikālā slāņa vidējā biezuma un kaula trabekulārā slāņa vidējā blīvuma mērīšanai;
4. izstrādāta metode kaulu struktūras trīsdimensiju vizualizēšanai; piedāvātais algoritms ļauj izveidot kaula kortikālā un trabekulārā slāņa trīsdimensiju modeļus un vizuāli parādīt kortikālā kaula biezumu; salīdzinot eksistējošām metodēm[33], ar šīs metodes palīdzību var iegūt vizuāli gludāko objekta virsmu.

1.7. Darba praktiskā vērtība un aprobācija

Darba praktiskā vērtība ir medicīnas attēlu apstrādes metožu un algoritmu komplekss, kas dod ārstiem iespēju efektīvāk analizēt kaulu struktūru medicīnas attēlos, kas iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību. Piedāvātie algoritmi ļauj novērtēt izmaiņas kaulu struktūrā, kas turpmāk varētu palīdzēt ārstiem novērtēt ārstēšanas efektivitāti pacientiem ar osteoporozi.

Darba rezultātu aprobācija notikusi, piedaloties 11 zinātniskās konferencēs, un ir atspoguļota 11 publikācijās zinātniskos krājumos.

Zinātniskās publikācijas

1. Kovaļovs M., Glazs A. Medicīnisko objektu virsmu modelēšana, izmantojot triangulācijas un maršējošo kubu algoritmu // RTU zinātniskie raksti. 5. sēr., Datorzinātne. –48. sēj. (2011), pp. 25–29.
2. Boločko K., Kovaļovs M., Glazs A. Medical Image 3D Visualization by Vector Based Methods // Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer

- Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS): Proceedings, Itālija, Roma, 24.–26. jūlijs, 2011, pp. 271–275. (Citēts: Thompson ISI, EI Compendex).
3. Kovaļovs M., Glazs A. Medical image analysis to determine the effectiveness of treating osteoporosis // Scientific Journal of RTU Technologies of Computer Control, volume 13. – Rīga: RTU, 2012, pp. 11–14. (Citēts: EBSCOhost).
 4. Kovaļovs M., Sisojevs A., Glazs A. A Surface Smoothing Method for a 3D Model of a Medical Object // International Symposium on Biomedical Engineering and Medical Physics (ISBEMP) 2012, pp. 74–77. (Citēts: EBSCOhost, SpringerLink).
 5. Sisojevs A., Kovaļovs M., Glazs A. Medical object 3d visualization method based on the bézier triangles // Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS) 2012, pp. 185–187. (Citēts: Thompson ISI, EI Compendex).
 6. M. Kovalovs, A. Glazs, The cortical and trabecular bone extraction from medical images to determine the effectiveness of treatment of osteoporosis.// Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas, Lithuania, 2012, pp. 103–106.
 7. M. Kovalovs, A. Platkajis. Analysis of the treatment effectiveness for osteoporosis by using, images, acquired by computer tomography // Proceedings of the 9th Baltic – Bulgarian Conference on Bionics and Prosthetics, Biomechanics and Mechanics, Mechatronics and Robotics, Riga, Latvia, June 17–21, 2013, pp. 215–218.
 8. Kovaļovs M., Glazs A., Trabecular bone segmentation by using an adaptive contour // RTU zinātniskie raksti, Datorvadības tehnoloģijas. Nr. 14, 2013, 6.–11. lpp. (Citēts: EBSCO, ProQuest).
 9. Kovalovs M., Glazs A., Automatic medical image analysis for measuring cortical bone porosity. // Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania, 28.–29. novembris, 2013, pp. 87–90.
 10. Kovaļovs M., Glazs A., 3D visualization of bone structure and thickness // RTU zinātniskie raksti, Datorvadības tehnoloģijas. Nr. 15, 2014, 20.–26. lpp. (Citēts: EBSCO).
 11. Kovalovs M., Glazs A., Automatic medical image analysis for measuring bone thickness and density // Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania, 27.–28. novembris, 2014, pp. 153–157.

Zinātniskās konferences

1. RTU 52. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 13.–16. oktobris, 2011.
2. Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS), Itālija, Roma, 24.–26. jūlijs, 2011.
3. Rīgas Tehniskās universitātes 150. gadu jubilejai veltītā 53. Starptautiskā zinātniskā konference, Rīga, 10.–12. oktobris, 2012.
4. International Symposium on Biomedical Engineering and Medical Physics (ISBEMP), Rīga, 10.–12. oktobris, 2012.
5. Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS). Lisbon, Portugal, 21–23 July 2012.
6. Conference Biomedical Engineering. October 25–26, Kaunas, Lithuania, 2012.
7. International Conference on Bionics and Prosthetics, Biomechanics and Mechanics, Mechatronics and Robotics, Riga, Latvia, June 17–21, 2013.
8. RTU 54. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 14.–16. oktobris, 2013.
9. Conference Biomedical Engineering. November 28–29, Kaunas, Lithuania, 2013.
10. RTU 55. Starptautiskā zinātniskā konference. Rīga, 14.–17. oktobris, 2014.
11. Conference Biomedical Engineering. November 27–28, Kaunas, Lithuania, 2014.

1.8. Darba struktūra un apjoms

Promocijas darbu veido ievads, četras nodaļas, secinājumi, literatūras avotu saraksts un četri pielikumi.

Ievadā pamatota izvēlētās tēmas aktualitāte, noformulēts pētījumu mērķis un uzdevumi, aprakstīts pētījumu zinātniskais jaunieguvums un darbā iegūto rezultātu praktiskā vērtība, kā arī aprakstīta darba aprobācija.

Promocijas darba 1. nodaļā «Medicīnas attēlu iegūšanas metodes un kaulu struktūra» apskatītas trīs medicīnas attēlu iegūšanas metodes: datortomogrāfija, magnētiskās rezonances tomogrāfija un ultrasonogrāfija. Aprakstīts arī *DICOM* standarts, kas satur medicīnas attēlu glābšanas formāta aprakstu. Nodaļā skaidroti kaulu struktūras un osteoporozes pamatjēdzieni.

Promocijas darba 2. nodaļā «Medicīnu attēlu analīze un vizualizācija» apskatītas būtiskākās medicīnas attēlu segmentācijas un vizualizēšanas metodes.

Promocijas darba 3. nodaļā «Piedāvātās kaulu struktūras radioloģisko attēlu analīzes un vizualizēšanas metodes» aprakstītas izstrādātās medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas metodes, kas ļauj izpildīt šādus medicīnas attēlu apstrādes uzdevumus: kaulu struktūras izdalīšana, kaulu struktūras analīze un kaulu struktūras vizualizācija.

Promocijas darba 4. nodaļā «Medicīnas attēlu analīzes un vizualizācijas metodes aprobācija» tiek aprakstīti eksperimenti ar izstrādātajām metodēm un metožu darbību rezultāti.

Promocijas darba galveno rezultātu un secinājumu nodaļā apkopoti darba rezultāti un izvirzīti jauni uzdevumi apskatītā zinātniskā virziena attīstībai.

2. PROMOCIJAS DARBA SATURS

2.1. Medicīnas attēlu iegūšanas metodes un kaulu struktūra

Cilvēka organisms ir ļoti sarežģīta sistēma. Iegūstot datus par cilvēka ķermeņa statiskām un dinamiskām īpašībām, iegūst ļoti lielu informācijas apjomu. Viens no grūtākajiem uzdevumiem ir iegūt, apstrādāt un attēlot šo lielo informācijas apjomu. Lai atrisinātu šo uzdevumu, vairākos gadījumos visefektīvākā iespēja ir izmantot orgānu medicīnas attēlus [34].

Medicīnas attēlus iegūst ar atšķirīgu attēlveidošanas iekārtu palīdzību [38], bet gandrīz visās medicīnas attēlveidošanas procedūras izmanto vienu no sešām diagnosticēšanas procedūrām: plakano radiogrāfiju, fluoroskopiju, datortomogrāfiju, mamogrāfiju, magnētisko rezonansi vai ultraskaņu [39,40]. Pirmās četras metodes izmanto rentgenstarus, magnētiskā rezonanse izmanto radiofrekvenču starojumu un ultraskaņa izmanto augstas frekvences skaņas viļņus.

Datortomogrāfija ir attēlu veidošanas metode, kas ģenerē šķērsgriezuma attēlus, kur attēlo ķermeņa audu rentgenstaru vājināšanas īpašības. Šķērsgriezuma attēlveidošanas procedūra ir šāda: rentgenlampa ģenerē rentgenstarus, kas tiek pavājināti pacienta ķermenī un tiek mērīti ar rentgenstaru detektoru. Ar rentgenstaru palīdzību ir iespējams noskenēt līniju kopu, kas aptver visu redzeslauku. Šodarbību atkārtotie dažādiem leņķiem, kas atgriež līniju vājināšanas mērījumus visiem iespējamiem leņķiem un attālumiem no centra. Pēc šiem mērījumiem rekonstruē faktisko vājināšanu pie katra noskenēta slāņa punkta [40].

Viena no datortomogrāfijas galvenām priekšrocībām, salīdzinot ar parasto rentgenogrāfiju, ir tāda, ka attēlā, kas izveidots ar radiogrāfijas palīdzību, nav redzamas atšķirības, kas ir mazākas par 5 % objekta kontrastā (rentgenstaru vājināšanās ķermenī).

Būtībā attēlu veidošanā ar magnētiskās rezonances palīdzību mēra vielu magnētiskās īpašības. Magnētiskās rezonances attēlu veidošana galvenokārt saistās ar ūdeņraža īpašībām, jo cilvēka ķermenis satur ļoti daudz šā elementa. Magnētiskā rezonanse vizualizē vielas, kas satur ūdeņradi (kauli, muskuļi, smadzenes, taukaudi utt.).

Viena no svarīgākajām magnētiskās rezonances attēlu veidošanas priekšrocībām ir tā, ka tā neveido jonizējošu starojumu. Parastās magnētiskās rezonances skenēšanas laikā pacienta ķermenis uztver enerģiju, kas atrodas elektromagnētiskā spektra radiofrekvenču zonā. Kad

cilvēka ķermenis uztver radiofrekvenču elektromagnētisko enerģiju, tā izraisa uzsildīšanu nevis jonizēšanu.

Ultrasonogrāfijas darbības princips ir vienkāršs. Kad skaņa vilnis izplatās starp dažādām vielām, tas daļēji atspoguļojas. Ja atspoguļojumus mēra kā laika funkciju un ir zināms viļņu izplatīšanās ātrums, var iegūt informāciju par vielas izvietojumu. Ultrasonogrāfijas popularitātes galvenais iemesls ir tas, ka tā nelieto jonizējošo starojumu. Ultrasonogrāfijas lietošanas ieguvumi klīniskajā praksē pārsniedz jebkurus potenciālos blakusefektus.

Lai nodrošinātu dažādu medicīnas attēlu veidošanas ierīču savstarpējo saderību, izstrādāts *DICOM* standarts, kas apraksta faila formātus, medicīnas direktorijas struktūru, datu pārraides protokolus utt. Mūsdienas gandrīz visas attēlu veidošanas iekārtas un sistēmas atbilst *DICOM* standartam.

Kaulus pēc to struktūru atšķirībām var iedalīt trabekulāros (porainos) un kortikālos (blīvos vai kompaktos). Trabekulārajiem kauliem ir lielāks virsmas laukums nekā kortikālajiem, un tie rekonstruējas ātrāk. Trabekulārie kauli ir veidoti no neregulārām, plānām, par trabekulām sauktām kaulaudu plāksnītēm. Kortikālie kauli atrodas garo kaulu stobros un plakano kaulu citās virsmās.

Visbiežāk sastopamā kaulu slimība ir osteoporoze. Osteoporozei ir raksturīga kaulu mineralizācijas blīvuma samazināšanās un mikroarhitektūras bojājumi, un tā rezultātā kauli kļūst poraini un dobumaini – kaulaudu masa ievērojami samazinās, attīstās kaulu trauslums, kas palielina lūzumu risku viegla traumu rezultātā.

2.2. Medicīnas attēlu analīze un vizualizācija

Klīniskajā praksē arvien pieaug medicīnas attēlu veidošanas nozīme un iegūto attēlu daudzums vienam pacientam, tāpēc radiologiem palielinās darba slodze. Tādēļ rodas nepieciešamība medicīnas attēlu analīzei izmantot datorresursus, kas palīdzētu ārstiem.

Tradicionāli medicīnas attēlu analīzes laikā radiologs vizuāli apskata visus divdimensiju attēlus, kas tiek sadalīti pa slāņiem. Šāds radioloģiskais protokols ir subjektīvs, jo balstās uz cilvēka uztveri un rezultātā dod tikai kvalitatīvus apgalvojumus un spriedumus. Turklāt medicīnas attēli ļauj apskatīt anatomiskas struktūras tikai divdimensiju plaknē. Šā iemesla dēļ radiologiem nākas rekonstruēt trešo dimensiju savā prātā, skatoties uz blakus esošiem slāņiem.

Viens no grūtākajiem medicīnas attēlu analīzes apakšuzdevumiem ir dažādu audu izdalīšana. Šo procedūru sauc par attēlu segmentāciju. Šo procedūru ārsts var veikt arī manuāli datora ekrānā, ja ir pieejama nepieciešamā aparatūra un programmatūra. Bet arī, ja ir pieejamas visas nepieciešamās datoru iekārtas un programmas, manuālā reģionu izdalīšana medicīnas attēlā, salīdzinot ar tradicionālo vai automātisko medicīnas attēlu analīzi, ir laikietilpīga, tāpēc klīniskajā praksē to parasti neveic.

Uz sliekšņu apstrādāšanas balstīta segmentācija ir viena no vienkāršākajām metodēm, ar kuras palīdzību var sadalīt attēlu segmentos. Uzstādot spilgtuma sliekšņa vērtību, attēla pikseļus var sadalīt divās klasēs: objektu pikseļu klase un fona pikseļu klase. Ir iespējams izmantot vairākas spilgtuma sliekšņu vērtības, lai sadalītu attēlu vairākās klasēs, kur katra klase atrodas attiecīgajā diapazonā, histogrammā, starp sliekšņu vērtībām.

Uz apgabala pieaugšanubalstīta segmentācija sadala attēlu vairākos apgabalos, grupējot blakus esošus pikseļus ar līdzīgām īpašībām, piemēram, spilgtuma vērtībām, tādējādi veidojot robežas starp apgabaliem ar dažādāmspilgtuma vērtībām. Šīs metodes segmentācijas process sākas ar «sēklu» jeb sākotnējā punkta koordinātes noteikšanu, kas pēc tam pieaug, pievienojot sev blakus esošus pikseļus ar līdzīgu spilgtuma vērtību. Nākamajā solī izveidotos reģionus var apvienot, ja, piemēram, šāapgabala vidējās spilgtuma vērtības atšķiras mazāk par norādīto sliekšņa vērtību.

Kontūru izdalīšanas metode pēc būtības ir līdzīga uz apgabalu pieaugšanu balstītai segmentācijai, tikai šeit nenotiek pikseļu grupēšana, bet tiek meklētas robežas starp reģioniem. Robežas tiek meklētas, izmantojot lokālo diferenciālo operatoru un apvienojot tos pikseļus, kas

ir visjutīgākie konkrētajam operatoram. Ideālā gadījumā, kad attēlam ir augsts kontrasts un nav trokšņu, ar šo metodi var atrast robežas starp dažādiem objektiem.

Tādas attēlu segmentācijas metodes ir pietiekami vienkāršas, bet, lietojot tikai šādas metodes, ne vienmēr ir iespējams izdalīt vēlamos objektus medicīnas attēlā. Tāpēc šādas metodes parasti apvieno, lai izveidotu sarežģītākas metodes konkrētam uzdevumam[95].

Lai atvieglotu diagnosticēšanas un ķirurģiskas iejaukšanās plānošanas uzdevumu, attēlu informāciju var vizualizēt trijās dimensijās. Trīsdimensiju medicīnas attēli tiek ģenerēti, balstoties uz trīsdimensiju vokseļu matricām, kas iegūtas no divdimensiju medicīnas attēlu kopām. Eksistē vairākas metodes, ar kurām var vizualizēt šo informāciju, bet tās visas var iedalīt divos pamatpaņēmienos: virsmu vizualizēšana (*surface rendering*) un tilpuma vizualizēšana (*volume rendering*).

Lai vizualizētu medicīnas objekta virsmu, kas iegūta no medicīnas attēliem, ir nepieciešama šo objektu segmentācija. Bet ne visas medicīnas objektu struktūras attēlā var tik vienkārši izdalīt, tomēr kaulusvar, jo tiem ir augsts kontrasts. Segmentētā objekta virsmu var attēlot vairākos veidos: kā vekseļu kopu, poligonus vai splainus. Datorgrafikā virsmu parasti attēlo kā trīsstūru režģi. Šis virsmu attēlošanas veids ir populārs galvenokārt tāpēc, ka ir pieejamas standartizētas programmatūras bibliotēkas, kas balstās uz virsmas attēlošanu ar trijstūriem.

Virsmu vizualizēšanai ir nepieciešama attēlu segmentācija, kas ir pietiekami sarežģīts uzdevums un ne vienmēr dod apmierinošus rezultātus. Tilpuma vizualizēšana ļauj pārvarēt šo problēmu, vizualizējot atsevišķi katru medicīnas attēla vokseli, kur katram vokselim ir attiecīga krāsa un caurspīdīgums. Vokselim nav nekādas ģeometriskas īpašības, izņemot tā izvietojuma koordinātes, un vokselim nav nepieciešamas tekstūras. Salīdzinot tilpuma vizualizēšanas metodi ar virsmas vizualizēšanu, tilpuma vizualizēšana prasa ievērojami vairāk izskaitļošanas jaudas. Attēlu segmentāciju lieto gadījumos, kad nepieciešama tilpuma vizualizēšana sarežģītiem medicīnas objektiem.

2.3. Piedāvātas kaulu struktūras radioloģisko attēlu analīzes un vizualizēšanas metodes

Darba mērķis ir izstrādāt vairākas medicīnas attēlu apstrādes metodes, tai skaitā — kaulu struktūras automātiskai izdalīšanai, analīzei un vizualizēšanai. Medicīnas attēli tiek iegūti, izmantojot datortomogrāfijas iekārtas, kas ir pieejamas vairākās slimnīcās. Jābūt iespējai apvienot visas piedāvātas metodes vienā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Lai sasniegtu izvirzīto mērķi, ir nepieciešams atrisināt šādus uzdevumus:

- medicīnas attēlu *DICOM* standarta failu atvēršana un apstrāde;
- kaulu struktūras automātiskā izdalīšana;
 - kortikālā kaula izdalīšana;
 - trabekulārā kaula izdalīšana;
- kaulu struktūras analīze;
 - kortikālā kaula vidēja biezuma mērīšana;
 - kortikālā kaula porozitātes mērīšana;
 - trabekulārā kaula tilpumu mērīšana;
- kaulu struktūras vizualizēšana.

Medicīnas attēlu *DICOM* standarta failu atvēršana izstrādāta, balstoties uz publiski pieejamo *DICOM* standarta dokumentāciju [65], kas satur visu nepieciešamo informāciju par *DICOM* standarta izmantotām datu struktūrām. *DICOM* ir universālais medicīnas attēlu glabāšanas standarts, tāpēc izstrādātā sistēmā var atvērt un apstrādāt ne tikai medicīnas attēlus, kas tika iegūti, izmantojot datortomogrāfijas palīdzību, bet arī citus medicīnas attēlus, kamēr tiek izmantots *DICOM* standarts.

Piedāvātas metodes spēj izdalīt mugurkaula un lielā lielakaula un mazā lielakaula (tālāk tekstā — kāju kaulu) struktūru medicīnas attēlos. Mugurkaulu un kājas kaulu medicīnas attēli atšķiras (mugurkauls satur izaugumus, bet kājas kaulu attēlāirdivi vai četri kauli), tāpēc

metodes, kas tiek izmantotas, katram gadījumam arī atšķiras. Atšķirības rodas kortikālā kaula segmentācijas procesā, jo lielāka vizuālā atšķirība starp mugurkaula un kāju kauliem rodas tieši kortikālajā kaulā. Trabekulārā kaula segmentācijas process abos gadījumos ir gandrīz vienāds.

2.3.1. Kaulu struktūras izdalīšana

Viens no promocijas darba uzdevumiem bija izstrādāt pilnīgi automātisku algoritmu darbību, t. i., neprasot lietotāja iejaukšanos. Tas ir nepieciešams, lai atvieglotu un paātrinātu ārsta darbu, kas strādās ar medicīnas attēliem. Šis uzdevums ir sasniegts un visi algoritma soļi strādā automātiski bez apstāšanās. Tomēr lietotājam ir dota iespēja mainīt algoritma pamatparametrus, lai varētu sasniegt lielāko segmentēšanas rezultāta precizitāti katram konkrētajam pacientam.

Kaulu struktūras izdalīšana notiek piecos soļos:

1. medicīnas attēls tiek sadalīts segmentos, kas varētu saturēt kortikālo kaulu;
2. segmenti, kstika izveidoti iepriekšējā solī, tiek apvienoti klasteros;
3. notiek klasteru klasifikācija, lai varētu atrast tos klasterus, kas satur kortikālo kaulu, bet atmet citus klasterus;
4. kortikālajā kaulā tiek veidots kontūrs, kas adaptējas pie kortikālā slāņa iekšējām malām;
5. trabekulārā kaula izdalīšanai notiek iepriekš izdalītā kontūrā, lai varētu atrast tos medicīnas attēla pikseļus, kas pieder pie trabekulārā kaula un atmet citus.

Pirmie trīs soļi attiecas uz kortikālā kaula izdalīšanu, un pēdējie divi — uz trabekulārā kaula izdalīšanu. Visi kaulu struktūras segmentācijas soļi sīkāk apskatīti nākamajās nodaļās. Piedāvātā kaulu struktūras izdalīšanas algoritma vairākas iterācijas publicētas [96,97,98].

2.3.1.1. Kortikālā kaula izdalīšana

Piedāvātais kaulu struktūras segmentācijas algoritms sākas ar kortikālā kaula izdalīšanu. Medicīnas attēls tiek sadalīts segmentos, kas var saturēt kortikālo kaulu. Šis kaulu struktūras izdalīšanas solis ir vienāds mugurkaula un kāju kaulu gadījumā.

Kortikālā kaula izdalīšanas algoritms izmanto datortomogrāfijas medicīnas attēla īpašību, kur katrs pikselis satur informāciju par vielas blīvumu. Balstoties uz šo īpašību, ir iespējams izdalīt kortikālo kaulu medicīnas attēlā, izmantojot sliekšņa vērtību. Kortikālā kaula blīvums medicīnas attēlos, kas iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību, parasti ir lielāks par 300 Hu. Tāpēc var pieņemt, ka nepieciešams norādīt sliekšņa vērtību, kas ir vienāda ar 300 Hu, lai varētu izdalīt kortikālo kaulu un atstāt attēlā tikai tos pikseļus, kuriem vielas blīvums ir lielāks par doto sliekšņa vērtību. Šādā gadījumā algoritmu var rakstīt šādā veidā:

$$\begin{aligned} & \text{ja } q_{i,j} \geq \delta, \text{ tad } q_{i,j} \in A, \\ & \text{ja } q_{i,j} < \delta, \text{ tad } q_{i,j} \in B, \end{aligned} \quad (2.1.)$$

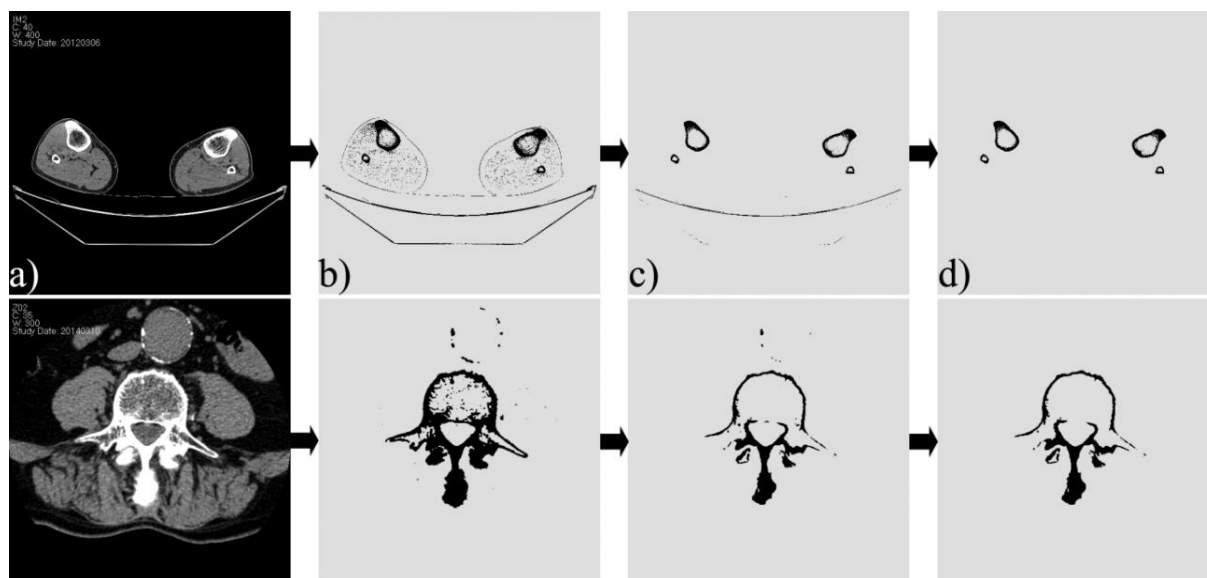
kur $q_{i,j}$ — pikseļa ar numuru (i,j) blīvumu vērtība;
 δ — dotā blīvuma sliekšņa vērtība (300 Hu);
 A — pikseļu kopa, kas var saturēt kortikālo kaulu;
 B — pikseļu kopa, kas satur fona pikseļus;
 i,j — rindu un kolonu numurs pikseļu matricā, $i,j \in [1:N]$;
 $N \times N$ — pikseļu matricas izmērs.

Atbilstoši piedāvātajam algoritmam (2.1.), medicīnas attēls tiek skenēts pa rindām, un tie pikseļi, kuru blīvums ir lielāks vai vienāds ar doto sliekšņa vērtību δ , tiek iekļauti pikseļu kopā A , un tie pikseļi, kuru blīvums ir mazāks, tiek iekļauti fona pikseļu kopā B .

Tomēr ir viena problēma, kas varētu rasties saistībā ar osteoporozes izraisīto porozitāti un caurumu veidošanos kortikālā kaula struktūrā. Tāarī ietekmē medicīnas attēlu apstrādi, jo

kortikālais kauls var sastāvēt no vairākiem apgabaliem. Šīs problēmas dēļ nākamajā solī, kad visi pikseļi tiek apvienoti klasteros, daži kortikālā kaula pikseļi var būt piesaistīti pie dažādiem klasteriem un tiek pazaudēti. Tādēļ nepieciešams samazināt doto sliekšņa vērtību līdz 100 Hu (att 2.1. b), un nākamajā gājienā, kad visi pikseļi tiek apvienoti klasteros, atņemt tos pikseļus, kuriem blīvums būs mazāks par 300 Hu.

Taču ir cita nopietna problēma, kas saistās ar šo metodi — ne visi pikseļi, kam blīvums ir lielāks par 100 Hu vai pat 300 Hu, satur kortikālo kaulu. Attēlā 2.1. b ir redzams, ka pēc segmentācijas attēlā palika daļa no datortomogrāfijas galda un virs skriemeļa palika daļas no kalcinātiem aortas sieniņā. Tāpēc nāmajos algoritma soļos būs nepieciešams attīrīt attēlu no visiem pikseļiem, kas nesatur kortikālo kaulu.



2.1. att. Kājas (augšā) un mugurkaula (apakšā) kortikālā kaula izdalīšana.

a) oriģinālie medicīnas attēli, b) attēli pēc segmentācijas ar sliekšņa vērtību vienādu ar 100 Hu, c) attēli pēc segmentu klasterizācijas, d) attēli pēc klasteru klasifikācijas

2.3.1.2. Segmentu klasterizācija

Segmentu klasterizācijas etapā visi pikseļi, kas tika izdalīti iepriekšējā solī, tiek apvienoti klasteros. Tas nozīmē, ka visi iepriekšējā solī izdalītie pikseļi tiek sadalīti pa grupām. Nākamajā solī tiek meklētas tādas pikseļu grupas, kas satur kortikālo kaulu, un tiek atņemtas pārējās pikseļu grupas.

Klasterizācijas process darbojas, balstoties uz apgabalu pieaugšanas algoritmu [91]. Ņemot vērā formulu (2.1.), klasteru veidošanas algoritmu var aprakstīt šādā veidā:

1. attēls tiek skenēts pa horizontāli, un pikseļiem, kas atrodas kopā B (kas satur fona pikseļus), tiek piešķirta piederība pie nulles klastera;
2. attēls tiek skenēts pa horizontāli un, ja atrastais pikselis atrodas kopā A un nepieder nevienam klasterim, šim pikselim tiek piešķirta piederība pie jauna (pašreizējā) klastera, un tas kļūst par sākumpunktu;
3. tiek apskatīti visi sākumpunkta kaimiņpikseļi;
4. ja starp kaimiņpikseļiem tiek atrasti pikseļi, kas nepieder nevienam klasterim, tiem tiek piešķirta piederība pie pašreizējā klastera, un šie pikseļi kļūst par jauniem sākumpunktiem. 3. un 4. solis tiek atkārtots, kamēr nav apskatīti visi sākumpunkti un to kaimiņpikseļi;
5. tiek atkārtots 2. solis (tiek meklēts nākamais pikselis, kas atrodas kopā A un nepieder nevienam klasterim), un pēc tam tiek atkārtots 3. un 4. solis (ar jauno sākumpunktu), kamēr visiem attēla pikseļiem nav piešķirta piederība pie kāda no klasteriem;
6. tiek atņemti pikseļi, kur blīvums ir mazāks par 300 Hu.

2.3.1.3. Klasteru klasifikācija

Klasteru klasifikācijas etapā visi iepriekšējā etapā izveidotie klasteri tiek klasificēti, lai atrastu tos klasterus, kas satur kortikālo kaulu, un atmestu klasterus, kas tos nesatur. Klasteru klasifikācijas sākumā tiek atmesti ļoti mazi klasteri, kas nevar saturēt kortikālo kaulu. Šāds lēmums tiek pieņemts, pamatojoties uz to, cik daudz pikseļu pieder klasterim. Ja klasterim pieder mazāk par 50 pikseļu, tad šis klasteris tiek izdzēsts un visi pikseļi, kas pieder šim klasterim, tālāk netiek analizēti.

Šajā etapā sāk veidoties nozīmīgas atšķirības starp mugurkaulu un kāju kaulu attēlu apstrādes algoritmiem. Tas notiek galvenokārt tāpēc, ka katrā individuālajā gadījumā nepieciešams atrast dažādu klasteru skaitu: mugurkaulu attēla gadījumā tiek meklēts tikai viens klasteris, bet kāju kaulu attēlā tiek meklēti divi vai četri klasteri.

Kāju kaulu attēlu gadījumā izpildīt klasteru klasifikāciju ir daudz sarežģītāk, jo šajā gadījumā no visiem klasteriem, kas palika pēc iepriekšējā etapa, ir nepieciešams atrast tikai divus vai četrus klasterus, kas satur kājas kortikālo kaulu. Lai atrastu šos klasterus, tiek pa pāriem analizēti visi klasteri un tiek atrasts tādu klasteru pāris, kur abi klasteri ir līdzīgi pēc trim īpašībām: izmērs, izvietojums un proporcijas.

Klasteru izmērs tiek aprēķināts kā pikseļu skaits, kas pieder šim klasterim. Klastera izvietojums tiek aprēķināts kā klasteru centra koordinātes. Klastera proporcijas tiek aprēķinātas kā kvadrāta (kas tiek veidots apkārt klastera) garums, dalīts ar augstumu.

Klasteru pāru salīdzināšanas procesā tiek secīgi apskatītas visas iespējamās klasteru pāru kombinācijas un tiek saglabāti tie klasteri, kuriem izpildās trīs prasības.

1. Prasība pēc izmēriem izpildās, ja atšķirība starp izmēriem jeb klasteru pikseļu skaitu(P) ir mazāka par 25 % no abu klasteru vidējā izmēra.

$$P_1 - P_2 < 0.25 \left(\frac{P_1 + P_2}{2} \right), \quad (2.2.)$$

kur P_1 — pikseļu skaits, kas pieder pirmajam klasterim;
 P_2 — pikseļu skaits, kas pieder otrajam klasterim.

2. Prasība pēc izvietojuma izpildās, ja attālums starp klasteru centriem c_1 un c_2 pa y asi ir mazāks par 10 % no medicīnas attēla augstuma (šis attālums ir apzīmēts 2.2.attēlā ar burtu a).

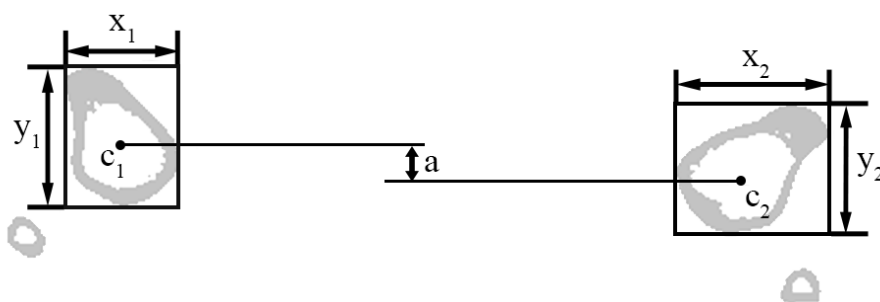
$$c_1 - c_2 < 0.1M, \quad (2.3.)$$

kur c_1 — pirmā klastera centra koordinātes vērtība pa y asi;
 c_2 — otra klasteru centra koordinātes vērtība pa y asi;
 M — medicīnas attēla augstums (kopējais pikseļu skaits pa y asi).

3. Prasība pēc proporcijām izpildās, ja abiem klasteriem proporciju vērtība ir lielāka par 0,5 un mazāka par 1,7.

$$0.5 < \frac{x_i}{y_i} < 1.7, \quad i \in [1:2], \quad (2.4.)$$

kur x_i — i -ta klastera garums;
 y_i — i -ta klastera augstums.



2.2. att. Kāju kaulu klasteru pāra īpašības (izmērs tika aprēķināts pēc (2.2.), izvietojums pēc (2.3.), proporcijas pēc (2.4.))

Mugurkaulu attēlu gadījumā klasteru klasifikācija, salīdzinot ar kāju kaulu gadījumu, ir pietiekami vienkārša, jo šeit mūs interesē tikai skriemeļa kortikālais kauls, kas parasti atrodas attēla centrā. Lai izdalītu šo klasteru no visiem pārējiem, tiek atrasts lielākais klasteris, kas ir tuvāks medicīnas attēla centram. Algoritmu var aprakstīt šādā veidā:

1. katram klasterim tiek aprēķināts centrs;
2. tiek izmērīti attālumi no katra klastera centra līdz medicīnas attēla centram;
3. klasteris, kuram šis attālums mazāks, tiek klasificēts par klasteri, kas satur skriemeli;
4. visi pārēji klasteri tiek izdzēsti.

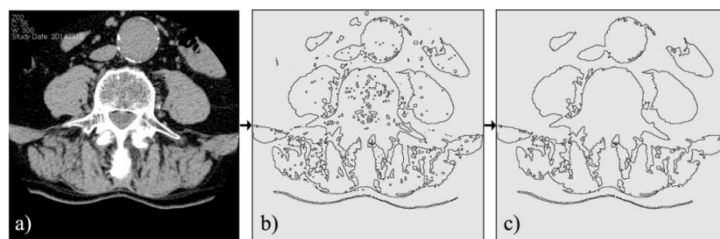
Pēc klasteru klasifikācijas medicīnas attēlā paliek tikai tie klasteri, kas satur kortikālo kaulu, tādā veidā apzīmējot kortikālā kaula pikselus (att. 2.1. d). Turpmāk ar šiem klasteriem jeb pikseliem var veikt analīzi, lai izmērītu kortikālā kaula biezumu vai porozitāti. Šos pikselus var arī lietot kortikālā kaula vizualizācijai vai trabekulārā kaula izdalīšanai.

2.3.1.4. Adaptīvā kontūra veidošana

Ar šo etapu sākas trabekulārā kaula izdalīšanas process. Šajā etapā kortikālajā kaulā, kas bija izdalīts iepriekšējos etapos, tiek veidots kontūrs, kas adaptējas pie kortikālā kaula iekšējam mālam, tādā veidā apzīmējot trabekulāro kaulu, kas atrodas kortikālajā kaulā.

Šis kontūrs ir nepieciešams tāpēc, ka ne vienmēr ir iespējams izdalīt trabekulāro kaulu, izmantojot tikaikādu uzapgabalu pieaugšanas balstītu algoritmu. Tas saistīts ar to, ka kortikālajā kaulā varētu rasties caurumi, tāpēc algoritma izpildes gaitā var būt pievienoti apgabali, kas atrodas ārpus interesējošas zonas jeb kortikālā kaula, jo apgabalu robežas tiek izjauktas. Tāpēc ir nepieciešams veidot kontūru, kas adaptējas pie kortikālā kaula malām un ignorēs caurumus. Piedāvātais adaptīva kontūra veidošanas algoritms tika publicēts[99].

Pirms adaptīvā kontūra veidošanas tiek iezīmēts kortikālā kaula apkārtējais kontūrs, kas tiek izmantots, lai apzīmētu adaptīvā kontūra robežu. Šis apkārtējais kontūrs tiek veidots, iekrāsojot to robežu, kur pikseļu blīvuma vērtība pāriet no pozitīvas uz negatīvu. Tālāk no izveidotiem kontūriem tiek atmesti mazie kontūri, kuru izmērs ir mazāks par 100 pikseliem. Kā redzams attēlā 2.3., izveidotais kontūrs apraksta ne tikai kortikālā kaula ārējo robežu, bet tas tiek uzskatīts par pieļaujamo, jo šis kontūrs tiek izmantots tikai, lai ierobežotu adaptīvo kontūru.



2.3. att. Kortikālā kaula apkārtējo kontūru izdalīšana

a) oriģinālais attēls, b) izveidotais kontūrs, c) mazie kontūri tiek izdzēsti

Lai izveidotu adaptīvo kontūru, tiek izvēlēts sākumpunkts, kas atrodas kortikālā kaula apgabalā. Sākumpunkta izvēlēšanās algoritmi kāju kaulu attēlā gadījumā un mugurkaula attēlu gadījumā ir dažādi, jo atšķiras kortikālo kaulu forma.

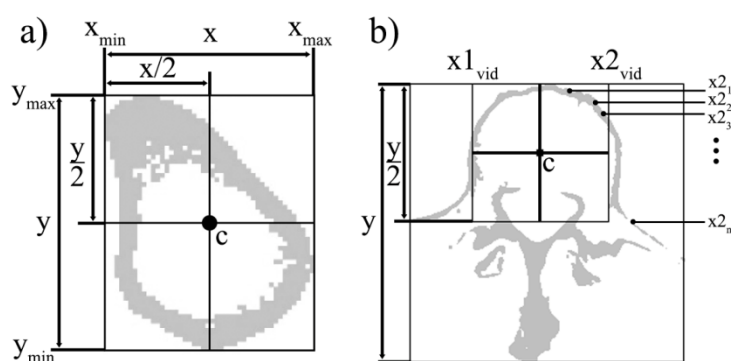
Kāju kaulu attēlu gadījumā sākumpunktu izvēles algoritms ir pietiekami vienkāršs, jo kājas kortikālajiem kauliem ir apaļa forma un sākumpunkts vienmēr atrodas vidū tuvāk kauliem. Tāpēc, lai aprēķinātu sākumpunkta koordinātes, nepieciešams realizēt šādu algoritmu:

1. atrast kortikālā kaula minimālās (x_{min}) un maksimālās (x_{max}) vērtības pa x asi;
2. atrast kortikālā kaula minimālās (y_{min}) un maksimālās (y_{max}) vērtības pa y asi;
3. aprēķināt sākumpunkta koordinātes (x_{sp}, y_{sp}) kā vidējo aritmētisko starp minimālajām un maksimālajām vērtībām pa x un y asīm (att. 2.4. a).

$$x_{sp} = \frac{x_{min} + x_{max}}{2}, \quad (2.5.)$$

$$y_{sp} = \frac{y_{min} + y_{max}}{2}, \quad (2.6.)$$

kur x_{sp}, y_{sp} — sākumpunkta koordinātes,;
 x_{min}, x_{max} — kortikālā kaula minimālās un maksimālās vērtības pa x asi;
 y_{min}, y_{max} — kortikālā kaula minimālās un maksimālās vērtības pa y asi;



2.4. att. Sākumpunktu izvēlēšanās

a) kājas kaula gadījums, b) mugurkaula gadījums

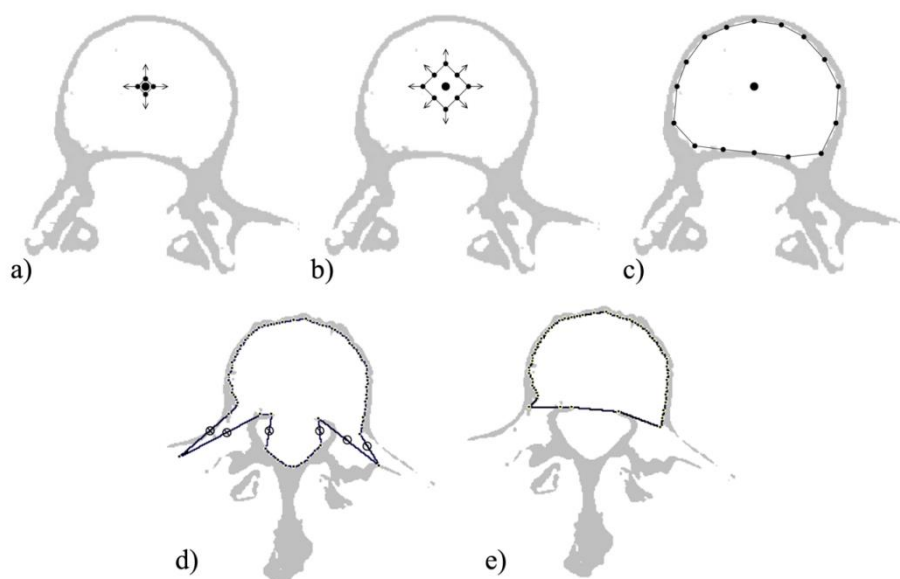
Mugurkaula attēla gadījumā sākumpunkta izvēle ir pietiekami sarežģītāka, salīdzinot ar kāju kauliem, jo mugurkaula forma ļoti atšķiras no kāju kauliem un par sākumpunktu nedrīkst ņemt mugurkaula centru, jo tas parasti atrodas uz kortikālā kaula. Tāpēc mugurkaula sākumpunkta izvēle ir garāks process (att. 2.4. b), un tam ir šādi soļi:

1. tiek atrasts kortikālā kaula laukums, un sākumpunktu meklēšana ir ierobežota šā laukuma augšējā pusē;
2. sākumpunkta y koordināte tiek paņemta no iepriekš atrastā laukuma centra koordinātēm;
3. atrastā laukumā tiek meklētas kortikālā kaula labās un kreisās malas vidējās koordinātes;
4. sākumpunkta x koordināte tiek paņemta no centra koordinātēm starp iepriekš atrastajām malas vidējām koordinātēm.

Pēc sākumpunkta izveidošanas adaptīvā kontūra veidošanas algoritms ir vienāds mugurkaulu attēlā un kāju kaulu attēlā. Adaptīvā kontūra veidošanas algoritma galvenā doma ir tāda, ka sākumpunktā tiek izvietoti kontūra kontrolpunkti, kas pēc tam pārvietojas visos virzienos, kamēr tie nekonstatē kortikālo kaulu, tādā veidā adaptējoties gar kaula malām. Šim algoritmam ir šādi soļi:

1. sākumpunktā tiek izvietoti četri kontrolpunkti un visiem kontrolpunktam tiek uzdoti pārvietošanās vektori ar garumu -1 un četriem bāzes virzieniem: (1,0), (-1,0), (0,1), (0,-1) (att. 2.5. a);

2. katrs kontrolpunkts pārvietojas pa vienu pikseli sava vektora virzienā, kontrolpunkts apstājas, ja pēc pārvietošanās atrodas uz kortikālā kaulā vai uz kortikālā kaula apkārtējā kontūra (att. 2.5. c);
3. ja attālums starp diviem kaimiņu kontrolpunktiem kļūst lielāks par 10 pikseļiem, starp šiem punktiem pa vidu tiek izveidots jaunais kontrolpunkts, kuram pārvietošanas vektors ir aprēķināts kā divu kaimiņkontrolpunktu pārvietošanas vektoru normalizēta summa (att. 2.5. b). Jauns kontrolpunkts netiek veidots gadījumā, ja viens no kaimiņu pikseļiem vairs nepārvietojas;
4. otrais un trešais solis atkārtojas, kamēr neapstājas visi kontrolpunkti;
5. secīgi tiek mērīti attālumi starp visiem kaimiņ kontrolpunktiem, lai atrastu liekos kontrolpunktus, kas izgājuši no kortikālā kaula. Tiek apzīmēti visi kontrolpunkti, kuriem šis attālums pārsniedz 20 pikseļus (att. 2.5. d);
6. visi kontrolpunkti, kas atrodas starp diviem secīgiem apzīmētiem kontrolpunktiem, tiek izdzēsti (att. 2.5. e).



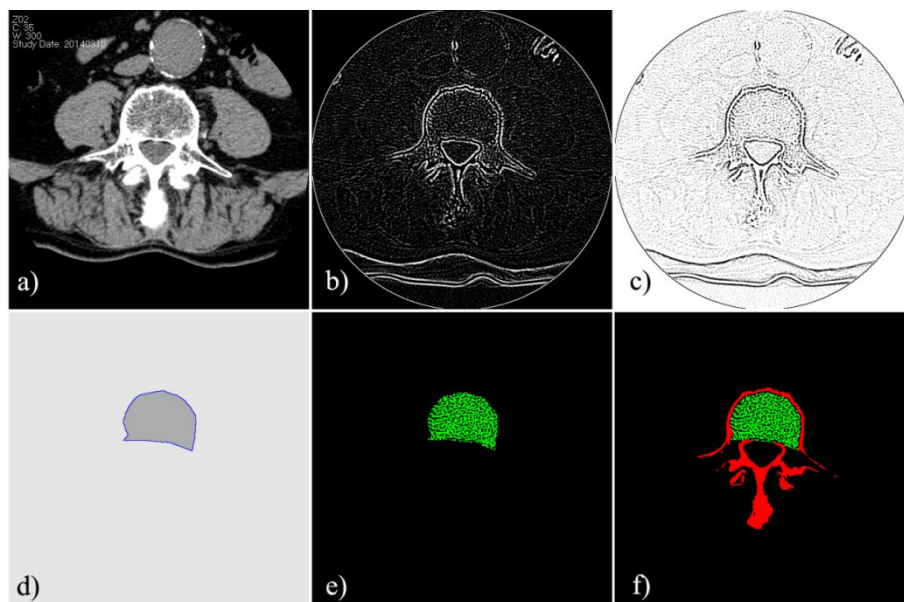
2.5. att. Adaptīva kontūra veidošanas stadijas

a) kontrolpunktu izvietošana sākumpunktā, b) jauno kontrolpunktu pievienošana, c) kontrolpunkti apstājas uz kortikālā kaulā, d) lieko kontrolpunktu meklēšana, kas izgājuši no kortikālā kaula, e) izveidotais kontūrs pēc lieko kontrolpunktu izdzēšanas

2.3.1.5. Trabekulārā kaula izdalīšana

Kaulu struktūras izdalīšanas pēdējais etaps ir trabekulārā kaula izdalīšana. Šajā etapā iepriekš izveidotajā kontūrā ar Laplasa filtru palīdzību tiek izdalīts trabekulārais kauls. Šis etaps ir gandrīz vienāds kājas kaulu un mugurkaula gadījumā. Vienīga atšķirība ir tāda, ka kājas kaulu attēla gadījumā algoritmu vajag atkārtot vairākas reizes, lai izdalītu trabekulāro kaulu no katra kājas kaula. Trabekulārā kaula izdalīšanas algoritmam ir šādi soļi:

1. oriģinālajiem medicīnas attēliem tiek lietots Laplasa filtrs, kas pastiprina pārejas starp vielām un piešķir katram pikselim vērtību diapazona no 0 līdz 255 (att. 2.6. b un att. 2.6. c);
2. izvēlas visus pikseļus, kas atrodas kontūrā, kas bija izveidots iepriekšējā etapā. To izpilda, izmantojot tādu pašu apgabalu pieaugšanas algoritmu, kas bija izmantots segmentu klasterizācijas etapā (att. 2.6. d);
3. no izvēlētajiem pikseļiem tiek atmesti tie, kuriem pēc Laplasa filtra lietošanas vērtība pārsniedz 10 % no maksimālās vērtības jeb 25 (att. 2.6. e).



2.6. att. Trabekulāra kaula izdalīšana

a) oriģinālais medicīnas attēls, b) Laplase filtra lietošanas rezultāts, c) Laplase filtra invertētais rezultāts, d) kontūrs, kas tika izveidots iepriekšējā etapā, e) izdalītais trabekulārais kauls, f) izdalītais trabekulārais kauls kopā ar kortikālo kaulu

2.3.2. Kaulu struktūras analīze

Kaulu struktūras analīzes galvenais mērķis ir izmērīt izmaiņas kaula struktūrā, kas notikušas kāda laika periodā, piemēram, ja pacients slimo ar osteoporozi. Kaulu struktūras analīze dod iespēju novērtēt slimības gaitu un ārstēšanas efektivitāti.

Kaulu struktūras izmaiņas novērtē, analizējot divas attēlu kopas: viena attēlu kopa tika uzņemta pirms, otra pēc ārstēšanas procesa. Osteoporozes ārstēšanas efektivitāti novērtē, analizējot trīs kaulu struktūras parametru mērījumus:

- kortikālā kaula vidējo biezumu;
- kortikālākaula porozitāti;
- trabekulārākaula vidējo blīvumu.

Lai automātiski izmērītu šos trīs parametrus, vispirms ir nepieciešams izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu no medicīnas attēla, kas tika aprakstīts iepriekšējās nodaļās.

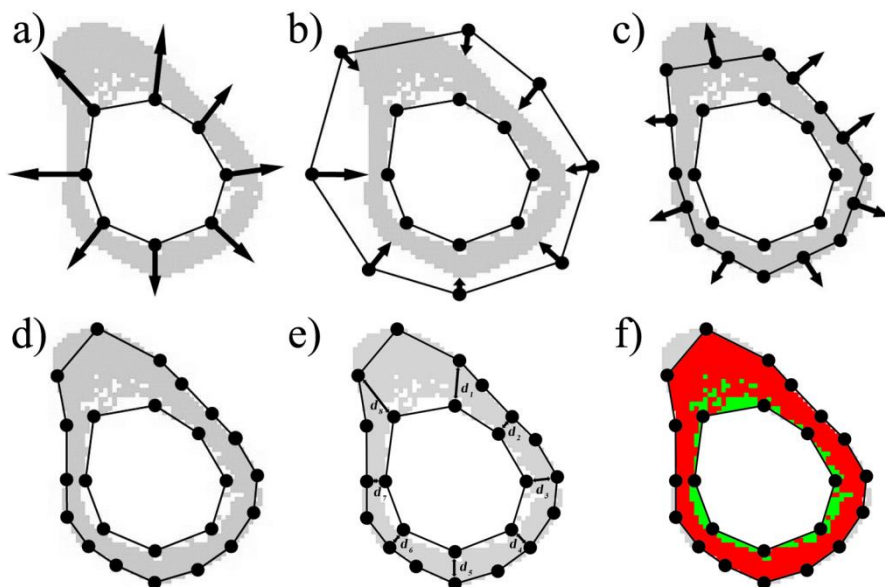
2.3.2.1. Kortikālā kaula vidējābiezuma un porozitātes mērīšana

Kortikālā kaula vidējā biezuma un porozitātes automātiskajai mērīšanai medicīnas attēlos nosaka kortikālā kaula iekšējo un ārējo kontūru. Kortikālā kaula iekšējās kontūras veidošanas algoritms tika aprakstīts iepriekšējās nodaļās. Kortikālā kaula ārējais kontūrs tiek veidots, izmantojot iekšējo kontūru. Ārējā kontūra veidošanas algoritms sastāv no šādiem soļiem:

1. ārējais kontūrs tiek veidots kā iekšējā kontūra kopija. Katram ārējā kontūra kontrolpunktam tiek dots vektors, kas ir šo kontrolpunkta normālvektors;
2. ārējais kontūrs izplešas, kontrolpunkti pārvietojas dotā vektora virzienā, kamēr visi kontrolpunkti neatrodas ārpus kortikālā kaula (att. 2.7. a);
3. ārējais kontūrs saraujas, kontrolpunkti pārvietojas sava dotā vektora pretējā virzienā, kamēr visi kontrolpunkti neatrodas kortikālā kaula ārējā malā (att. 2.7. b);
4. lai varētu labāk aprakstīt kortikālo kaulu, ārējā kontūrā ievietoto jaunus kontrolpunktus, kas atrodas pa vidu esošajiem kontrolpunktiem. Katram jaunajam kontrolpunktam tiek dots pārvietošanas vektors, kas ir šo punktu normālvektors (att. 2.7. c);

5. jaunie kontrolpunkti pārvietojas sava dotā vektora virzienā, kamēr visi kontrolpunkti neatrodas kortikālā kaula ārējā malā (att. 2.7. d).

Kortikālā kaula vidējais biezums tiek mērīts kā vidējais attālums starp kortikālā kaula iekšējā un ārējā kontūra kontrolpunktiem. Jaunie kontrolpunkti, kas tika ievietoti ārējā kontūrā, tiek ignorēti, jo tiem nav atbilstoša kontrolpunkta uz iekšējā kontūra (att. 2.7. e).



2.7. att. Kortikālā kaula ārējā kontūra veidošana un vidējā biezuma un porozitātes mērīšana

a) ārējais kontūrs sākumā ir iekšējā kontūra kopija, kas uzreiz izplešas, b) ārējais kontūrs saraujas, c) jaunie kontrolpunkti tiek ievietoti starp eksistējošiem kontrolpunktiem, un tie uzreiz izplešas, d) izveidotais kortikālā kaula ārējais kontūrs, e) vidēja biezuma mērīšana, f) porozitātes mērīšana

Kortikālā kaula vidējais biezums (T_{vid}) tiek aprēķināts pēc formulas:

$$T_{vid} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i, \quad (2.7.)$$

kur T_{vid} — vidējais kortikālā kaula biezums, pikseļi;
 d_i — attālums starp kortikālā kaula iekšējā un ārējā kontūra kontrolpunktiem, pikseļi;
 n — kontrolpunktu skaits iekšējā kontūrā.

Skriemeļa medicīnas attēlu gaidījumā nepieciešams izmērīt tikai kortikālā kaula augšējo daļu, kur kontrolpunktu pārvietošanas vektora y vērtība ir pozitīva, jo skriemeļa apakšā atrodas izaugumi, kas neietekmē kortikālā kaula vidējo biezumu.

Kortikālā kaula porozitāte tiek mērīta starp iekšējo un ārējo kontūru, salīdzinot pikseļu skaitu, kas pieder kortikālajam kaulam, un kopējo pikseļu skaitu, kas atrodas starp kontūriem. Attēla 2.7. f ir redzama porozitātes mērīšana, kur pikseļi, kas pieder kortikālajam kaulam, ir apzīmēti ar sarkano krāsu, citi pikseļi — ar zaļo. Porozitātes mērījums tiek aprēķināts pēc formulas:

$$P = \frac{k}{v} \cdot 100, \quad (2.8.)$$

kur P — porozitātes vērtība procentos;
 k — pikseļu skaits, kas atrodas starp iekšējo un ārējo kontūriem un nepieder kortikālajam kaulam;
 v — pikseļu skaits, kas atrodas starp iekšējo un ārējo kontūriem.

Izstrādātie kortikālā kaula vidēja biezuma un porozitātes mērīšanas algoritmi tika publicēti [100,101].

2.3.2.2. Trabekulāra kaula vidēja blīvuma mērīšana

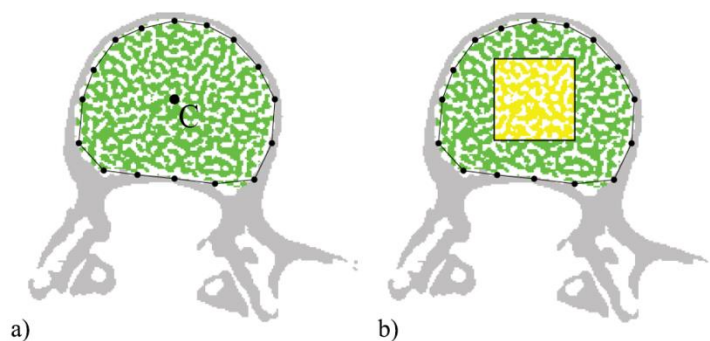
Lai iegūtu precīzākus trabekulārā kaula vidējā blīvuma mērījumus, tiek analizēts tikai trabekulārā kaula mazs reģions, kura izmērs nemainās starp dažādiem attēliem. Tas ir nepieciešams tāpēc, ka automatiskais trabekulārā kaula izdalīšanas algoritms ne vienmēr dod identiskus trabekulārā kaula kontūrus dažādiem attēliem.

Šis reģions tiek veidots, sākumā atrodot trabekulārā kaula centrālo punktu (C) (att. 2.8. a). Šā punkta koordinātes aprēķina kā visu trabekulārā kaula kontūros izvietoto kontrolpunktu koordināšu vidējo vērtību. Tālāk uz šā centrālā punkta tiek izvietots logs — kvadrāts (att. 2.8. b). Šā kvadrāta iekšpusē tālāk tiek mērīts trabekulāra kaula vidējais blīvums.

Trabekulārā kaula vidējais blīvums tiek mērīts kā pikseļu atšķirība, dalot pikseļu skaitu, kas pieder trabekulārām kaulam (attēlā 2.8. b tie ir apzīmēti ar dzelteno krāsu) ar pārējo pikseļu skaitu, kas atrodas apzīmētajā reģionā. Trabekulāra kaula vidējais blīvums (D_{vid}) tiek aprēķināts pēc formulas:

$$D_{vid} = \frac{t}{p}, \quad (2.9.)$$

kur D_{vid} — trabekulārā kaula vidējā blīvuma vērtība;
 t — pikseļu skaits, kas pieder trabekulārajām kaulam;
 p — pārējo pikseļu skaitu, kas atrodas apzīmētajā reģionā.



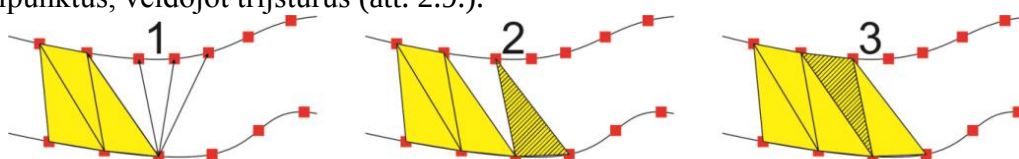
2.8. att. Trabekulāra kaula vidēja blīvuma mērīšana

a) trabekulārā kaula centrālais punkts, b) mērīšanas reģions

2.3.3. Kaulu struktūras vizualizācija

Kaulu struktūras vai jebkura cita medicīnas objekta trīsdimensiju vizualizācija ir nozīmīgs aspekts medicīnas attēlu analīzei un pētījumam. Dažādu medicīnas attēlu analīze un vizualizācija, kas tika iegūta ar datortomogrāfijas vai magnētiskas rezonanses attēlu veidošanas metodēm, ir noderīga medicīniskajiem pētījumiem un klīniskajā praksē. Iespēja vizualizēt medicīnas objekta struktūras orientāciju, pozīciju un izmēru ir ļoti lietderīga zinātniekiem un ārstiem.

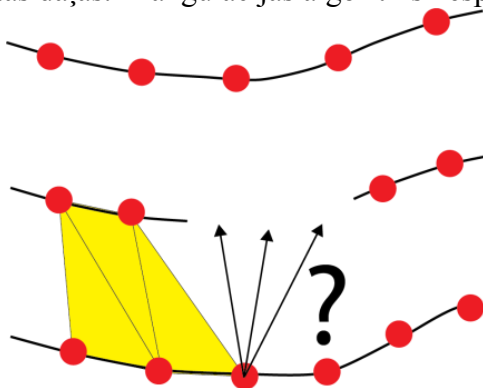
Lai izveidotu medicīnas objekta trīsdimensiju modeli, vispirms ir nepieciešams izpildīt attēla segmentāciju, lai izdalītu interesējošo objektu no medicīnas attēla. Tālāk, lai izveidotu medicīnas objekta trīsdimensiju modeli, var izmantot dažādas metodes. Sākumā kaulu struktūras 3D modeļu izveidei tika mēģināts lietot triangulācijas metodi[28,29,102]. Tomēr triangulācijas algoritma pareizai izpildei ir nepieciešams, lai segmentētais objekts medicīnas attēlos būtu vesels objekts un lai šis objekts katrā attēlā būtu izdalīts ar vienu noslēgtu kontūru. Tad triangulācijas algoritms var izveidot 3D modeļa virsmu, savienojot katra kontūra tuvākus kontrolpunktus, veidojot trijstūrus (att. 2.9.).



2.9. att. Trijstūru veidošana starp diviem kontūriem

Kortikālajiem un trabekulārajiem kauliem ir pietiekami sarežģīta struktūra, kas var saturēt vairākus caurumus un dažādas savā starpā nesaistītas daļas, tāpēc to nevar izdalīt ar vienu noslēgtu kontūru. Šādā gadījumā triangulācijas algoritms nevar izveidot 3D modeļa virsmu. Kad kontūrā rodas caurumi vai segmentētais medicīnas objekts tiek veidots no vairākiem kontūriem vienā medicīnas attēlā, triangulācijas algoritms nevar korekti izvēlēties kontrolpunktus, kovajag savienot (att. 2.10.).

Līdz ar to šajā darbā medicīnas objekta modeļa izveidei tika izmantots maršējošo kubu algoritms. Algoritms ir aprakstīts otrajā nodāļā. Ar maršējošo kubu algoritma palīdzību var izveidot sarežģītas struktūras trīsdimensiju modeli, kas var saturēt vairākus caurumus un dažādas savā starpā nesaistītas daļas. Triangulācijas algoritms nespēj realizēt šīs iespējas[102].



2.10. att. Triangulācijas algoritms nevar izvēlēties kontrolpunktus

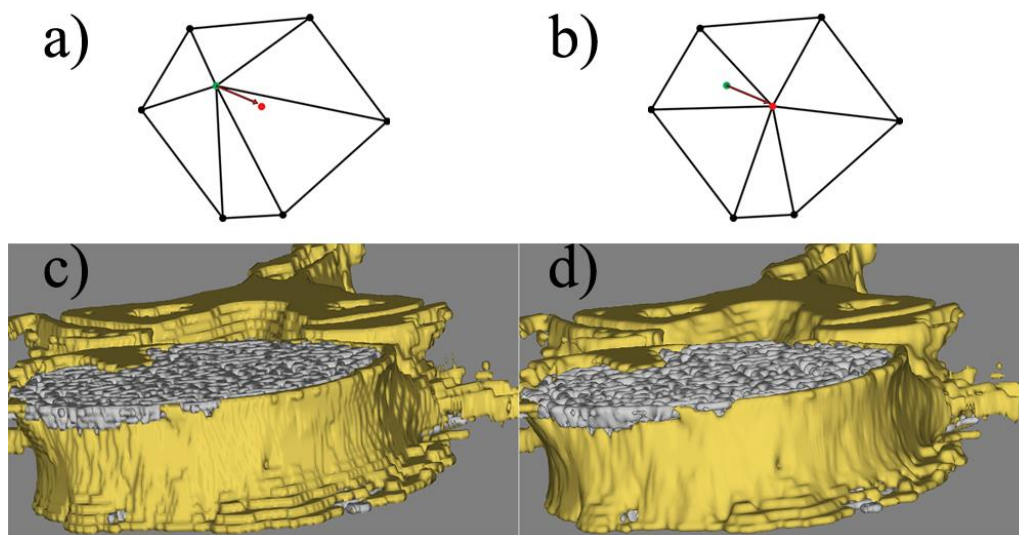
Viens no galvenajām maršējošo kubu algoritma trūkumiem ir tas, ka modelim, kas izveidots, lietojot šo algoritmu, parasti rodas kāpņu efekts starp medicīnas attēlu slāņiem, kā redzams attēla 2.11. c. Tāpēc, lai iegūtu labākas kvalitātes modeli, šajā darbā tiek piedāvāta trīsdimensiju virsmas nogludināšanas metode.

Trīsdimensijas modeļa virsmu aprakstīta ar virsotnēm, kas ir apvienotas trijstūros. Nogludināšanas algoritma galvenā doma ir izmainīt šo virsotņu izvietojumu, lai nogludinātu asas šķautnes, kas var rasties uz robežām starp trijstūriem.

Nogludināšanas algoritmam ir šādi soļi:

1. secīgi tiek apskatītas visas modeļa virsotnes;
2. tiek meklētas visas virsotnes, kas ir saistītas ar pašreizējo virsotni;
3. tiek aprēķinātas jaunas koordinātes pašreizējai virsotnei, kas atrodas vidū starp visām saistītam virsotnēm;
4. tiek izveidota jauna virsotne ar koordinātēm, kas tika aprēķinātas iepriekšējā solī;
5. pirmie četri soļi tiek atkārtoti visām virsotnēm, kamēr katrai virsotnei būs aprēķinātas jaunas koordinātes;
6. izmantojot jaunas virsotnes ar aprēķinātajām koordinātēm, tiek izveidots otrs trīsdimensiju modelis, saglabājot saistības starp virsotnēm.

Nogludināšanas algoritma darbības process vizuāli parādīts attēlos 2.11. a un 2.11. b, attēlos 2.11. c un 2.11. d ir redzams trīsdimensiju modelis, kura virsma tika nogludināta ar piedāvāto metodi. Piedāvātais nogludināšanas algoritms tika publicēts [30].



2.11. att. Nogludināšanas algoritma darbības process un izveidotie modeļi

a) sākotnēja virsotne, kas apzīmēta ar zaļo krāsu, tiek pārvietota uz jauno vietu, kas ir apzīmēta ar sarkano krāsu, b) savienojumi starp virsotnēm saglabājas pēc virsotņu pārvietošanas, c) skriemeļa trīsdimensiju modelis, kas tika izveidots ar maršējošo kuba algoritmu, d) skriemeļa trīsdimensiju modelis ar nogludināto virsmu

2.3.3.1. Kortikāla kaula biezuma vizualizācija

Kortikāla kaula biezuma vizualizācija ļauj atspoguļot kaula biezumu trijās dimensijās, kas var palīdzēt ārstiem novērtēt kaula stāvokli. Lai izveidotu trīsdimensiju modeli, ar kura palīdzību var attēlot kaula biezumu, vispirms ir nepieciešams apstrādāt medicīnas attēlus, lai varētu izveidot izdalīta kortikālā kaula biezuma karti.

Lai izveidotu kaula biezuma karti, vispirms ir nepieciešams lietot distances transformācijas (*distance transform*) funkciju [103] medicīnas attēliem ar izdalīto kortikālo kaulu. Distances transformācijas funkcijas piešķir katram kortikāla kaula pikselim vērtību, kas ir vienāda ar attālumu no apskatāma pikseļa līdz tuvākajam pikselim, kas nepieder kortikālajam kaulam jeb fona pikselim. Distances transformācijas funkcijas darbības vienkāršotais piemērs ir piedāvāts attēlā 2.12.

a)	0	0	0	0	0	0	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	0	0	0	0	0	0

→

b)	0	0	0	0	0	0	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	2	2	2	1	0
	0	1	2	3	2	1	0
	0	1	2	2	2	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	1	1	1	1	1	0
	0	0	0	0	0	0	0

2.12. att. Distances transformācijas funkcijas piemērs

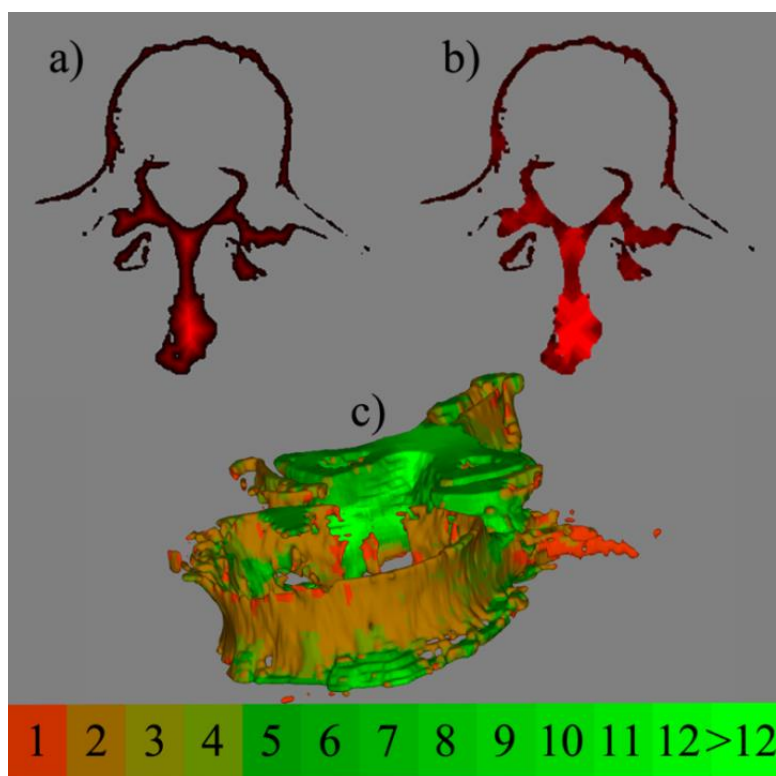
a) ar cipariem tiek atspoguļots medicīnas attēls, kur ar 0 tiek apzīmēti fona pikseļi, ar 1 tiek apzīmēti kortikālā kaula pikseļi, b) distances transformācijas lietošanas rezultāts

Attēlā 2.13.a ir redzams distances transformācijas funkcijas lietošanas rezultāts reālajam kortikālā kaula medicīnas attēlam, kur pikseļa spilgtuma vērtība atspoguļo attālumu no apskatāmā pikseļa līdz fonam (jo lielāka ir spilgtuma vērtība, jo lielāks ir attālums).

Ar distances transformācijas funkciju tiek iegūta distances transformācijas karte, kur katram kortikālā kaula pikselim, kas tika izdalīti saskaņā ar iepriekš aprakstīto metodi (nodaļā 2.3.1.), tiek piešķirtas attāluma vērtības no apskatāmā pikseļa līdz fonam. Šī karte tālāk tika izmantota, lai izveidotu kortikālā kaula biezuma karti. Biezuma kartes veidošanas algoritmam ir šādi soļi:

1. attēls tiek skenēts pa horizontāli, un tiek meklēts kortikālā kaula pikselis, kam nav piešķirta biezumu vērtība, un vismaz viens no blakus esošajiem pikseliem ir fona pikselis. Atrastais pikselis kļūst par apskatāmo;
2. tiek dots meklēšanas rādiuss –1 pikselis, un apkārt apskatāmajam pikselim tiek meklēti pikseļi ar lielāko attāluma vērtību pēc distances transformācijas kartes;
3. meklēšanas rādiuss tiek palielināts par vienu pikseli, un apkārt apskatāmajam pikselim tiek meklēts pikselis ar lielāko attāluma vērtību, kas atrodas uzdota meklēšanas rādiusā;
4. ja iepriekšajā solī tiek atrasts pikselis ar lielāku attāluma vērtību nekā iepriekšējos soļos, 3. solis tiek atkārtots, pretējā gadījumā apskatāmajam pikselim tiek piešķirta biezuma vērtība, kas ir vienāda ar meklēšanas rādiusu;
5. pirmie četri soļi tiek atkārtoti, kamēr katram kortikālā kaula robežpikselim navpiešķirtā biezuma vērtība;
6. attēls tiek skenēts pa horizontāli, tiek meklēts kortikālā kaula pikselis, kuram vismaz vienam kaimiņpikselim ir dotā biezuma vērtība;
7. katram atrastam pikselim tiek piešķirta biezuma vērtība, kas ir vienāda ar blakus esošo pikseļu vidējo biezuma vērtību;
8. 6. un 7. soļi tiek atkārtoti, kamēr katram kortikālā kaula pikselim navpiešķirta biezuma vērtība.

Izveidotas biezuma kartes piemērs ir redzams attēlā 2.13. b. Šī biezuma karte tālāk tika implementēta maršējošo kubu algoritma. Ar šā algoritma palīdzību tika veidots kortikālā kaula trīsdimensiju modelis.



2.13. att. Distances transformācijas un biezuma kartes izmantošanas rezultāti

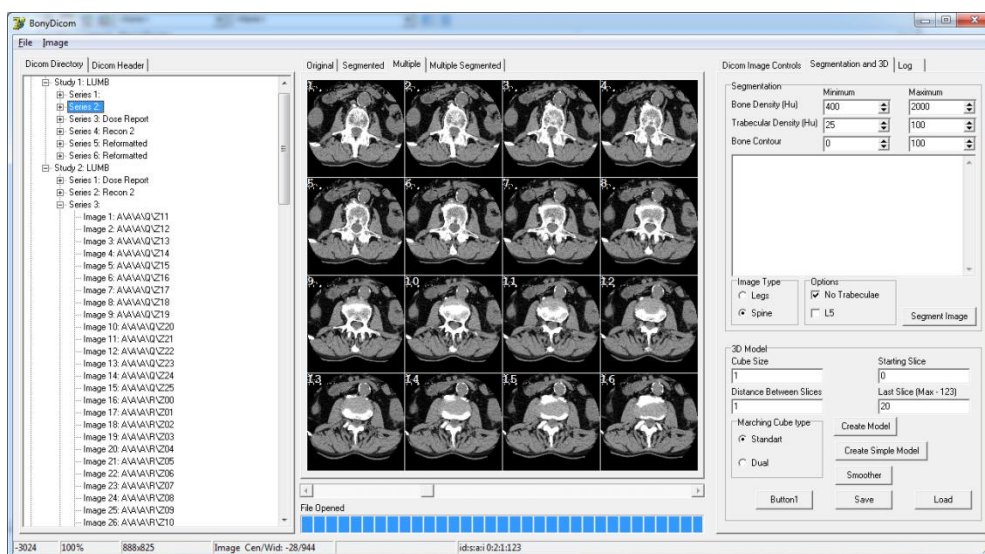
a) kortikālā kaula distances transformācijas kartes izmantošanas rezultāts b) kortikālā kaula biezuma kartes izmantošanas rezultāts c) skriemeļa trīsdimensiju modelis, kur ar dažādām krāsām tiek attēlots kortikālā kaula biezums, apakšā ir attēlota biezumu krāsu skala pikseļos

Veidojot kaulu trīsdimensiju modeli, katrs maršējošais kubs ņēma vērā pikseļu biezumu vērtības, kas atrodas katra kubā. Katram kubam tika piešķirta biezuma vērtība, kas ir vienāda ar visu pikseļu, kas atrodas kubā, vidējo biezumu. Tālāk, kad maršējošiem kubiem

veidojas trīsdimensiju virsma, katram poligonam, kas atrodas kubā, tika piešķirts šā kuba biezums. Vizualizācijas laikā katrs poligons tika attēlots ar dažādām krāsām, kas ir atkarīgas no šā poligona uzstādīta biezuma. Attēla 2.13. c ir redzams skriemeļa trīsdimensiju modelis, kur katrs poligons attēlo biezumu ar dažādām krāsām, attēlā apakšā ir redzama krāsu skala, kas attēlo krāsas atbilstību pikseļu biezumam. Piedāvātais kortikāla kaula biezuma vizualizācijas algoritms publicēts [104].

2.4. Kaulu struktūras radioloģisko attēlu analīzes un vizualizācijas metodes aprobācija

Visas piedāvātās metodes izstrādātas, izmantojot *Delphi* programmēšanas valodu, un apkopotas vienotā medicīnas attēlu apstrādes programmā. Izmantojot izstrādāto kaulu struktūras medicīnas attēlu apstrādes programmu, tika veikti eksperimenti ar piedāvātām metodēm. Izstrādātās medicīnas attēlu apstrādes programmas interfeiss ir redzams attēlā 2.14.



2.14. att. Izstrādātās medicīnas attēlu apstrādes programmas interfeiss

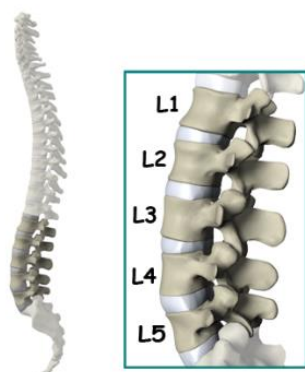
Lai pārbaudītu izstrādāto metožu efektivitāti ar piedāvātām metodēm, darbā tika veikti eksperimenti ar šādām metodēm:

- kaulu struktūras izdalīšana;
- kaulu struktūras izmaiņu novērošana;
- kaulu struktūras vizualizēšana.

2.4.1. Ievaddati

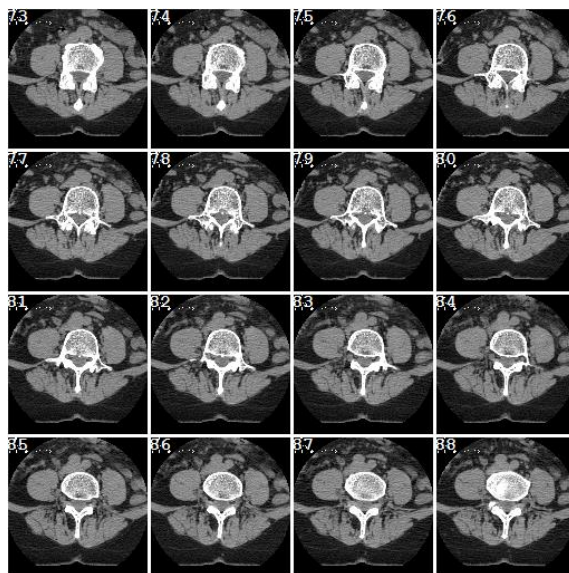
Eksperimentos izmantojamie ievaddati ir reālu pacientu mugurkaulu medicīnas attēli *DICOM* formātā, kas iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību (ar medicīnas attēliem nodrošināja Rīgas Stradiņa universitātes asoc. prof. Dr. med. A. Platkājis). Medicīnas attēli, kas iegūti ar datortomogrāfijas vai magnētiskās rezonanses palīdzību, attēlo cilvēka kaulu struktūru pa slāņiem. Atkarībā no slāņa (medicīnas attēla) biezuma un medicīnas izmeklējuma mērķa viena pacienta datortomogrāfijas rezultāti var saturēt vairākus simptomus attēlu. Šā darba eksperimentos tika izmantoti cilvēka mugurkaula medicīnas attēli. Tipiskā mugurkaula medicīnas attēlu kopa var saturēt no 50 līdz 150 medicīnas attēliem.

Kaulu struktūras analīzei radioloģijā parasti pievērš uzmanību tieši ceturtajam (L4) un piektajam (L5) jostas skriemelim (att. 2.15.). Līdz ar to lielākā daļa eksperimentu tika veikta tieši ar vienu no tiem, t. i., ceturto (L4) jostas skriemeli. Katram pacientam L4 skriemelis tiek atspoguļots no deviņiem (minimāli) līdz 15 (maksimāli) medicīnas attēliem.



2.15. att. Cilvēka mugurkauls un jostas skriemeļi

Promocijas darba izstrādes laikā tika izmantoti 35 pacientu medicīnas attēli. Vienā eksperimentā tika izmantoti piecpadsmit pacientu divas atsevišķas medicīnas attēlu kopas, kas tika uzņemtas dažādos laika periodos. Attēlā 2.16. ir redzami viena pacienta ceturtā jostas skriemeļa medicīnas attēli, kas attēlo skriemeļa kaulu struktūru pa slāņiem. Medicīnas attēli tika iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību un saglabāti *DICOM* formātā.



2.16. att. Viena pacienta ceturtā jostas (L4) skriemeļa medicīnas attēli, kas atspoguļo skriemeļa kaulu struktūru pa slāņiem

2.4.2. Eksperimentālā daļa

Ar visiem šajā darbā piedāvātajiem algoritmiem tika veikti vairāki eksperimenti. Svarīgi bija pārbaudīt, vai šie algoritmi spēj izdalīt kaulu struktūru medicīnas attēlos, kā arī — vai šos algoritmus var izmantot, lai novērtētu kaulu struktūras izmaiņas. Vēl bija jāpārbauda, vai piedāvātie algoritmi spēj izveidot un parādīt kaulu struktūras 3D modeļus. Līdz ar to eksperimentālajā daļā ir trīs atsevišķi uzdevumu bloki.

1. Pārbaudīt, vai piedāvātie algoritmi spēj izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu mugurkaula medicīnas attēlos un vai tie spēj izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un trabekulārā kaula vidējo blīvumu. Novērtēt iespēju izmantojot piedāvātos algoritmus, klasificēt veselus pacientus un pacientus ar osteoporozi pēc viņu kaulu struktūras mērījumiem.
2. Pārbaudīt, vai ar piedāvāto algoritmu palīdzību var novērot izmaiņas kaulu struktūrā pacientiem ar osteoporozi. Novērtēt iespēju izmantot piedāvātos algoritmus, lai novērtētu osteoporozes ārstēšanas efektivitāti pēc izmaiņām kaulu struktūrā pēc noteikta laika perioda.

3. Pārbaudīt, vai piedāvātie algoritmi spēj izveidot un vizualizēt mugurkaula un atsevišķa skriemeļa (atsevišķi kortikālā un trabekulārā kaula) 3D modeli. Salīdzināt rezultātus ar eksistējošo medicīnas attēlu apstrādes sistēmu *3D-Doctor*.

2.4.2.1. Kortikālā un trabekulārā kaula struktūras izdalīšana

Kaulu struktūras izdalīšanas algoritms ir nepieciešams, lai varētu izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu mugurkaula medicīnas attēlos. Piedāvātā algoritma efektivitāte tika pārbaudīta, izmantojot mugurkaula medicīnas attēlu kopas divām pacientu grupām. Pirmo grupu veidoja astoņi praktiski veseli pacienti vecumā no 18 līdz 26 gadiem, otru grupu — seši pacienti ar osteoporozi vecumā no 55 līdz 86 gadiem. Abām grupām tika mērīts kortikālā un trabekulārā kaula vidējais blīvums ar mērķi pārbaudīt, vai, lietojot piedāvāto algoritmu, pēc mērījumu datiem var atšķirt praktiski veselus pacientus no pacientiem ar osteoporozi.

Ievaddati. Eksperimentos tiek izmantoti astoņi praktiski veseli pacienti un seši pacienti ar osteoporozi L4 skriemeļa *DICOM* formātā saglabātie medicīnas attēli (kopā 187 attēli). Slāņu skaits (attēlu skaits) katram pacientam tika izvēlēts no deviņi līdz 15 (atkarībā no skriemeļa izmēriem).

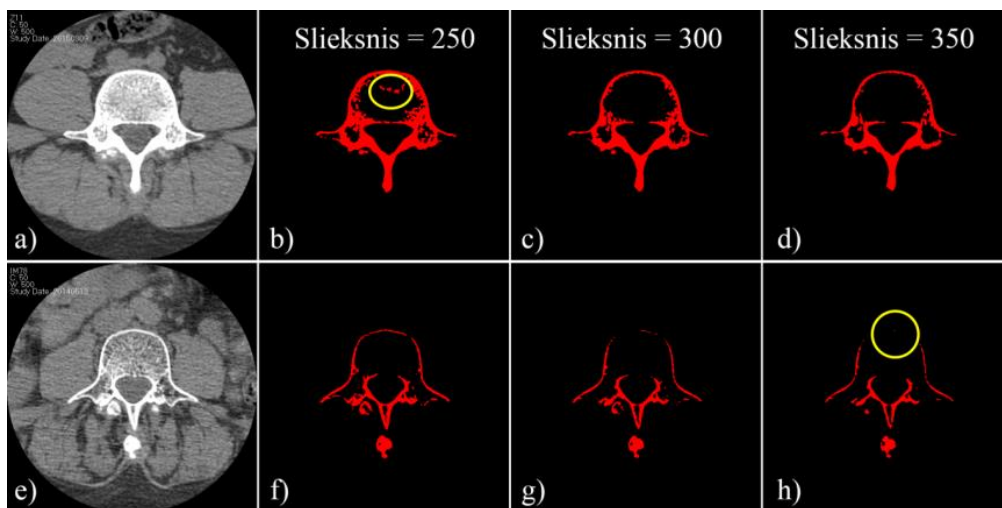
Uzdevumi

1. Izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu medicīnas attēlos.
2. Izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un trabekulārā kaula vidējo blīvumu.
3. Salīdzināt iegūtos rezultātus divām pacientu grupām, lai noteiktu, vai pacientus var atšķirt pēc viņu kaulu struktūras mērījumu rezultātiem.

Piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms tika izmantots, lai izmērītu L4 skriemeļa kortikālā kaula un trabekulārā kaula vidējo biezumu un vidējo blīvumu. Pirms kaulu struktūras izdalīšanas ir nepieciešams izvēlēties kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtību. Šī sliekšņa vērtība tiek izmantota kaulu struktūras izdalīšanas algoritma pirmajā solī, lai atrastu medicīnas attēlā tos pikselus, kas attēlo kortikālo kaulu. Kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtība ir vienīgais parametrs, kodefīnēlietotājs. Tomēr tas ne vienmēr ir nepieciešams, jo parasti tiek pieņemts, ka praktiski veseliem cilvēkiem kortikālā kaula blīvums ir lielāks par 400 Hu. Cilvēkiem, kas slimo ar osteoporozi, kortikālā kaula blīvums ir ievērojami mazāks nekā veseliem. Līdz ar to, ja izvēlēta sliekšņvērtība būs pārāk liela, piedāvātais algoritms nevarēs izdalīt kortikālo kaulu pacientiem, kas slimo ar osteoporozi. Tāpēc, lai varētu salīdzinātu abas pacientu grupas, ir nepieciešams atrast tādu kortikālā kaula sliekšņa vērtību, kas derētu abām pacientu grupām.

Lai izvēlētos kortikālā kaula blīvuma sliekšni, kas derētu abām pacientu grupām, piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms tika izmēģināts, izmantojot vairākus abu grupu medicīnas attēlus ar dažādām sliekšņa vērtībām. Tika salīdzinātas izdalītās kaulu struktūras veseliem pacientiem un pacientiem, kas slimo ar osteoporozi. Kortikālā kaula struktūras izdalīšanas dažādu sliekšņa vērtību lietošanas piemēri ir redzami attēlā 2.17.

Tika veikti eksperimenti ar vairākām sliekšņa vērtībām: sākot no 250 Hu līdz 350 Hu. Veseliem pacientiem kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtība, kas vienāda ar 250 Hu, ir pārāk maza, jo, lietojot šādu sliekšņa vērtību, tiek neprecīzi izdalīti reģioni kortikālajā kaulā, kas nevar piederēt kortikālajam kaulam. Attēlā 2.17. b šādi reģioni ir apzīmēti ar dzelteno apli. Labākais rezultāts veseliem pacientiem bija, lietojot sliekšņa vērtību, kas ir vienāda ar 350 Hu. Pacientiem, kas slimo ar osteoporozi, sliekšņa vērtība, kas ir vienāda ar 350 Hu, ir pārāk liela, jo, lietojot šādu sliekšņa vērtību, kortikālā kaula reģioni tiek izdalīti ar pārāk lieliem caurumiem, augšējā daļa kortikālajam kaulam gandrīz pilnīgi pazuda. Attēlā 2.17. h tas ir apzīmēts ar dzelteno apli. Labākais rezultāts pacientiem ar osteoporozi bija, lietojot sliekšņa vērtību, kas ir vienāda ar 250 Hu. Tomēr, kā jau bija iepriekš teikts, šāda sliekšņa vērtība neder veseliem pacientiem. Tāpēc var secināt, ka vienīgā sliekšņa vērtība, ar kuru var pietiekami labi izdalīt kortikālo kaulu abās pacientu grupās, ir 300 Hu.



2.17. att. Kortikāla kaula izdalīšanas piemēri, lietojot dažādas sliekšņa vērtības

Augšējā rindā ir veselu pacientu medicīnas attēli.

Apakšējā rindā ir osteoporozes pacientu medicīnas attēli

Apskatot eksperimentu rezultātus, var secināt ka, lietojot izvēlēto kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtību, piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms sekmīgi spēja izdalīt L4 skriemeļa kortikālo un trabekulāro kaulu divām pacientu grupām: veseliem pacientiem un pacientiem, kas slimo ar osteoporozi.

Izmantojot piedāvātos kaulu struktūras analīzes algoritmus, uz izdalītās kaulu struktūras tika mērīts kortikāla kaula biezums un trabekulāra kaula blīvums. Nākamajā solī katram pacientam tika aprēķinātas visu viņa L4 skriemeļa attēlu vidējais kaulu biezuma (T_{vid}) un blīvuma (D_{vid}) vērtības.

$$T_{vid} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n t_i, \quad (2.10.)$$

kur T_{vid} — vidējais kortikāla kaulu biezums, pikseli;
 t_i — kortikāla kaulu biezuma mērījums vienā medicīnas attēlā, pikseli;
 n — viena L4 skriemeļa medicīnas attēlu skaits;

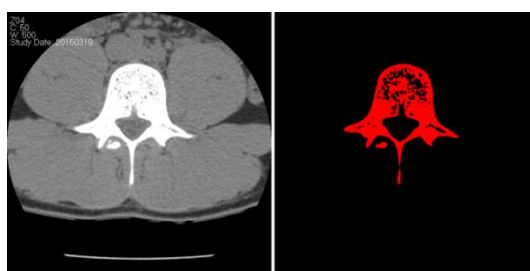
$$D_{vid} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i, \quad (2.11.)$$

kur D_{vid} — vidējais trabekulāra kaulu blīvums, attiecība;
 d_i — trabekulāra kaulu blīvuma mērījums vienā medicīnas attēlā, attiecība;
 n — viena L4 skriemeļa medicīnas attēlu skaits.

2.1. tabulā attēloti kortikālā kaula vidējā biezuma un trabekulārā kaula vidējā blīvuma mērījumi astoņiem veseliem pacientiem. Piedāvātie kaulu struktūras izdalīšanas un analīzes algoritmi spēja sekmīgi izdalīt kaulu struktūru un izmērīt kortikālā kaula biezumu un trabekulārā kaula blīvumu gandrīz visos veselu pacientu medicīnas attēlos. Vienīgais izņēmums, kur piedāvātie algoritmi nespēja sekmīgi izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu, ir septītā pacienta medicīnas attēli — pacienta kaula blīvums bija ļoti liels, bet izvēlēta kortikāla kaula blīvuma sliekšņa vērtība bija pārāk maza. Piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms nepareizi izdalīja reģionus, kas nevar piederēt kortikālajam kaulam, tas ir redzams attēlā 2.18. Šo reģionu blīvuma vērtība bija lielāka par izvēlēto kortikāla kaula blīvuma sliekšņa vērtību.

Kaulu struktūras mērījumi veseliem pacientiem

Pacienta numurs	Vecums (gadi)	Kortikālā kaula vidējais biezums (pikseļos)	Trabekulārā kaula vidējais blīvums (attiecība)
1	25	4,333	1,763
2	26	7,566	1,733
3	18	4,252	1,832
4	19	9,059	1,696
5	22	7,344	1,406
6	21	14,684	1,226
7	24	30,572	1,889
8	23	6,172	2,082
Vidējais		7,630	1,677



2.18. att. Septītā pacienta medicīnas attēla un izdalīta kortikāla kaula piemērs

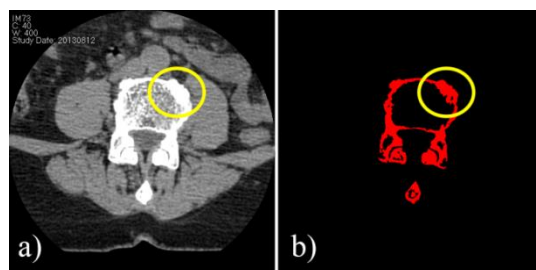
Attēlā ir redzams, ka šāpacienta gadījumā piedāvātā kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtība ir pārāk maza

Tika nolemts izslēgt septītā pacienta mērījumus no vidējo mērījumu aprēķiniem. Jo, lai varētu pareizi izdalīt kaulu struktūru septītajam pacientam, nepieciešams palielināt kortikālā kaula blīvuma sliekšņa vērtību, bet tad būtu grūtāk izdalīt kaulu struktūru pacientiem, kas slimo ar osteoporozi un kurukaulu blīvums ir mazs.

Tabulā 2.2. tiek attēloti kortikāla un trabekulāra kaula vidējā biezuma vidējā blīvuma mērījumi sešiem pacientiem, kas slimo ar osteoporozi. Visiem pacientiem mērījuma rezultāti ir pietiekami līdzīgi, vienīgais izņēmums ir pirmais pacients. Viņa kortikālā kaula biezuma mērījumi ir ievērojami lielāki nekā citiem pacientiem, jo šim pacientam kortikālajā kaulā ir izveidojies audzējs (att. 2.19.). Pēc eksperimenta rezultātiem var secināt, ka piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms sekmīgi spēj izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu gan veseliem, gan pacientiem, kas slimo ar osteoporozi.

Kaulu struktūras mērījumi pacientiem ar osteoporozi

Pacienta numurs	Vecums (gadi)	Kortikālā kaula vidējais biezums (pikseļos)	Trabekulārā kaula vidējais blīvums (attiecība)
1	56	5,306	1,610
2	55	1,936	1,455
3	79	2,431	1,764
4	83	1,317	1,618
5	75	1,474	1,339
6	56	2,460	1,837
Vidējais		2,487	1,604



2.19. att. Pirmā pacienta audzējs skriemeļa kortikālajā kaulā

a) sākotnējais medicīnas attēls, b) medicīnas attēls ar izdalīto kortikālo kaulu (audzējs ir apzīmēts ar dzelteno apli)

Salīdzinot tabulu 2.1. un 2.2. rezultātus, ir redzams, ka kortikālā kaula vidējā biezuma mērījumi praktiski veseliem pacientiem ir ievērojami lielāki (gandrīz četras reizes) nekā pacientiem, kas slimo ar osteoporozi, savukārt trabekulāra kaula vidējā blīvuma mērījumi ir aptuveni vienādi. Tādēļ eksperimenta rezultāti apstiprina, ka, izmantojot piedāvātos kaulu struktūras analīzes algoritmus, var atšķirt veselus pacientus no pacientiem ar osteoporozi pēc viņu kortikālā kaula biezuma mērījumiem.

2.4.2.2. Kaulu struktūras izmaiņu novērošanas analīze

Kaulu struktūras izmaiņu novērošanas analīzei tika izmantoti 15 pacientu, kas slimo ar osteoporozi, mugurkaulu medicīnas attēli. Katram pacientam tika izveidotas divas medicīnas attēlu kopas, kur minimālais laika periods starp medicīnas attēlu kopu izveidošanas datumiem ir seši mēneši. Izmantojot piedāvātās metodes, tika mērītas izmaiņas ceturtajā jostas skriemelī (L4). Jostas skriemeļi ir lielākie skriemeļi mugurkaulā, kur kaulu struktūras izmaiņas ir vairāk redzamas, tāpēc kaulu struktūras analīzei radioloģijā parasti pievērš uzmanību tieši ceturtajam un piektajam jostas skriemelim (katram pacientam ceturtais jostas skriemelis tiek atspoguļots 9–15 medicīnas attēlos). Šādi mērījumi būs lietderīgi, ārstējot pacientus ar osteoporozi, kur pēc izmaiņām kaulu struktūrā var novērtēt ārstēšanas plāna efektivitāti.

Ievaddati. 15 pacientu L4 skriemeļa DICOM formātā saglabātas divas medicīnas attēlu kopas (kopā ir 388 attēli).

Uzdevums

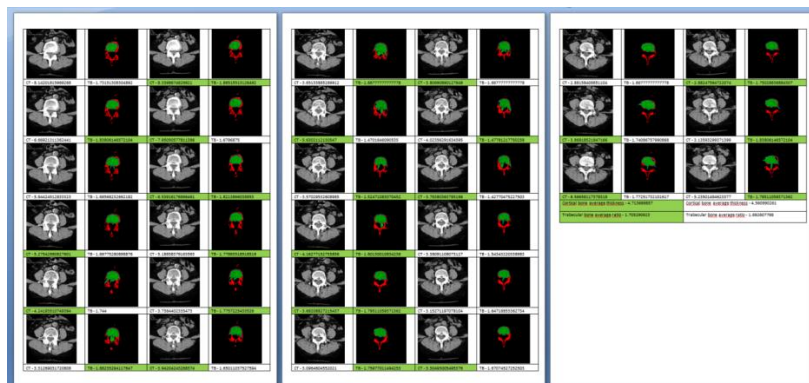
1. Izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu medicīnas attēlos.
2. Izmērīt kortikāla kaula vidējo biezumu un trabekulāra kaula vidējo blīvumu.
3. Salīdzināt rezultātus divām medicīnas attēlu kopām, lai noteiktu, vai piedāvātie algoritmi spēj novērtēt kaulu struktūras izmaiņu dinamiku.

Izmantojot piedāvātās metodes, katram L4 skriemeļa medicīnas attēlam tika izdalīta kaulu struktūra un tika mērīti kortikālā kaula vidējais biezums un trabekulārā kaula vidējais blīvums. Tālāk katrai medicīnas attēlu kopai tika aprēķinātas vidējās mērījumu vērtības. Salīdzinot mērījumus medicīnas attēlu kopām, tika novērotas izmaiņas kaulu struktūrā. Izdalīto kortikālā un trabekulārā kaulu attēli un mērījumu rezultāti katram pacientam tika saglabāti savā tabulā atsevišķajā dokumentā. Šāda dokumenta piemērs ir redzams attēlā 2.20. Šajā piemērā dokumentam ir trīs lapām.

Katrā mērījumu rezultātu dokumentā ir tabula ar četrām kolonām.

1. Pirmajā kolonā ir neapstrādātie L4 skriemeļa medicīnas attēli (eksperimenta sākuma punkts).
2. Otrajā kolonā ir apstrādātie medicīnas attēli ar izdalīto kortikālo un trabekulāro kaulu (eksperimenta sākuma punkts).
3. Trešajā kolonā ir sākotnēji neapstrādāti L4 skriemeļa medicīnas attēli, kas uzņemti vismaz pēc sešiem mēnešiem.
4. Ceturtajā kolonā ir apstrādāti medicīnas attēli ar izdalīto kortikālo un trabekulāro kaulu, kas uzņemti vismaz pēc sešiem mēnešiem.

Zem attēliem tiek ievietoti atbilstoši kortikālā kaula biezuma un trabekulārā kaula blīvuma mērījumu rezultāti. Dokumenta beigas tiek aprēķinātas visas attēlu vidējās mērījumu vērtības, lietojot formulas (2.10.) un (2.11.).



2.20. att. Viena pacienta kaulu struktūras izmaiņu novērošanas rezultātu tabulas dokumenta piemērs (trīslapas)

Visi pacientu mērījumu rezultāti tika apvienoti tabulās 2.3. un 2.4., kur mērījumu datumi un rezultāti pirms izmaiņām kaulu struktūrā ir apzīmēti ar I, un mērījumu datumi un rezultāti pēc laika izmaiņām (vismaz pēc sešiem mēnešiem) — ar II. tabulās attēlots arī laika posms starp mērījumiem un atšķirība starp mērījumiem (procentos).

Tabulā 2.3. tiek attēloti kortikālā kaula vidējo biezumu mērījumu rezultāti. Piedāvātais algoritms spēja sekmīgi izdalīt kortikālo kaulu visos pacientu medicīnas attēlos un izmērīt kortikālā kaula biezumu.

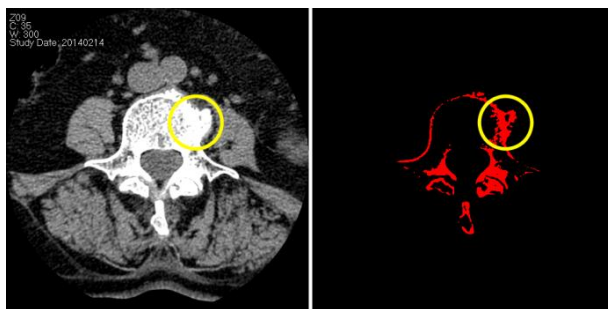
2.3. tabula

Kortikālā kaula vidējā biezuma mērījumi

Pacienta numurs	Medicīnas attēlu veidošanas laiki			Kortikālā kaula vidējais biezums (pikseļos)		
	I	II	Laika posms (Mēnešos)	I	II	Atšķirība (Procentos)
1	23.09.2013	18.03.2014	6	4,714	4,561	-3,239
2	15.01.2013	04.12.2013	11	3,330	3,020	-9,309
3	16.08.2012	06.08.2013	12	2,185	2,076	-5,005
4	26.02.2013	10.03.2014	13	5,756	5,106	-11,296
5	12.10.2011	02.09.2013	23	5,542	5,407	-2,442
6	14.02.2012	21.03.2014	25	2,577	2,394	-7,092
7	25.01.2012	14.02.2014	25	5,647	5,391	-4,530
8	18.07.2011	07.03.2014	32	4,585	3,969	-13,435
9	03.03.2011	14.02.2014	35	2,473	3,687	+32,936
10	22.03.2011	27.02.2014	35	4,109	3,750	-8,722
11	11.03.2010	29.07.2013	40	6,460	6,397	-0,978
12	12.04.2010	17.02.2014	46	4,255	3,938	-7,447
13	12.11.2008	18.07.2013	56	4,069	3,223	-20,803
14	16.02.2009	02.04.2014	62	4,674	4,545	-2,768
15	13.01.2009	29.08.2014	67	3,633	2,876	-20,833

Kā redzams tabulā 2.3., gandrīz visi kortikālā kaula vidējā biezuma mērījumi pēc laika posma samazinājās. Vienīgais izņēmums ir devītajam pacientam, jo viņam pēc noteikta laika

kortikālajā kaulā izveidojās audzējs, kas ir redzams attēlā 2.21. (audzējs ir apzīmēts ar dzeltenu apli), tas ietekmēja kortikālā kaula vidējā biezuma mērījumu.



2.21. att. Pacients ar audzēju skriemeļa kortikālajā kaulā (audzējs ir apzīmēts ar dzeltenu apli)

Kā redzams tabulā 2.4., gandrīz visi trabekulārā kaula vidējā blīvumamērījumi pēc laika posma samazinājās. Pēc rezultātiem ir redzams, ka kaulu struktūras mērījumi ar laiku vienmēr pazeminās, kas atbilst realitātei. Tas ir saistīts ar to, ka kaulu struktūra pacientiem ar osteoporozi ar laiku tikai pasliktinās, un eksistējošās ārstēšanas procedūras spēj vien palēnināt šo procesu.

2.4. tabula

Trabekulārā kaula vidējā blīvuma mērījumi

Pacienta numurs	Medicīnas attēlu veidošanas laiki			Trabekulārā kaula vidējais blīvums (attiecība)		
	I	II	Laika posms (Mēnešos)	I	II	Atšķirība (Procentos)
1	23.09.2013	18.03.2014	6	1,705	1,693	-0,744
2	15.01.2013	04.12.2013	11	1,618	1,608	-0,635
3	16.08.2012	06.08.2013	12	1,363	1,270	-6,798
4	26.02.2013	10.03.2014	13	1,803	1,627	-9,722
5	12.10.2011	02.09.2013	23	1,913	1,035	-45,891
6	14.02.2012	21.03.2014	25	1,930	1,783	-7,591
7	25.01.2012	14.02.2014	25	1,757	1,480	-15,722
8	18.07.2011	07.03.2014	32	1,732	1,638	-5,416
9	03.03.2011	14.02.2014	35	1,863	1,564	-16,057
10	22.03.2011	27.02.2014	35	1,693	1,532	-9,504
11	11.03.2010	29.07.2013	40	1,694	1,297	-23,436
12	12.04.2010	17.02.2014	46	2,194	1,678	-23,535
13	12.11.2008	18.07.2013	56	3,061	1,620	-47,079
14	16.02.2009	02.04.2014	62	2,301	1,744	-24,219
15	13.01.2009	29.08.2014	67	2,453	1,624	-33,788

Eksperimenta rezultāti liecina, ka piedāvātie kaulu struktūras mērīšanas algoritmi sekmīgi spēj izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un trabekulāra kaula vidējo blīvumu. Ar piedāvāto algoritmu palīdzību var sekmīgi novērot izmaiņu dinamiku kortikālajā un trabekulārajā kaulā. Iegūtie rezultāti varētu būt lietderīgi, ārstējot osteoporozi, lai noteiktu ārstēšanas plāna efektivitāti.

2.4.2.3. Kaulu struktūras vizualizēšana

Kaulu struktūras vizualizēšanu var izmantot, lai atvieglotu diagnosticēšanas un ķirurģiskas iejaukšanās plānošanas uzdevumu, kur medicīnas attēlu informācija tiek vizualizēta trīs dimensijās, veidojot medicīnas objekta trīsdimensiju modeli.

Piedāvātais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas un vizualizēšanas algoritms tika testēts, izmantojot vairāku pacientu medicīnas attēlus. Tika pārbaudīts, kā maršējošo kubu izmērs ietekmē 3D modeļa virsmas kvalitāti. Piedāvātais algoritms tika salīdzināts arī ar eksistējošo medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas sistēmu *3D-Doctor* [33].

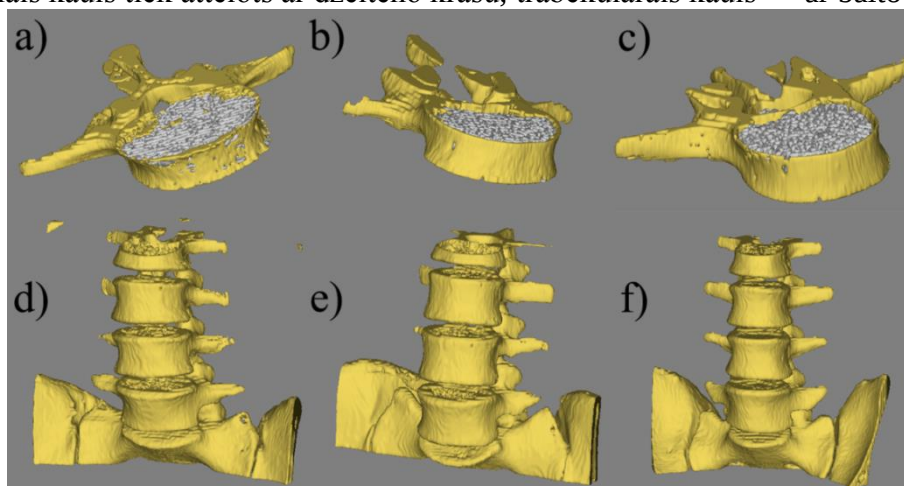
3D modeļa veidošana un vizualizēšana

Piedāvātais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas algoritms tika testēts uz vairāku pacientu medicīnas attēliem, lai pārbaudītu, vai šis algoritms spēj izveidot un vizualizēt viena atsevišķa skriemeļa 3D modeļus un jostas mugurkaula 3D modeļus dažādiem pacientiem.

Ievaddati. Trīs pacientu L4 skriemeļa medicīnas attēli (kopā ir 27 attēli) un jostas mugurkaula medicīnas attēlu kopas (kopā ir 336 attēli).

Uzdevums. Izveidot no dažādu pacientu *DICOM* formātā saglabātiem 2D medicīnas attēliem atsevišķa skriemeļa un jostas mugurkaula 3D modeļus.

Rezultātā sekmīgi tika veidoti seši 3D modeļi: trīs L4 skriemeļa modeļi (att. 2.22. a, 2.22. b, 2.22. c) un trīs jostas mugurkaula modeļi (att. 2.22. d, 2.22. e, 2.22. f). Veidojot L4 skriemeļa 3D modeļus, kortikālais un trabekulārais kauls tika izveidoti kā atsevišķi objekti, kur kortikālais kauls tiek attēlots ar dzeltenu krāsu, trabekulārais kauls — ar balto krasu.



2.22. att. Izveidotie kaulu struktūras 3D modeļi

a), b), c) skriemeļa 3D modeļi, d), e), f) jostas mugurkaula 3D modeļi

Pēc 3D modeļa veidošanas un vizualizēšanas eksperimenta rezultātiem var secināt, ka piedāvātais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas algoritms sekmīgi spēj izveidot gan viena atsevišķa skriemeļa 3D modeli, gan vesela jostas mugurkaula 3D modeli.

3D modeļa virsmas kvalitāte

Izstrādātais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas un vizualizēšanas algoritms tika izmantots, lai izveidotu viena pacienta L4 skriemeļa un jostas mugurkaula 3D modeļus. Tika lietoti dažādi maršējošo kubu izmēri, lai pārbaudītu, kā maršējošo kubu izmērs var ietekmēt 3D modeļa veidošanas laiku un virsmas kvalitāti.

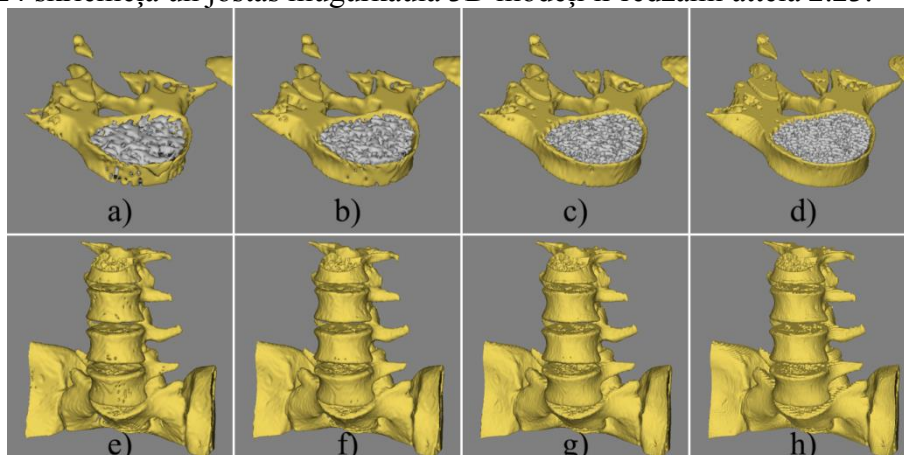
Ievaddati. Viena pacienta L4 skriemeļa medicīnas attēli (kopā ir 12 attēli) un jostas mugurkaula medicīnas attēlu kopa (kopā ir 128 attēli).

Uzdevums. Izveidot no *DICOM* formātā saglabātiem 2D medicīnas attēliem 3D modeļus, izmantojot dažādus maršējošo kubu izmērus, un salīdzināt izveidotās 3D virsmas.

Izstrādātais algoritms veido 3D modeļa virsmu, sadalot medicīnas attēlus vairākos kubos, kur katrā kubā tiek interpolēta medicīnas objekta 3D virsma. Maršējošo kubu izmērs

nosaka, cik kubostiek sadalīts medicīnas attēls. Samazinot maršējošo kubu izmēru, izveidotais 3D modelis precīzāk attēlo medicīnas objekta virsmu, tomēr, samazinot kuba izmēru, palielinās 3D modeļa veidošanas laiks. Tas ir saistīts ar to, ka izveidotajā 3D modelī palielināsies virsotņu un poligonu skaits.

Tika apskatīti četri maršējošo kubu izmēri: 4, 3, 2 un 1 pikselis. Rezultātā tika izveidoti astoņi modeļi: četri skriemeļa modeļi un četri jostas mugurkaula modeļi. Tabulās 2.5. un 2.6. ir atspoguļoti izveidoto 3D modeļu virsotņu un poligonu skaits, kā arī 3D modeļu veidošanas laiks. Izveidotie L4 skriemeļa un jostas mugurkaula 3D modeļi ir redzami attēlā 2.23.



2.23. att. Izveidoti L4 skriemeļa un jostas mugurkaula 3D modeļi

3D modeļi tika veidoti, izmantojot piedāvātu metodiar dažādiem maršējošā kuba izmēriem: a) un e) 4 pikseli, b) un f) 3 pikseli, c) un g) 2 pikseli, d) un h) 1 pikselis

2.5. tabula

3D modeļu veidošanas eksperimenta rezultāti L4 skriemelim (12 attēli)

Maršējošo kubu izmērs (pikseļos)	Kortikālais kauls		Trabekulārais kauls		3D modeļu veidošanas laiks (sekundēs)
	Virsoņu skaits	Poligonu skaits	Virsoņu skaits	Poligonu skaits	
4	12823	25637	11811	18115	2.431
3	19584	39079	18222	32603	2.984
2	36112	72103	33537	62095	4.852
1	111161	222241	100164	170435	22.178

Kā rāda 2.5. tabulas dati, 3D modeļu veidošanas laiks, lietojot maršējošo kubu izmēru, kas ir vienāds ar 3 un 4 pikseļiem, gandrīz neatšķiras un, salīdzinot ar pārējiem 3D modeļiem, bija visātrākais (mazāk par trim sekundēm). Salīdzinot šo 3D modeļu virsmu (att. 2.23. a un 2.23. b) ar 3D modeļiem ar mazāko maršējošo kubu izmēru (att. 2.23. c un 2.23. d), ir redzams, ka izveidotā 3D modeļa virsma neprecīzi attēlo medicīnas objektu, jo tur izveidojās caurumi, kas nav redzami uz 3D modeļa ar vismazāko iespējamo maršējošo kubu izmēru — 1 pikselis, (att. 2.23. d). Atšķirības starp 3D modeļiem, kas tika veidoti ar maršējošo kubu izmēriem, kas vienādi ar diviem un vienu pikseli, bija minimālas (att. 2.23. c un 2.23. d), bet 3D modeļu veidošanas laiks ļoti atšķiras. 3D modelis, kas tika veidots, izmantojot maršējošā kuba izmēru, kas ir vienāds ar 2 pikseļiem, tika veidots četras reizes ātrāk nekā 3D modelis ar maršējošā kuba izmēru, kas ir vienāds ar vienu pikseli. Tāpēc var secināt, ka vislabāk veidot skriemeļa 3D modeļus, izmantojot maršējošo kubu ar izmēru, kas ir vienāds ar diviem pikseļiem. Tomēr būtu pareizāk lietot izmēru, kas ir vienāds ar 1 pikseli, jo medicīnā precizitāte ir ļoti svarīga, kaut arī laika patēriņš ir lielāks.

Kā rāda 2.6. tabulas dati, jostas mugurkaula 3D modeļa veidošanas laiki ļoti atšķiras visiem maršējošo kubu izmēriem. Skatoties uz izveidotiem 3D modeļiem (att. 2.23.), var redzēt jostas mugurkaula 3D modeļu virsmas, kas tiek veidotas, lietojot maršējošo kubu izmērus,

vienādus ar 3 un 4 pikseļiem (att. 2.23. e un 2.23. f), neprecīzi attēlo medicīnas objektu, tāpat kā L4 skriemeļa 3D modeļu gadījumā, tur rodas caurumi, kas nav redzami uz 3D modeļa ar vismazāko iespējamo maršējošo kubu izmēru — 1 pikselis (att. 2.23. h). Jostas mugurkaula 3D modelim (att. 2.23. h), kas tika veidots, lietojot vismazāko maršējošo kubu izmēru, kas ir vienāds ar 1 pikseli un visprecīzāk (no izveidotiem modeļiem) attēlo medicīnas attēla informāciju, salīdzinot ar pārējiem 3D modeļiem, bija visilgākais veidošanas laiks — gandrīz 10 minūtes. Tāpēc var secināt, ka jostas mugurkaula gadījumā labāk lietot maršējošo kubu ar izmēru, kas ir vienāds ar 2 pikseļiem, jo, salīdzinot ar 3D modeli, kas precīzāk attēlo medicīnas attēla informāciju, veidošanas laiks ir ievērojami mazāks (161 sekundes), un atšķirības starp izveidotām 3D virsmām ir minimālas (att. 2.23. g un 2.23. h).

2.6. tabula

3D modeļu veidošanas eksperimenta rezultāti jostas mugurkaula attēlu kopai (128 attēli)

Maršējošo kubu izmērs (pikseļos)	Kortikālais kauls		Modeļu veidošanas laiks (sekundēs)
	Virsoņu skaits	Poligonu skaits	
4	160143	318191	75,538
3	243918	485009	96,773
2	442806	883453	161,005
1	1291863	2583131	595,841

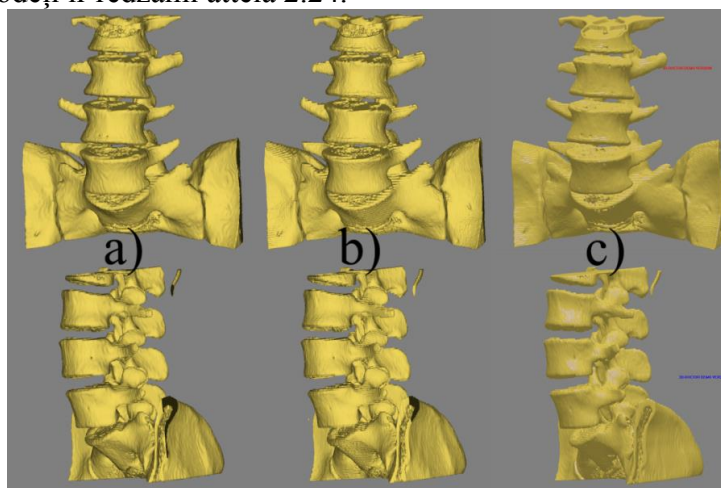
Rezultātu salīdzināšana ar citām metodēm

Piedāvātais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas un vizualizēšanas algoritms tika salīdzināts ar eksistējošu medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas sistēmu *3D-Doctor*[33].

Ievaddati. Divu pacientu jostas mugurkaula medicīnas attēlu kopas (kopā ir 128 un 121 attēls)

Uzdevums. Izveidot no *DICOM* formāta saglabātiem 2D medicīnas attēliem 3D modeļus, izmantojot piedāvāto metodi un *3D-Doctor* sistēmu, un salīdzināt rezultātus.

Piedāvātais algoritms tika izmantots, lai izveidotu divu pacientu jostas mugurkaula 3D modeļus, lietojot divus maršējošā kuba izmērus (2 un 1 pikselis). Tiem pašiem pacientiem tika izveidoti jostas mugurkaula 3D modeļi, izmantojot *3D-Doctor* sistēmu. Izveidotie jostas mugurkaula 3D modeļi ir redzami attēlā 2.24.



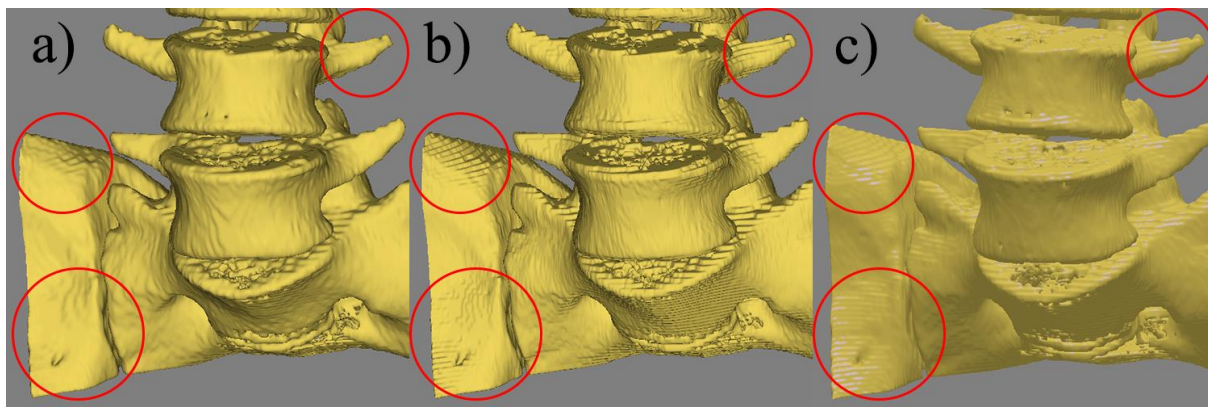
2.24. att. Izveidoti jostas mugurkaula 3D modeļi

a) piedāvātā algoritma rezultāts (maršējošo kubu izmērs ir vienāds ar 2 pikseļiem), b) piedāvātā algoritma rezultāts (maršējošo kubu izmērs vienāds ar 1 pikseli), c) *3D-Doctor* sistēmas rezultāts

Salīdzinot izveidotos jostas mugurkaula 3D modeļus (att. 2.24), ir redzams, ka kāpņu efekts dažādā mērā rodas visos modeļos (kāpņu efekts ir apzīmēts ar sarkaniem aplīem attēlā 2.25). Kāpņu efekts rodas starp medicīnas attēliem, pēc kuriem tiek veidoti 3D modeļi, un šāda

efekta stiprums ir atkarīgs no attāluma starp medicīnas attēliem un izmantota 3D modeļa nogludināšanas algoritma.

3D modeļu virsma, kas tiek veidota, izmantojot piedāvāto algoritmu, ar maršējošā kuba izmēru, kas ir vienāds ar 1 pikseli, ir līdzīgs 3D modelim, kas tika veidots, izmantojot 3D-Doctor sistēmu. Šiem modeļiem radās kāpņu efekts dažādās vietās. Bet visgludākā 3D virsma ir modeļiem, kas tika veidoti, izmantojot piedāvāto algoritmu ar maršējošā kuba izmēru — 2 pikseli (att. 2.25. a).



2.25. att. Kāpņu efekts 3D modeļu virsmā

a) piedāvātā algoritma rezultāts (maršējošo kuba izmērs, kas ir vienāds ar 2 pikseliem), b) piedāvātā algoritma rezultāts (maršējošo kuba izmērs, kas ir vienāds ar 1 pikseli), c) 3D-Doctor sistēmas rezultāts

2.5. Galvenie rezultāti un secinājumi

Promocijas darbā kaulu struktūras analīze un vizualizācija pamatojas uz medicīnas attēliem, kas iegūti ar datortomogrāfijas palīdzību. Medicīnas attēlu analīze ir ļoti aktuāla tēma, jo pēdējā laikā arvien plašāk izstrādā un lieto jaunas medicīnas attēlu apstrādes metodes dažādiem medicīnas objektiem un uzdevumiem. Kaulu struktūras analīze ir nepieciešama, lai noteiktu kaula stiprumu un novērtētu kaula mikroarhitektūras bojājumus, ko izraisa kaulu slimības, piemēram, osteoporoze.

Šajā darbā analizēti un izskatīti medicīnas attēlu veidošanas paņēmieni, medicīnas attēlu apstrādes metodes un medicīnas objektu 3D modeļu veidošanas metodes. Lielākā daļa medicīnas attēlu apstrādes algoritmu ir manuāli vai pusautomātiski. Lietojot šādus algoritmus, ārstam ir nepieciešams iejaukties medicīnas attēlu segmentācijas procesā, lai uzstādītu vai rediģētu segmentācijas parametrus, vai pašam manuāli aptuveni iezīmēt segmentus. Esošajām metodēm ir šādi trūkumi:

1. manuāli izdalot reģionus trīsdimensiju attēlā, ir nepieciešamā attiecīga programmatūra, kas prasa pieredzi darbā ar to, un, salīdzinot ar tradicionālo vai automatisko medicīnas attēlu analīzi, ir laikietilpīga, tāpēc klīniskajā praksē to parasti neveic. Lai paātrinātu šo procesu, vēlams izveidot pilnīgi automatiskas metodes, tomēr manuālā iejaukšanās bieži vien ir nepieciešama, lai koriģētu automatizēta algoritma kļūdas;
2. manuāla medicīnas attēlu analīze ir ļoti subjektīva, jo tā ir atkarīga no cilvēka uztveres, kas rezultātā dod mainīgus mērījumus. Nepieciešams lietot attiecīgas attēlu apstrādes metodes un skaitļošanas stratēģijas, kas balstās uz medicīnas attēlu datiem, lai iegūtu objektīvākus, reproducējamus rezultātus un automatizētu šo procesu;
3. lielākā daļa apskatīto esošo medicīnas attēlu segmentācijas metožu izmanto attēlus, kas iegūti ar augstas izšķirtspējas tomogrāfijas ierīcēm, kas nav pieejamas parastajās slimnīcās un diagnostikas centros.

Lai atvieglotu diagnostikas un ķirurģiskas iejaukšanās plānošanas uzdevumus, var lietot informācijas tehnoloģijas, kas vizualizē medicīnas attēlu informāciju trīs dimensijās,

veidojot medicīnas objekta trīsdimensiju modeli. Mugurkaula trīsdimensiju modeļi var tikt izmantoti ķirurģiskai plānošanai ortopēdijā: skriemeļu ķermeņu osteoporotisko un patoloģisko kompresijas lūzumu gadījumos, spināla kanāla vai starpskriemeļu atveru kaulu stenozes gadījumos, skriemeļu locīņu un locītavu izaugumu patoloģiju gadījumos.

Eksistē dažādi algoritmi, kas spēj veidot 3D modeļus. Medicīnā pārsvarā lieto tilpuma vizualizēšanas metodes (*volume rendering*). Tilpuma vizualizēšanas metodes trūkums ir tas, ka šai metodei ir nepieciešams liels datorresurss, ko nenodrošina visi datori. Otra vizualizēšanas metode ir virsmu vizualizēšana (*surface rendering*), kur medicīnas objekta trīsdimensiju virsmu attēlo ar poligoniem, šī metode prasa mazākus datorresursus. Tomēr virsmu vizualizēšanas metodēm arī ir savi trūkumi. Eksistē vairāki algoritmi, ar kuru palīdzību var veidot poligonālo virsmu. Triangulācijas algoritmi ir domāti kompaktiem objektiem (nesatur dobumus) un nespēj izveidot poligonālo virsmu tādiem porainam objektiem kā kortikālais un trabekulārais kauls. Virsmu vizualizēšanas metodes, kas balstās uz maršējošo kubu algoritmu, spēj izveidot poligonālo virsmu jebkuram objektam, tomēr izveidotajai virsmai ir izteikts kāpņu efekts, un virsma nav gluda.

Visas minētas medicīnas attēlu apstrādes metodes parasti tiek apvienotas vienā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā. Eksistē vairākas sistēmas, kas satur vairākus medicīnas attēlu apstrādes un analīzes rīkus. Tomēr bieži vien šādas sistēmas ir iebūvētas speciālās darbstacijās, kas ir savienotas ar medicīnas attēlu veidošanas aparāturu (datortomogrāfijas iekārtas, magnētiskās rezonanses iekārtas utt.) No otras puses, sistēmas, ko var instalēt jebkurā datorā, parasti neietver sevī piemērotus rīkus medicīnas attēlu analīzei, ļaujot tikai apskatīt attēlus, nevis apstrādāt tos. Tādi ierobežojumi rada problēmas ātrai un precīzai medicīnas diagnozes uzstādīšanai.

Minētie esošo medicīnas attēlu apstrādes un analīzes metožu trūkumi un nepilnības rada nepieciešamību veidot jaunas metodes medicīnas attēlu apstrādei un apvienot visas izstrādātās metodes vienā medicīnas attēlu apstrādes sistēmā, kurai nebūtu eksistējošo metožu trūkumu. Tāpēc promocijas darba mērķis bija piedāvāt metodes, ar kuru palīdzību varētu veikt kaulu struktūras analīzi un automātiski novērtēt izmaiņas kaulu struktūrā pēc kāda laika posma. Līdz ar to promocijas darbā tika atrisināti šādi uzdevumi:

1. tika izveidotas metodes, kas spēj apstrādāt medicīnas attēlus, kas tiek saglabāti *DICOM* formātā. Izstrādātā programma spēj arī atvērt *DICOMDIR* failus, kas var vienlaikus saturēt dažādu pacientu medicīnas attēlus, kas tiek saglabāti *DICOM* formātā;
2. tika izstrādātas metodes automātiskai kaulu struktūras izdalīšanai no medicīnas attēliem. Izstrādātas metodes spēj izdalīt kortikālo un trabekulāro kaulu no medicīnas attēla. Izdalīšanas process notiek pilnīgi automātiski, tomēr operatoram paliek iespēja rediģēt galvenos parametrus, lai palielinātu izdalīšanas algoritma precizitāti;
3. tika izstrādātas metodes kaulu struktūras izmaiņu novērtēšanai. Izstrādātas metodes spēj automātiski izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un porozitāti, kā arī trabekulārā kaula vidējo blīvumu;
4. tika izstrādātas metodes kaulu struktūras trīsdimensiju vizualizēšanai. Izstrādātās metodes balstās uz maršējošo kubu algoritmu un var veidot trabekulārā un kortikālā kaula trīsdimensiju modeli. Maršējošo kubu algoritms tika modificēts, pievienojot iespēju nogludināt objekta trīsdimensijas virsmu, kā arī vizuāli parādīt kortikālā kaula biezumu.

Izstrādātās kaulu struktūras izdalīšanas un analīzes metodes darbojas pilnīgi automātiski un apstrādā medicīnas attēlus ātrāk par vienusekundi, rezultātā veidojot attēlu ar izdalīto kaulu struktūru un mērījumu rezultātus. Šis process ir ātrāks nekā tradicionālā medicīnas attēlu analīzē, kur radiologs vizuāli apskata visus medicīnas attēlus, kas tiek sadalīti pa slāņiem. Turklāt ar piedāvātu metožu palīdzību, kas balstās uz uzstādītiem kaulu struktūras

izdalīšanas parametriem, var iegūt pastāvīgus mērījumu rezultātus, tas būs lietderīgas ārstiem, analizējot kaulu struktūru pacientiem ar osteoporozi.

Piedāvātas kortikālā kaula vidējā biezuma, porozitātes un trabekulārā kaula vidējā blīvuma mērīšanas metodes būs lietderīgas ārstiem, kas strādā ar pacientiem, kuriem ir osteoporoze. Piedāvātas metodes ļauj novērtēt izmaiņu dinamiku kaulu struktūrā un dod iespēju novērtēt ārstēšanas efektivitāti pacientiem ar osteoporozi.

Izstrādātās kaulu struktūras trīsdimensiju vizualizācijas metodes ļauj automātiski, balstoties uz medicīnas attēliem, izveidot kortikālā un trabekulārā kaula trīsdimensiju modeļus. Izveidotus modeļus var pagriezt, palielināt un apskatīt dažādās projekcijās, kas var atvieglot diagnosticēšanas un ķirurģiskās iejaukšanās plānošanas uzdevumu.

Lai pārbaudītu izstrādāto algoritmu efektivitāti, tika veikti vairāki eksperimenti, kas pierādīja, ka piedāvātie algoritmi spēj izdalīt kaulu struktūru medicīnas attēlos. Šos algoritmus var izmantot arī, lai novērtētu izmaiņas kaulu struktūrā. Tika pārbaudīts, vai ar piedāvāto algoritmu palīdzību ir iespējams izveidot un vizualizēt kaulu struktūras 3D modeļus. Pēc eksperimentu rezultātiem var secināt, ka piedāvātais kaulu struktūras izdalīšanas algoritms sekmīgi spēj izdalīt kaulu struktūru gan praktiski veseliem pacientiem, gan pacientiem, kas slimo ar osteoporozi. Piedāvātie kaulu struktūras mērīšanas algoritmi sekmīgi spēj izmērīt kortikālā kaula vidējo biezumu un trabekulārā kaula vidējo blīvumu. Tika secināts, ka ar piedāvāto algoritmu palīdzību ir iespējams novērtēt izmaiņas kortikālajā un trabekulārajā kaulā, un, izmantojot piedāvātās kaulu struktūras analīzes algoritmus, var viegli atšķirt praktiski veselus pacientus no pacientiem ar osteoporozi pēc viņu kortikālā kaula biezuma mērījumiem. Izveidotais kaulu struktūras 3D modeļa veidošanas un vizualizēšanas algoritms vēl tika arī salīdzināts ar esošo medicīnas attēlu apstrādes un vizualizēšanas sistēmu *3D-Doctor* [33], un tika secināts, ka promocijas darbā izstrādātā metode medicīnas objektu 3D vizualizēšanai veido kvalitatīvāku un gludāku 3D modeļa virsmu.

Visi promocijas darbā izstrādātie algoritmi ir aprobēti zinātniskajās konferencēs, un eksperimentu rezultāti publicēti zinātniskajos krājumos.

Turpmākajos pētījumos var paplašināt izstrādāto kaulu struktūras izmaiņu novērtēšanas algoritmu lietošanas statistiku, palielinot novērojumu skaitu dažādās kaulu struktūras izmaiņu stadijās vairākiem pacientiem. Turpmākajā darbā izstrādātā algoritma kaulu struktūras mērījumu rezultātus varētu salīdzināt ar *DXA* (*Dual-energy X-ray absorptiometry*) analīzes rezultātiem, kas pašlaik ir tradicionāla metode un tiek izmantota osteoporozes diagnostikai un monitoringam klīniskajā praksē.

3. Literatūras saraksts

- [1] Bhalerao, Wilson R. Unsupervised image segmentation combining region and boundary estimation // *Image and Vision Computing*, Volume 19, Issue 6, 15 April 2001, pp. 353–368.
- [2] Chao Wen-Hung, Chen You-Yin, Lin Sheng-Huang, Shih Yen-Yu I., Tsang Siny. Automatic segmentation of magnetic resonance images using a decision tree with spatial information // *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Volume 33, Issue 2, March 2009, pp. 111–121.
- [3] Cheng H.D., Jiang X.H., Sun Y., Wang J.. Color image segmentation: advances and prospects // *Pattern Recognition*, Volume 34, Issue 12, December 2001, pp. 2259–2281.
- [4] Elnagar Ashraf, Alhajj Reda. Segmentation of connected handwritten numeral strings // *Pattern Recognition*, Volume 36, Issue 3, March 2003, pp. 625–634.
- [5] Kurugollu Fatih, Sankur Bülent, Harmancı A. Emre. Image segmentation by relaxation using constraint satisfaction neural network // *Image and Vision Computing*, Volume 20, Issue 7, 1 May 2002, pp. 483–497.

- [6] McGuinness Kevin, O'Connor Noel E. A comparative evaluation of interactive segmentation algorithms // *Pattern Recognition*, Volume 43, Issue 2, February 2010, pp. 434–444.
- [7] Melton L. J., Atkinson E. J., O'Connor M. K., u. c. Bone density and fracture risk in men// *Journal of Bone and Mineral Research*. –1998. –Volume 13. –1915. – 1923. lpp.
- [8] Pichel Juan C., Singh David E., Rivera Francisco F.. Image segmentation based on merging of sub-optimal segmentations // *Pattern Recognition Letters*, Volume 27, Issue 10, 15 July 2006, pp. 1105–1116.
- [9] Udupa Jayaram K., LeBlanc Vicki R., Zhuge Ying, Imielinska Celina, Schmidt Hilary, Currie Leanne M., Hirsch Bruce E., Woodburn James. A framework for evaluating image segmentation algorithms // *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Volume 30, Issue 2, March 2006, pp. 75–87.
- [10] Zhang Hui, Fritts Jason E., Goldman Sally A. Image segmentation evaluation: A survey of unsupervised methods // *Computer Vision and Image Understanding*, Volume 110, Issue 2, May 2008, pp. 260–280.
- [11] Zouagui T., Benoit-Cattin H., Odet C. Image segmentation functional model // *Pattern Recognition*, Volume 37, Issue 9, September 2004, pp. 1785–1795.
- [12] Bueno G., Musse O., Heitz F., Armspach J. P., Three-dimensional segmentation of anatomical structures in MR images on large data bases // *Magnetic Resonance Imaging*, Volume 19, Issue 1, January 2001, pp. 73–88.
- [13] Dastidar P., Heinonen T., Numminen J., Rautiainen M. and Laasonen E. Semi-automatic segmentation of computed tomographic images in volumetric estimation of nasal airway // *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 1999, Volume 256, Number 4, pp. 192–198.
- [14] van Ginneken Bram, Stegmann Mikkel B., Loog Marco. Segmentation of anatomical structures in chest radiographs using supervised methods: a comparative study on a public database // *Medical Image Analysis*, Volume 10, Issue 1, February 2006, pp. 19–40.
- [15] Worth Andrew J, Kennedy David N. Segmentation of magnetic resonance brain images using analogue constraint satisfaction neural networks // *Image and Vision Computing*, Volume 12, Issue 6, July-August 1994, pp. 345–354.
- [16] Boutroy S, Bouxsein ML, Munoz F, Delmas PD. «In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by highresolution peripheral quantitative computed tomography»*The Journal of clinical endocrinology and metabolism*, Volume 90, 2005, pp. 6508–6515.
- [17] Buie HR, Campbell GM, Klinck RJ, et al. «Automatic segmentation of cortical and trabecular compartments based on a dual threshold technique for in vivo micro-CT bone analysis»*Bone*, Volume 41, 2007, pp. 505–515.
- [18] Burghardt A. J., Link T. M., Majumdar S. «High-resolution Computed Tomography for Clinical Imaging of Bone Microarchitecture»*Clinical orthopaedics and related research*, Volume 469, 2011, pp. 2179–2193.
- [19] Hyun B, Newitt DC, Majumdar S. «Assessment of cortical bone structure using high-resolution magnetic resonance imaging»In: *Proceedings 13th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Miami, 7–13May, 2005.
- [20] Krug R., Burghardt A. J., Majumdar S., Link T. M. «A High-Resolution Imaging Techniques for the Assessment of Osteoporosis»*Radiologic Clinics of North America*, Volume 48, 2010. pp. 601–621.
- [21] Cohen Itay, Gordon Dan. VS: A surface-based system for topological analysis, quantization and visualization of voxel data // *Medical Image Analysis*, Volume 13, Issue 2, April 2009, pp. 245–256.
- [22] Huppertz Hans-Jürgen, Grimm Christina, Fauser Susanne, Kassubek Jan, Mader Irina, Hochmuth Albrecht, Spreer Joachim, Schulze-Bonhage Andreas. Enhanced visualization of blurred gray–white matter junctions in focal cortical dysplasia by voxel-based 3D MRI

- analysis // *Epilepsy Research*, Volume 67, Issues 1–2, October–November 2005, pp. 35–50.
- [23] Levoy M. Display of Surfaces from Volume Data// *IEEE Computer Graphics and Applications*. –1988. –Volume 8. –29–37. lpp.
 - [24] Li Guang, Xie Huchen, H Ning olly, Capala Jacek, Arora Barbara C., Coleman C. Norman, Camphausen Kevin, Mille Robert W. A novel 3D volumetric voxel registration technique for volume-view-guided image registration of multiple imaging modalities // *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, Volume 63, Issue 1, 1 September 2005, pp. 261–273.
 - [25] Vesanto Juha. SOM-based data visualization methods // *Intelligent Data Analysis*, Volume 3, Issue 2, August 1999, pp. 111–126.
 - [26] Wu Y., «From CT Image to 3D Model»// *Advanced Imaging*, August 2001, pp. 20-23
 - [27] Zaharia M. D., Dorst L. Modeling and visualization of 3D polygonal mesh surfaces using geometric algebra // *Computers & Graphics*, Volume 28, Issue 4, August 2004, pp. 519–526.
 - [28] Boločko K., Kovaļovs M., Glazs A. Medical Image 3D Visualization by Vector Based Methods // *Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS): Proceedings*, Itālija, Roma, 24.–26. jūlijs, 2011.
 - [29] Kovaļovs M., Glazs A. Par vienu pieeju medicīnas attēlu 3D modeļa izstrādāšana// *RTU Zinātniskie raksti, 5. sērija. Datorzinātne. 42. sējums. Datorvadības tehnoloģijas*, Rīga, Latvija, 2010, 19–23 lpp.
 - [30] Sisojevs A., Kovaļovs M., Glazs A. Medical object 3d visualization method based on the bézier triangles // *Multi Conference on Computer Science and Information Systems, Computer Graphics, Visualization, Computer Vision and Image Processing (IADIS): Proceedings*, Portugāle, Lisabona, 21.–23. jūlijs, 2012, pp. 185–187.
 - [31] Lorensen W. E., Cline H.E. Marching Cubes: a high resolution 3D surface reconstruction algorithm// *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH*. –1987. –Volume 21. –163.–169. lpp.
 - [32] Nielson, Gregory M.; Hamann, B. (1991). «The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes». *Proceeding VIS '91 Proceedings of the 2nd conference on Visualization '91*.
 - [33] 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>.
 - [34] Hendee W. R. *Medical Imaging Physics* 4th Edition. –New York: John Wiley & Sons, 2003. – 536. lpp.
 - [35] Röntgen W. Uber eine neue Art von Strahlen// *Annalen der Physik*. –1898. –Volume 300. –12.–17. lpp.
 - [36] Glaser, O. Evolution of radiologic physics as applied to isotopes// *American Journal of Roentgenology, Radium Therapy*. –1951. –Volume 65. –515. lpp.
 - [37] Laughlin, J. *History of Medical Physics*// *Encyclopedia of Medical Devices and Engineering*, Volume3. –New York: John Wiley & Sons, 1988. – 1878.lpp.
 - [38] Wong A., Lou S. L. *Medical Image Archive, Retrieval, and Communication // Handbook of Medical Image Processing and Analysis (Second Edition)*/ –Waltham, Massachusetts: Academic Press, 2009.–861.–873. lpp.
 - [39] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt Jr. E. M., Boone J. M. *The Essential Physics of Medical Imaging (2nd Edition)*. –Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 933.lpp.
 - [40] Suetens P. *Fundamentals of Medical Imaging* 2nd Edition. –New York: Cambridge University Press, 2009. –253. lpp.

- [41] Radiation biology of Medical Imaging// Kelsey A. C., Heintz H. P., Sandoval J. D. u. c. –Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2014.–315. lpp.
- [42] Hounsfield, G. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system// The British Journal of Radiology. –1973. –Volume 46. –1016. –1022. lpp.
- [43] Ledley R., DiChiro G., Lussenhop A., u. c. Computerized transaxial x-ray tomography of the human body// Science. –1974. Volume 186. –207.–212. lpp.
- [44] Hendee, W. Physical Principles of Computed Tomography. –Boston: Little Brown & Co., 1983. –192 lpp.
- [45] Hounsfield G.N. Computed medical imaging// Medical Physics. –1980. –Volume 7. –283.–290. lpp.
- [46] Bloch F, Hansen W. Packard M. The nuclear induction experiment// Physical Review. –1946. –Volume 70.–474.–485. lpp.
- [47] Bloch F. Nuclear induction// Physical Review. –1946. –Volume 70. –460.–473. lpp.
- [48] Lauterbur P. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance// Nature. –1973. –Volume 242. –190.–191. lpp.
- [49] Garroway A.N., Grannell P. K., Mansfield P. Image formation in NMR by a selective irradiative process// Journal of Physics C: Solid State Physics. –1974. –Volume 7. –L457.–62. lpp.
- [50] Einstein A. Zur Elektrodynamik bewegter Körper // Annalen der Physik. –1905. –Volume 322. –891.–921. lpp.
- [51] Bottomley P. A., Foster T. H., Argersinger R. E., u. c. A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1–100 MHz: Dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age// Medical Physics. –1984. –Volume 11. –425.–448. lpp.
- [52] Hinshaw W. S. Image formation by nuclear magnetic resonance: The sensitive point method// Journal of Applied Physiology. –1976. –Volume 47. –3709.–3721. lpp.
- [53] Andrew E. R., Bottomley P. A., Hinshaw W. S., u. c. NMR images by the multiple sensitive point method: Application to larger biological systems// Physics in Medicine and Biology. –1977. –Volume 22. –971.–974. lpp.
- [54] Hinshaw W. S. Spin mapping: The application of moving gradients to NMR// Physics Letters A. –1974. –Volume 48. –87.–88. lpp.
- [55] Mansfield P., Maudsley A. A. Medical imaging by NMR// The British Journal of Radiology. –1977. –Volume 50. –188–194 lpp.
- [56] Lauterbur P. C. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance// Nature. –1973. –Volume 242. –190.–191. lpp.
- [57] Kumar A., Welti I., Ernst, R. R. NMR Fourier zeugmatography// Journal of Magnetic Resonance. –1975. –Volume 18. –69.–83. lpp.
- [58] Graff KF. Ultrasonics: Historical aspects// Ultrasonics Symposium Proceedings, –1977. –1.–10. lpp
- [59] Hendee, W. R., and Holmes, J. H. History of Ultrasound Imaging // Medical Physics of CT and Ultrasound. –New York: American Institute of Physics, 1980. –717. lpp.
- [60] Hendee W. R. Cross sectional medical imaging: A history// Radiographics. –1989. –Volume 9. –1155.–1180. lpp.
- [61] McDicken W. Diagnostic Ultrasonics. –New York: John Wiley & Sons, 1976. –248. lpp.
- [62] Tatarinov A. M., Egorov V. P., Sarvazyan A. P. The Dual_Frequency Method for Ultrasonic Assessment of Skeletal System// Acoustical Physics. –2009, –Volume 55.–665.–673. lpp.
- [63] Gregg E. W., Kriska A. M., Salamone L. M., u. c. The Epidemiology of Quantitative Ultrasound: A Review of The Relationships With Bone Mass, Osteoporosis And Fracture Risk// Osteoporosis International. –1997. –Volume 7. –89.–99. lpp.

- [64] Tuna H., Birtane M., Ekuklu G., u.c. Does quantitative tibial ultrasound predict low bone mineral density defined by dual energy x-ray absorptiometry?// Yonsei Medical Journal. –2008. –Volume 49. – 436.–442. lpp.
- [65] National Electrical Manufacturers Association: DICOM formăta tîmekîa lapă / Internets. –<http://dicom.nema.org/>.
- [66] American Society for Bone and Mineral Research: Bone Structure and Function / Internets. –<http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/structure.html>.
- [67] Hernlund E, Svedbom A, Ivergard M, u. c. Osteoporosis in the European Union: Medical Management, Epidemiology and Economic Burden. A report prepared in collaboration with the International Osteoporosis Foundation (IOF) and the European Federation of Pharmaceutical Industry Associations (EFPIA)// Archives of Osteoporosis. –2013. – Volume 8. –Article 136. –115. lpp.
- [68] Kanis J. A., Johnell O., Oden A., u. c. Long-term risk of osteoporotic fracture in Malmö. // Osteoporosis International. –2000. –Volume 11. –669.–674. lpp.
- [69] Melton L. J., Chrischilles E. A., Cooper C., u. c. Perspective. How many women have osteoporosis? // Journal of Bone and Mineral Research. –1992. –Volume 7. –1005.–1010. lpp.
- [70] Adams J. E. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry// Radiology of Osteoporosis, Medical Radiology. Berlin: Springer, 2008. –105.–124. lpp.
- [71] Ammann P., Rizzoli R. Bone strength and its determinants// Osteoporosis International. –2003. –Volume 14. –13.–18. lpp.
- [72] Chapurlat R. D., Delmas P. D. Bone microdamage: a clinical perspective// Osteoporosis International. –2009. –Volume 20. –1299.–1308. lpp.
- [73] Seeman E., Delmas P. D. Bone quality – the material and structural basis of bone strength and fragility// The New England Journal of Medicine. –2006. –Volume 354. –2250.–2261. lpp.
- [74] Black D. M., Thompson D. E. The effect of alendronate therapy on osteoporotic fracture in the vertebral fracture arm of the Fracture Intervention Trial// International journal of clinical practice. Supplement. –1999. –Volume 101. –46.–50. lpp.
- [75] Marshall Deborah, Johnell Olof, Wedel Hans. Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures BMJ 1996; 312 :1254
- [76] Wehrli F. W., Saha P. K., Gomberg B. R., u. c. Role of magnetic resonance for assessing structure and function of trabecular bone// Topics in Magnetic Resonance Imaging. – 2002. –Volume 13. –335.–355. lpp.
- [77] Hildebrand T., Laib A., Muller R., u. c. Direct threedimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest, and calcaneus// Journal of Bone and Mineral Research. –1999. –Volume 14. –1167.–1174. lpp.
- [78] Bousson V., Peyrin F., Bergot C., u. c. Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation// Journal of Bone and Mineral Research. –2004. –Volume 19. –794.–801. lpp.
- [79] Lai Chih-Chin, Chang Chuan-Yu. A hierarchical evolutionary algorithm for automatic medical image segmentation // Expert Systems with Applications, Volume 36, Issue 1, January 2009, pp. 248–259.
- [80] Navon Ety, Miller Ofer, Averbuch Amir. Color image segmentation based on adaptive local thresholds // Image and Vision Computing, Volume 23, Issue 1, 1 January 2005, pp. 69–85.
- [81] 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.
- [82] Carvalho E. A., Ushizima D. M., Medeiros F. N. S., Martins C. I. O., Marques R. C. P., Oliveira I. N. S. SAR imagery segmentation by statistical region growing and hierarchical

- merging // Digital Signal Processing, Volume 20, Issue 5, September 2010, pp. 1365–1378.
- [83] Sandor Tamas, Metcalf David, Kim Young-Jo. 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.
 - [84] He Lei, Peng Zhigang, Everding Bryan, Wang Xun, Han Chia Y., Weiss Kenneth L., Wee William 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.
 - [85] Wang Li, Li Chunming, Sun Quansen, Xia Deshen, Kao Chiu-Yen. Active contours driven by local and global intensity fitting energy with application to brain MR image segmentation // Computerized Medical Imaging and Graphics, Volume 33, Issue 7, October 2009, pp. 520–531.
 - [86] Adams R., L. Bischof L. Seeded Region Growing// IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. –1994. –Volume 16. –641.–647. lpp.
 - [87] Brice C. R., Fenema C. L. Scene Analysis Using Regions// Artificial Intelligence, –1970. Volume 1. –205.–226. lpp.
 - [88] Chang Y. L., Li X. Adaptive Image Region-Growing// IEEE Transactions on Image Processing. –1994. –Volume 3. –868.–872. lpp.
 - [89] Hojjatoleslami S. A., Kittler J. Region Growing: A New Approach// IEEE Transactions on Image Processing. –1998. Volume 7. –1079.–1084. lpp.
 - [90] Wan S. Y., Higgins W. E. Symmetric Region Growing// IEEE Transactions on Image Processing. –2003. –Volume 12. –1007.–1015. lpp.
 - [91] Pratt W. K. Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside, 4th Edition. –Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2007. –782. lpp.
 - [92] Foley D. J., van Dam A., Feiner K. S., Hughes F. J. Computer Graphics: Principles and Practice in C (2nd Edition). –Boston: Addison-Wesley, 1995. –1175. lpp.
 - [93] Gouraud H. Continuous Shading Of Curved Surfaces // The IEEE Transactions on Computers. –1971. –Volume C-20. –623.–629. lpp.
 - [94] Phong B. T. Illumination for Computer Generated Pictures // Communications of the ACM. –1975. –Volume 18. –311.–317. lpp.
 - [95] Suetens P., Fua P., Hanson A. J. Computational strategies for object recognition// ACM Computing Surveys. –1992. –Volume 24. –5.–61. lpp.
 - [96] Kovalovs M, Platkajis A., Analysis of the Treatment Effectiveness for Osteoporosis by Using Images, Acquired by Computer Tomography. // Proceedings of the 9th Baltic-Bulgarian Conference on Bionics and Prosthetics Biomechanics and Mechanics Mechatronics and Robotics, Riga, Latvia, June 17–18, 2013, pp. 215–218.
 - [97] Kovalovs M., Glazs A., The cortical and trabecular bone extraction from medical images to determine the effectiveness of treatment of osteoporosis.// Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania, 25.–26.oktobris, 2012, pp. 103–106.
 - [98] Kovalovs M., Glazs A. Medical Image Analysis to Determine the Effectiveness of Osteoporosis Treatment // Scientific Journal of RTU Technologies of Computer Control, volume 13. – Riga: RTU, 2012, pp. 11–14.
 - [99] Kovalovs M., Glazs A., Trabecular bone segmentation by using an adaptive contour // RTU zinātniskie raksti, Datorvadības tehnoloģijas. Nr. 14, 2013, 6.–11.lpp
 - [100] Kovalovs M., Glazs A., Automatic medical image analysis for measuring bone thickness and density // Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania, 27.–28.novembris, 2014, pp. 153–157.
 - [101] Kovalovs M., Glazs A., Automatic medical image analysis for measuring cortical bone porosity. // Conference Biomedical Engineering Proceedings. Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania, 28.–29.novembris, 2013, pp. 87–90.

- [102] Kovaļovs M., Glazs A. Medicīnisko objektu virsmu modelēšana, izmantojot triangulācijas un maršējošo kubu algoritmu, // RTU Zinātniskie raksti, 5. sērija. Datorzinātne. 48. sējums. Datorvadības tehnoloģijas, Rīga, Latvija, 2011, 25–29 lpp.
- [103] Jain A. Fundamentals of Digital Image Processing. –New Jersey: Prentice-Hall, 1989. – 565. lpp.
- [104] Kovaļovs M., Glazs A., 3D visualization of bone structure and thickness // RTU zinātniskie raksti, Datorvadības tehnoloģijas. Nr. 15, 2014, 20.–26. lpp