

Artjoms Supoņenkovs

DATORIZĒTAS DIAGNOSTIKAS SISTĒMAS IZSTRĀDE MAGNĒTISKĀS REZONANSES LIETOJUMSFĒRĀ

Promocijas darba kopsavilkums



RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE

Datorzinātnes un informācijas tehnoloģijas fakultāte

Viedo datortehnoloģiju institūts

Artjoms Suņņenkovs

Doktora studiju programmas “Automātika un datortehnika” doktorants

**DATORIZĒTAS DIAGNOSTIKAS SISTĒMAS
IZSTRĀDE MAGNĒTISKĀS REZONANSES
LIETOJUMSFĒRĀ**

Promocijas darba kopsavilkums

Zinātniskais vadītājs
profesors *Dr. habil. sc. ing.*
ZIGURDS MARKOVIČS

Zinātniskais konsultants
asociētais profesors *Dr. med.*
ARDIS PLATKĀJIS

RTU Izdevniecība
Rīga 2021

Suponenkovs, A. Datorizētas diagnostikas sistēmas izstrāde magnētiskās rezonanses lietojumfērā. Promocijas darba kopsavilkums. Rīga: RTU Izdevniecība, 2021. 51 lpp.

Iespiests saskaņā ar promocijas padomes "RTU P-07" 2021. gada 4. novembra lēmumu, protokols Nr. 20-6.

<https://doi.org/10.7250/9789934225819>
ISBN 978-9934-22-580-2 (print)
ISBN 978-9934-22-581-9 (pdf)

PROMOCIJAS DARBS IZVIRZĪTS ZINĀTNES DOKTORA GRĀDA IEGŪŠANAI RĪGAS TEHNISKAJĀ UNIVERSITĀTĒ

Promocijas darbs zinātnes doktora (*Ph. D.*) grāda iegūšanai tiek publiski aizstāvēts 2021. gada 15. februārī tiešsaistē, <https://rtucloud1.zoom.us/j/97821007392>.

OFICIĀLIE RECENZENTI

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

Profesore *Dr. sc. ing.* Irina Arhipova,
Latvijas Lauksaimniecības universitāte, Latvija

Profesors *Dr. habil. sc. ing.* Arūnas Lukoševičius,
Kaunas Tehnoloģiju universitāte, Lietuva

APSTIPRINĀJUMS

Apstiprinu, ka esmu izstrādājis šo promocijas darbu, kas iesniegts izskatīšanai Rīgas Tehniskajā universitātē zinātnes doktora (*Ph. D.*) grāda iegūšanai. Promocijas darbs zinātniskā grāda iegūšanai nav iesniegts nevienā citā universitātē.

Artjoms Suņņenkovs (paraksts)

Datums:

Promocijas darbs ir uzrakstīts latviešu valodā, tajā ir ievads, piecas nodaļas, secinājumi, literatūras saraksts, 134 attēli, 45 tabulas, 12 pielikumu, kopā 219 lappuses. Literatūras sarakstā ir 116 nosaukumi.

SATURS

VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS	5
Tēmas aktualitāte.....	5
Promocijas darba mērķis un uzdevumu nostādne	9
Promocijas darba tēzes	10
Pētījuma priekšmets un objekts	10
Pētījuma metodes.....	11
Darba zinātniskais jaunieguvums	11
Darba praktiskā vērtība un aprobācija	11
Darba struktūra un apjoms.....	14
1. PROMOCIJAS DARBA TEORĒTISKĀ DAĻA	16
1.1. Magnētiskās rezonanses tomogrāfija	16
1.2. Ceļa locītava un osteoartrīts.....	18
1.3. Magnētiskās rezonanses attēlu apstrāde un analīze	20
2. PIEDĀVĀTĀS METODES UN REALIZĀCIJAS.....	25
2.1. Relaksācijas laiku noteikšanas modulis	25
2.2. Ceļa locītavas vizualizācijas modulis	26
2.3. Ceļa locītavas audu segmentācijas un analīzes moduļi.....	27
2.3.1. Šablonu meklēšana	27
2.3.2. Automātiskā sinoviālā šķidruma izdalīšana	28
2.4. Pacienta anketas analīzes modulis	29
2.5. <i>FPGA</i> instrukcijas minimizācijas modulis.....	30
2.6. Secinājumi.....	31
3. PIEDĀVĀTO METOŽU APROBĀCIJA	32
3.1. Attēlu priekšapstrāde, segmentācija un tekstūras analīze	32
3.2. Ceļa locītavas audu kontūru meklēšana	33
3.3. Sinoviālā šķidruma detektēšana un lokalizācija	34
3.4. T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc vairākiem attēliem.....	35
3.5. Skrimšļa analīze un vizualizācija.....	36
3.6. Secinājumi.....	37
GALVENIE REZULTĀTI UN SECINĀJUMI.....	39
PIELIKUMI.....	43
LITERATŪRAS SARAKSTS.....	48

VISPĀRĒJS DARBA RAKSTUROJUMS

Tēmas aktualitāte

Ar katru gadu procentuāli pieaug tādu cilvēku skaits, kuriem ir liekais svars [1]. Cilvēku fiziskās aktivitātes samazināšanās un liekā svara pieaugums palielina pacientu skaitu ar ceļa locītavas bojājumiem un slimībām.

Viena no izplatītākajām ceļa locītavas slimībām ir osteoartrīts (OA) – tas ir artrīta visbiežāk sastopamais tips [2]. Pacients ar osteoartrītu nevar efektīvi strādāt, jo viņam parādās locītavu kustību ierobežojumi, viņš nevar pilnīgi saliekt vai iztaisnot kādu locītavu, parādās sāpes un kustību ierobežojumi ilgstošā laika periodā. Osteoartrīts rada lielus ekonomiskus zaudējumus [2], tāpēc ir svarīgi savlaicīgi diagnosticēt un izārstēt osteoartrītu.

Ir daudz osteoartrītam līdzīgu ceļa locītavas slimību: ceļa locītavas reimatoīdais artrīts [3]; ceļa locītavas periartīts; ceļa locītavas podagras artrīts (podagras/pūtītes artrīts) [4]. Arī šīs slimības var radīt ekonomiskus zaudējumus.

Lai diagnosticētu osteoartrītu, var izmantot magnētisko rezonansi (MR). Magnētiskā rezonanse ir neinvazīva iekšējo audu un orgānu izmeklēšanas metode. Izmantojot MR, var analizēt ceļa locītavas skrimšļa bojājumus. Atkarībā no skrimšļa bojājumu jeb osteoartrīta pakāpes var lietot dažādas ārstēšanas metodes. Osteoartrīta ārstēšanā lieto nefarmakoloģiskas metodes, medikamentus, injekcijas locītavās jeb intraartikulārās injekcijas un ķirurģisko ārstēšanu. Labāk iesākt ārstēšanu agrāk, lai nebūtu jāizmanto injekcijas un ķirurģiskā ārstēšana.

Osteoartrīta ārstēšanā liela nozīme ir agrīnai diagnostikai. Agrīna osteoartrīta diagnostika dod iespēju izārstēt osteoartrītu, jo osteoartrīta sākuma stadijā, kad bojājumi skar tikai locītavas skrimšli, pārmaiņas ir atgriezeniskas [5], [6]. Agrīna ceļa locītavas osteoartrīta pakāpe nav redzama vai ir ļoti slikti redzama parastos pelēktoņu MR attēlos. Tāpēc ir svarīgi izmantot papildu programmatūru, kas dod iespēju detektēt agrīnu OA.

Dažādi autori mēģina noteikt OA, pamatojoties uz skrimšļa apjomu [7]. Tas ir iespējams, ja izveido skrimšļa 3D modeli [8]. Taču OA sākuma stadijā skrimšļa apjoms palielinās, savukārt OA beigu stadijā – samazinās, tāpēc tas OA gadījumā var vidēji var sakrist ar vesela skrimšļa apjomu. Līdz ar to ir nepieciešamība atrast OA diagnostikas pazīmes.

Ir publikācijas, kurās autori mēģina noteikt OA, pamatojoties uz skrimšļa relaksācijas¹ laikiem². Šajā gadījumā var analizēt skrimšļa bioķīmisko sastāvu, pamatojoties uz relaksācijas laikiem [9]. Relaksācijas laikus var iegūt eksperimentāli, izmantojot speciālu MR, taču ir situācijas, kad ir pieejami tikai *DICOM*³ attēli. Šajā gadījumā var mēģināt aprēķināt relaksācijas laikus, pamatojoties uz *DICOM* attēliem [10]. Līdz ar to ir nepieciešams izstrādāt relaksācijas laiku aprēķināšanas metodes.

¹ Relaksācija – process, kad ūdeņraža atomu protoni atdod iegūto enerģiju un pāriet uz sākotnējo stāvokli.

² Relaksācijas laiki – relaksācijas procesa laiks (ir divi relaksācijas procesa veidi: spin-režģa relaksācija – process ilgst laiku T_1 ; fāzes relaksācija – process ilgst laiku T_2).

³ *DICOM* formāts – medicīnisko attēlu formāts, kas satur medicīnisko attēlu vokseļu intensitātes un papildu informāciju par pacientu, slimnīcu, aparāturu, laiku, režīmiem utt.

MR ir lietderīgi izmantot, lai veidotu medicīniskos attēlus. Vienam pacientam var būt 500 MR attēlu. Ārstam jāizanalizē ļoti liels datu apjoms. Automātiska MR attēlu analīze dod iespēju ietaupīt ārsta laiku. Automātiska MR attēlu analīze nav iespējama bez segmentācijas, tāpēc šajā darbā liela uzmanība pievērsta MR attēlu segmentācijai.

Viens no sarežģītākajiem uzdevumiem ir audu un šķidrumu automātiskā segmentācija. Tā dod iespēju iedalīt attēlu daudzos fragmentos [11]–[13], kas savukārt dod iespēju analizēt katru fragmentu atsevišķi. Attēlu fragmentu analīze palīdz noteikt fragmenta audu vai šķidruma veidu un novērtēt audu vai šķidruma stāvokli. Slikts ceļa locītavas audu vai šķidruma stāvoklis var liecināt par to, ka pacientam ir problēmas ar ceļa locītavu. Adu vai šķidruma stāvokļa automātiska segmentācija un analīze palīdz ietaupīt ārsta laiku, tāpēc ir nepieciešamība izstrādāt segmentācijas metodes.

Šajā darbā galvenais diagnostikas informācijas avots ir medicīniskie attēli. Ir vairākas programmatūras, kas atvieglo medicīnisko attēlu analīzi (1. tab.) [14].

Esošās medicīnisko attēlu programmas var iedalīt trīs veidos:

- 1) vienkāršas un ērtas programmas – paredzētas galvenokārt *DICOM* failu atspoguļošanai, ērta saskarne;
- 2) sarežģītas programmas – daudz funkciju, sarežģīta saskarne;
- 3) sarežģītas programmas ar vairākiem moduļiem – šie moduļi dod iespēju paplašināt programmas iespējas (parasti moduļi ir paredzēti noteiktu orgānu analīzei).

Diemžēl esošās medicīnisko attēlu programmas nedod iespēju automātiski analizēt ceļa locītavas bojājumus. Šīs programmas satur diezgan maz *DICOM* attēlu analīzes rīku. Tas nedod iespēju pilnīgi novērtēt ceļa locītavas stāvokli. Esošajām universālajām medicīnisko attēlu programmām ir sarežģīta saskarne un nav pietiekami daudz attēlu apstrādes rīku. Līdz ar to ir nepieciešamība izstrādāt papildu MR attēlu apstrādes rīku.

Ir vairāki rīki, kas atvieglo medicīnisko attēlu analīzi [15]: *MeVisLab*, *OpenCV*, *IDL*, *MATLAB*, *ITK*. Taču šos rīkus nevar izmantot ārsts. Tie galvenokārt paredzēti programmētājiem. Programmētājs var izveidot savu programmu, izmantojot šos rīkus. Tomēr šiem rīkiem ir ierobežojumi:

- 1) šie rīki satur standarta algoritmus – bieži vien standarta algoritmiem nav pietiekami daudz iespēju, lai izpildītu sarežģītus uzdevumus (piemēram, automātiska ceļa locītavas analīze, ceļa locītavas stāvokļa noteikšana);
- 2) parasti nav iespējams uzlabot vai mainīt rīka algoritmu – tas nozīmē, ka ir grūti pielāgot algoritmu noteiktam uzdevumam;
- 3) integrēšanas problēmas – rīku funkcijas un algoritmi var strādāt tikai ar noteiktiem informācijas formātiem;
- 4) rezultāta atspoguļošana – rīku funkciju rezultātiem ir noteikti formāti, ko bieži vien ir sarežģīti izmantot;
- 5) ne visi rīki ir pieejami bez maksas.

Tāpēc autors promocijas darbā cenšas neizmantot ārējos rīkus (autors izmanto ārējos rīkus tikai salīdzināšanai).

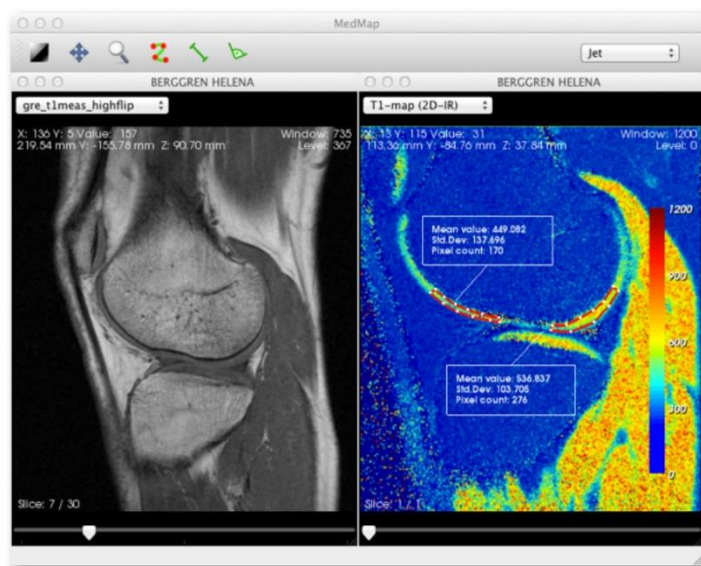
Medicīnisko attēlu analīzes programmatūra

Programma	Apraksts
<i>MicroDicom</i> (www.microdicom.com)	Priekšrocības: vienkārša un ērta <i>DICOM</i> pārlūkprogramma; attēlu apstrādes iespējas. Trūkumi: nav segmentācijas un analīzes iespēju
<i>OsirX</i> (www.osirix-viewer.com)	Priekšrocības: ērta medicīnisko attēlu pārlūkprogramma; papildmoduļi (<i>OsirX Plugin</i>); 3D režīmi; attēlu apstrādes iespējas. Trūkumi: nav segmentācijas iespēju (bez moduļiem); ierobežotas analīzes iespējas (bez moduļiem)
<i>OsirX Plugin</i> (www.osirix-viewer.com)	Miokarda segmentācijas modulis; priekšdziedzera modulis; aknu modulis; angiogrāfijas modulis utt.
<i>ANALYZE</i> [14]	Priekšrocības: ērta medicīnisko attēlu pārlūkprogramma; 3D režīmi; attēlu apstrādes iespējas; interaktīva (manuāla) segmentācija. Trūkumi: ierobežotas segmentācijas iespējas
<i>Radiant DICOM Viewer</i> (https://www.radiantviewer.com/)	Priekšrocības: ērta <i>DICOM</i> pārlūkprogramma; 3D režīmi; attēlu apstrādes iespējas. Trūkumi: nav segmentācijas iespēju; ierobežotas analīzes iespējas
<i>Slicer</i> (https://www.slicer.org/)	Priekšrocības: ērta medicīnisko attēlu pārlūkprogramma, 3D režīmi; attēlu apstrādes iespējas; interaktīva (manuāla) segmentācija; attēlu apstrādes iespējas; Trūkumi: ierobežotas segmentācijas iespējas; ierobežotas analīzes iespējas
<i>Gimias</i> (http://www.gimias.org/)	Priekšrocības: ērta medicīnisko attēlu pārlūkprogramma, 3D režīmi; attēlu apstrādes iespējas; interaktīva (manuāla) segmentācija; attēlu apstrādes iespējas; papildmoduļi. Trūkumi: ierobežotas segmentācijas iespējas (bez moduļiem); ierobežotas analīzes iespējas (bez moduļiem)
<i>Gimias Plugin</i> (http://www.gimias.org/)	Vadu segmentācija; smadzeņu analīze; sirds analīze, segmentēšana, simulācija
<i>3D-Doctor</i> (https://www.3d-doctor.com/)	Priekšrocības: 3D modeļu veidošana; objektu skaitīšana; objektu izmēru noteikšana; histogrammas veidošana. Trūkumi: sarežģīta saskarne, ierobežotas segmentācijas un analīzes iespējas

Audu noteikšanas, klasifikācijas un lokalizācijas process var aizņemt diezgan ilgu laiku. Ir svarīgi paātrināt šo procesu. Algoritma uzlabošana un speciāla datora izmantošana var palīdzēt paātrināt šo procesu. Speciāls dators – tas ir dators, kam ir *FPGA*⁴ modulis. Šis modulis var paātrināt šo procesu 10 ... 100 reizes. Līdz ar to ir nepieciešams izstrādāt *FPGA* instrukcijas minimizācijas metodes.

Ceļa locītavas vizualizācija, pamatojoties uz papildinformāciju, var palīdzēt ārstam analizēt ceļa locītavu. Ceļa locītavas audu 3D vizualizācija dod iespēju ārstam apskatīt pacienta skrimsli no dažādiem rakursiem. Lai atspoguļotu relaksācijas laikus, var izmantot T_1 / T_2 kartēšanu⁵ (1. att.) [10]. T_1 / T_2 kartēšana atspoguļo relaksācijas laikus, izmantojot krāsu paleti (1. att.). Krāsu paleti palīdz ārstam analizēt *DICOM* attēlus. Bet, lai atspoguļotu relaksācijas laikus, vispirms tie jāaprēķina. Mūsdienās ir speciāla programmatūra, kas dod iespēju veikt T_1 / T_2 kartēšanu. Šo programmatūru var iedalīt divās klasēs.

1. Programmatūra, kas strādā kopā ar konkrētu MR. Piemēram, *Siemens* MR ar programmatūru *MapIt* (www.healthcare.siemens.com).
2. Universāla programmatūra, kas strādā ar vairākiem MR. Piemēram, *MedMap* (www.medmap.spectronic.se).



1. att. *MedMap* T_1 kartēšanas programmas piemērs.

Ir gadījumi, kad MR programmatūra nevar veikt T_1 / T_2 kartēšanu. Šādos gadījumos ir jāizmanto universālo programmatūru. *MedMap* un līdzīgas programmatūras izmanto vairākus *DICOM* attēlus (parasti 6–7 attēlus), lai izveidotu T_1 / T_2 kartēšanu. Taču ir situācijas, kad nav iespējams iegūt tik daudz attēlu. Šajā darbā apskatīts, kā atspoguļot relaksācijas laiku izmaiņas, izmantojot vienu, divus vai astoņus attēlus.

Pacienta slimības informācijas analīzei ir nepieciešama anketa (2. att.). Ceļa locītavas osteoartrīta izteiktību [16] un ceļa locītavas OA attīstīšanās varbūtību [17] var izvērtēt, izmantojot pacienta anketu ar speciāliem jautājumiem.

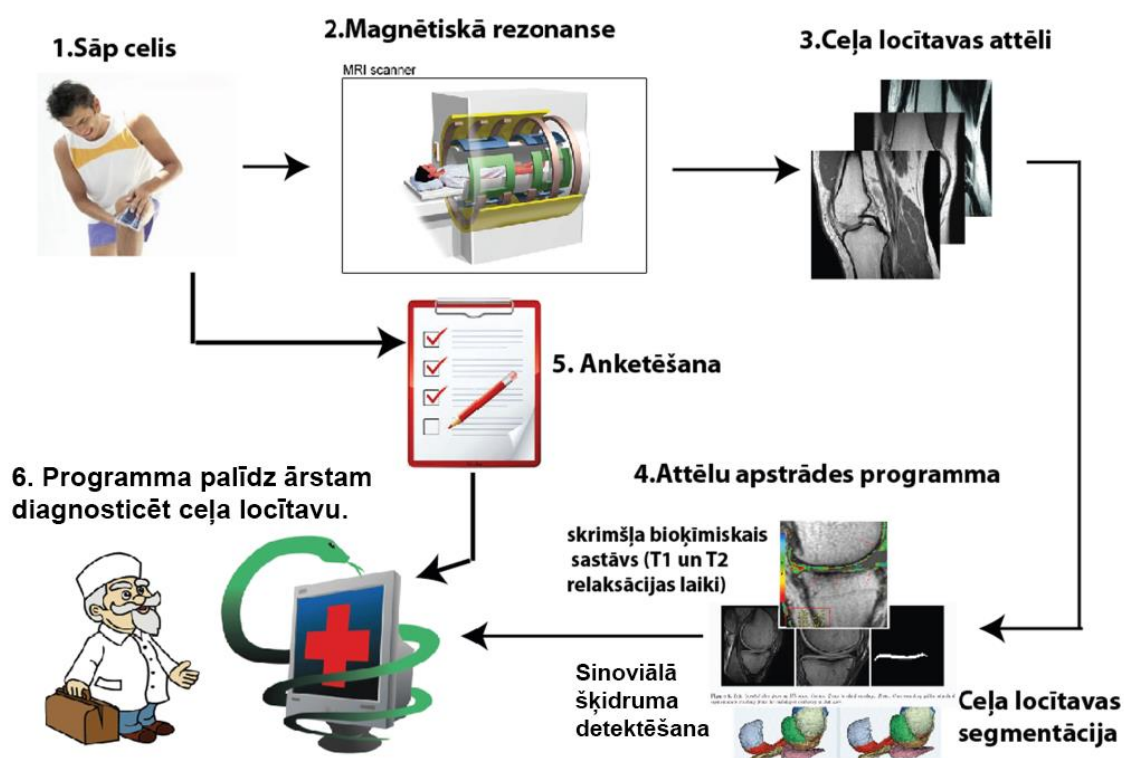
⁴ *FPGA* (a field-programmable gate array) – programmējamā loģiskā iekārta, kas maina savu iekšējo arhitektūru programmēšanas laikā.

⁵ T_1 / T_2 kartēšana atspoguļo relaksācijas laikus, izmantojot krāsu paleti.

Vispārīgā shēma redzama 2. attēlā. Ir redzams, ka vispirms tiek saņemti MR attēli *DICOM* formātā. Šajā promocijas darbā tiks parādīts, kā var apstrādāt *DICOM* informāciju, izmantojot attēlu apstrādes un analīzes algoritmus, un rezultātā iegūt papildu informāciju par ceļa locītavas audiem un šķidrumiem, kas var diagnosticēt OA un citus ceļa locītavas bojājumus.

Ir redzams, ka pacienta ceļa locītavas stāvokļa noteikšana ir samērā sarežģīts uzdevums. Šim uzdevumam ir vairāki apakšuzdevumi:

- 1) ceļa locītavas audu noteikšana, klasifikācija un lokalizācija;
- 2) ceļa locītavas audu analīze, izmantojot statistisku, fizikālos parametrus un pazīmes;
- 3) pacienta slimības informācijas analīze;
- 4) medicīnisko attēlu apstrādes, segmentācijas un analīzes procesu paātrināšana;
- 5) papildinformācijas atspoguļošana (saskarnes izveide).



2. att. Vispārīgā shēma.

Viesiem apakšuzdevumiem ir vairākas neatrisinātas problēmas, kas tiks apskatītas šajā promocijas darbā.

Promocijas darba mērķis un uzdevumu nostādne

Promocijas darba mērķis ir piedāvāt datorizētas pieejas, metodes, algoritmus un realizācijas, kas palīdz novērtēt pacienta locītavas stāvokli un veikt diagnostiku, izmantojot informācijas tehnoloģijas un magnētiskās rezonanses attēlus.

Darba mērķa sekmīgai sasniegšanai ir definēti šādi **promocijas darba uzdevumi**:

- 1) izstrādāt metodes, kas dod iespēju novērtēt relaksācijas laiku izmaiņas;
- 2) izstrādāt medicīnisko attēlu pirmapstrādes metodi, kas palīdz samazināt trokšņu līmeni un artefaktu skaitu;
- 3) izstrādāt medicīnisko attēlu interaktīvas un automātiskas segmentācijas metodes, kas dod iespēju veikt audu un šķidrumu reģionu segmentāciju;
- 4) izstrādāt audu šablonu (kontūru) meklēšanas metodi;
- 5) izstrādāt audu un šķidrumu analīzes metodi, kas dod iespēju automātiski detektēt audu un šķidrumu negatīvu izmaiņu;
- 6) izstrādāt medicīnisko attēlu vizualizācijas metodes;
- 7) izstrādāt pacienta anketas analīzes metodi;
- 8) izstrādāt attēlu apstrādes paātrināšanas metodi, kas samazina *FPGA* instrukciju.

Darba rezultātā realizēti seši svarīgi moduļi: cilvēka ķermeņa audu un šķidrumu segmentācijas modulis; cilvēka ķermeņa audu un šķidrumu vizualizācijas modulis; cilvēka ķermeņa audu un šķidrumu audu analīzes modulis; pacienta anketas analīzes modulis (kas dod iespēju noteikt OA izteiktības indeksu un attīstīšanās varbūtības indeksu); *FPGA* instrukcijas minimizācijas papildmodulis; relaksācijas laiku aprēķināšanas modulis.

Promocijas darba tēzes

1. Ir iespējams atšķirt veselus pacientus no pacientiem ar osteoartrītu, izmantojot autora izstrādāto audu segmentācijas un tekstūras pazīmes analīzes realizāciju.
2. Medicīniskajos MR attēlos ir iespējams automātiski lokalizēt cilvēka ķermeņa audus, izmantojot autora izstrādāto šablona meklēšanas realizāciju.
3. Sinoviālā šķidruma⁶ daudzuma palielināšanos ir iespējams detektēt, izmantojot autora izstrādāto ūdensšķirtnes adaptīvo realizāciju.
4. Izmantojot vairākas tekstūras statistiskās īpašības, ir iespējams atšķirt cilvēka ķermeņa audu veidus. Ir iespējams atrast unikālas ceļa locītavas audu tekstūras pazīmes, izmantojot autora izstrādāto audu tekstūras pazīmes analīzes realizāciju.

Pētījuma priekšmets un objekts

Promocijas darba pētījuma priekšmets ir pacienta diagnostiskas informācijas apstrādes metodes un algoritmi. Tās ir medicīnisko attēlu pirmapstrādes, segmentācijas un analīzes metodes un algoritmi. Šīs metodes kopa satur pacienta veselības stāvokļa tekstuālā apraksta analīzes metodes un algoritmus.

Promocijas darba pētījuma objekts ir pacienta ceļa locītavas diagnostiskā informācija. Ceļa locītavas diagnostiskā informācija satur medicīniskos 2D attēlus, kas iegūti, izmantojot magnētisko rezonansi, un saglabāti *DICOM* formātā. Šī diagnostiskā informācija satur arī

⁶ Sinoviālais šķidrums – šķidrums, kas samazina locītavas berzi.

pacienta veselības stāvokļa tekstuālo aprakstu, kas iegūts, izmantojot *DICOM* failu tagus⁷ un autora izstrādāto pacienta anketu.

Pētījuma metodes

Promocijas darbā izmantotas vairākas pētījumu metodes:

- 1) klasifikācijas un novērošanas metodes – medicīnisko attēlu segmentācija;
- 2) salīdzināšanas un mērīšanas metodes – audu statistiskā analīze;
- 3) novērošanas metode – medicīnisko uzlaboto attēlu vizuālā analīze;
- 4) salīdzināšanas un mērīšanas metodes – pacientu anketu analīze;
- 5) salīdzināšanas, mērīšanas un indukcijas metodes – audu un šķidrumu tekstūras/ģeometrisko pazīmju analīze;
- 6) novērošanas metode – medicīnisko attēlu trokšņu un artefaktu analīze;
- 7) eksperimentālā metode – automātiska audu šablonu meklēšana;
- 8) modelēšanas metode – T_2 / T_1 relaksācijas procesa modelēšana utt.

Darba zinātniskais jaunieguvums

Darba zinātniskie jaunieguvumi ir šādi:

- 1) izstrādāta metode un realizācija, kas dod iespēju automātiski lokalizēt cilvēka ķermeņa audus un šķidrumus un detektēt audu un šķidrumu negatīvas izmaiņas [18, 5], [19, 5], [20, 4];
- 2) izstrādāta metode un realizācija, kas dod iespēju automātiski detektēt osteoartrītu, izmantojot MR attēla statistisko analīzi [19, 7], [21], [22, 6];
- 3) izstrādātas analīzes metodes, kas dod iespēju atrast unikālas attēla tekstūras pazīmes [20, 3, 5, 6], [23 5], [24, 5];
- 4) izstrādātas audu vizualizācijas metodes, kas dod iespēju ārstam agrāk detektēt osteoartrītu [19, 4, 6], [22, 5];
- 5) izstrādāta attēlu apstrādes paātrināšanas metode, kas samazina *FPGA* instrukcijas apjomu un *FPGA* instrukcijas izpildīšanas laiku [25, 4], [26, 8], [27, 6], [28, 7], [29];
- 6) izstrādāts relaksācijas laiku modulis, kas dod iespēju novērtēt T_1 un T_2 laiku izmaiņas, izmantojot vienu/divus/vairākus attēlus [18, 3, 4], [22, 4].

Darba praktiskā vērtība un aprobācija

Promocijas praktiskā vērtība ir medicīnisko MR attēlu apstrādes moduļu komplekss, kas palīdz ārstiem detektēt sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanos, agrāk detektēt osteoartrītu un novērtēt osteoartrīta varbūtību.

Promocijas darba rezultātu aprobācija notikusi, piedaloties 11 zinātniskās konferencēs, un ir atspoguļota 10 starptautiskajās publikācijās zinātniskos krājumos. Par uzstāšanos vairākās zinātniskās konferencēs saņemts Atzinības raksts. Darba rezultātu aprobācija atspoguļota

⁷ *DICOM* tagi (*DICOM Tags*) – *DICOM* papildinformācija par MR iekārtu, slimnīcu, izšķirtspēju utt.

starptautiskajos algoritmu sacensības rezultātos, kur tika salīdzināti daudzie esošie algoritmi, izmantojot testu piemērus. Šī salīdzināšana pierāda, ka autora izveidotais algoritms dod iespēju iegūt testu piemēru uzlabojumus, kas nebija sasniegti iepriekš.

Zinātniskās publikācijas

1. Suponenkovs A., Markovics Z., Platkajis A., “Knee-joint tissue recognition in magnetic resonance imaging”, (2018) IEEE 30th Jubilee Neumann Colloquium, NC 2017, 2018-January. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 86 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
2. Suponenkovs A., Glazs A., Platkajis A., “Development of methods for analysis of knee articular cartilage degeneration by magnetic resonance imaging data”, Journal of Physics: Conference Series, 818 (1), art. no. 012001. Indonesia; (2017) **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 86 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
3. Suponenkovs A., Markovics Z., Platkajis A., “Computer Analysis of Knee by Magnetic Resonance Imaging Data” (2016) Procedia Computer Science, 104, pp. 354–361. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 86 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
4. Suponenkovs, A., Grabis, J., Kampars, J., Sisojevs, A., Pinka, K., Mosāns, G., Taranovs, R., Locmelis, A. Application of Image Recognition and Machine Learning Technologies for Payment Data Processing Review and Challenges. No: 2017 5th IEEE Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering (AIEEE 2017) **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 80 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
5. Igor Lemberski, Artjoms Suponenkovs, “Asynchronous Logic Design Targeting LUTs”, Budva; Montenegro; 10 June 2018. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 50 %, programmas izstrāde, palīdzība publikācijas rakstīšanā*).
6. Igor Lemberski, Artjoms Suponenkovs, “Asynchronous logic one-level LUT design based on partial acknowledgement”, Microelectronics Journal, 2018. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 50 %, programmas izstrāde, palīdzība publikācijas rakstīšanā*).
7. Artjoms Suponenkovs, Mihails Kovaļovsa, Zigurds Markovics, “Application of Computer Vision Technologies for Autonomous Pile Manipulation”, 12th International Scientific and Practical Conference on Environment. Technology. Resources; Rezekne; Latvia; 20 June 2019. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 84 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
8. Igor Lemberski; Artjoms Suponenkovs; Marina Uhanova, “LUT-Oriented Asynchronous Logic Design Based on Resubstitution”, Proceedings – 2019 14th IEEE International Conference on Design and Technology of Integrated Systems In Nanoscale Era, DTIS 2019; Mykonos; 2019. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 33 %, programmas izstrāde, palīdzība publikācijas rakstīšanā*).

9. Suponkovs, A., Platkajis, A., Markovičs, Z. *Application of Magnetic Resonance Imaging and Computer Vision Technologies for Analysis of Knee Articular Cartilage Degeneration*. Lietuva Radiology Update, 2018. **(Copernicus)**. (*Autora ieguldījums – 86 %, publikācijas rakstīšana, programmas izstrāde*).
10. Igor Lemberski, Marina Uhanova, Artjoms Suponenkovs, “Distributed Indication in LUT-Based Asynchronous Logic”, PDeS 2019, High Tatras, Slovakia. **(SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 33 %, programmas izstrāde, palīdzība publikācijas rakstīšanā*).

Zinātniskās publikācijas (iesniegtas publicēšanai)

11. I. Supe, A. Suponkovs, A. Platkajis, A. Kadiša, A. Lejnieks, “Detecting knee cartilage structural changes using magnetic resonance computed vision analysis in patients with osteoarthritis; preliminary results”, PROCEEDINGS OF LATVIAN ACADEMY OF SCIENCE, 2020. **(būs SCOPUS)**. (*Autora ieguldījums – 40 %, programmas izstrāde, palīdzība publikācijas rakstīšanā*).

Zinātniskās konferences

1. 2019 14th IEEE International Conference on Design and Technology of Integrated Systems In Nanoscale Era, DTIS 2019, Mykonos; Greece; 2019. (Referāta nosaukums – “LUT-oriented asynchronous logic design based on resubstitution”).
2. 2018 7th Mediterranean Conference on Embedded Computing, MECO 2018, Budva; Montenegro; 2018. (Referāta nosaukums – “Asynchronous logic design targeting LUTs”).
3. 30th IEEE Jubilee Neumann Colloquium, NC 2017; Obuda University Budapest; Hungary; 2017. (Referāta nosaukums – “Knee-joint tissue recognition in magnetic resonance imaging”).
4. 2016 Congress on Industrial and Applied Life Sciences and Mathematics, Nature-Math. Indonesia; 2016. (Referāta nosaukums – “Development of methods for analysis of knee articular cartilage degeneration by magnetic resonance imaging data”).
5. 12th International Scientific and Practical Conference on Environment. Technology. Resources; Rezekne; Latvia; 2019. (Referāta nosaukums – “Application of Computer Vision Technologies for Autonomous Pile Manipulation”).
6. 5th IEEE Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering, AIEEE 2017; Riga; Latvia. (Referāta nosaukums – “Application of image recognition and machine learning technologies for payment data processing review and challenges”).
7. 16th IFAC Conference on Programmable Devices and Embedded Systems (PDeS 2019), 2019, High Tatras, Slovakia. (Referāta nosaukums – “Distributed Indication in LUT-Based Asynchronous Logic”).
8. 7th Baltic Congress of Radiology (BCR) 2018, Kaunas, Lithuania. (Referāta nosaukums – “Application of Magnetic Resonance Imaging and Computer Vision Technologies for Analysis of Knee Articular Cartilage Degeneration”).

9. Rīgas Tehniskās universitātes 59. starptautiskā zinātniskā konference. (Referātu nosaukumi – “Osteoartrīta diagnostika, izmantojot magnētiskās rezonanses attēlus un topoloģisko modeli”, “Magnētiskās rezonanses informācijas apstrāde un vizualizācija”).
10. Rīgas Tehniskās universitātes 60. starptautiskā zinātniskā konference. (Referātu nosaukumi – “Ceļa locītavas audu segmentācija un analizēšana”, “Industriālā datorredze” un “Magnētiskās rezonanses un spektroskopiskā materiālu analizēšana”).
11. Rīgas Tehniskās universitātes 57. starptautiskā zinātniskā konference (Referātu nosaukumi – “Audu segmentācija un analizēšana pēc magnētiskās rezonanses attēliem”, “*DICOM* sēriju apvienošana un analizēšana”, “*DICOM* sēriju attēlu apstrāde”).

Atzinības raksts

Certification of Best Paper Award; Congress on Industrial and Applied Life Sciences and Mathematics, Nature-Math. Indonesia; 2016.

Starptautisko algoritmu salīdzināšanas rezultāti

https://github.com/lsils/benchmarks/tree/master/best_results.

Darba struktūra un apjoms

Promocijas darbam ir ievads, piecas nodaļas, secinājumi, literatūras avotu saraksts un 12 pielikumi. Darba apjoms ir 219 lappušu.

Ievadā tiek pamatota darba tēmas aktualitāte. Šajā nodaļā tiek aprakstīts darba mērķis un uzdevumi, promocija darba tēzes, pētījuma priekšmets un objekts, pētījuma metodes, darba zinātniskais jaunieguvums un darba praktiskā vērtība un aprobācija.

1. nodaļā “Magnētiskās rezonanses tomogrāfija” apskatīti promocijas darba fizikālie aspekti ar mērķi izpētīt sakarību starp atomu fizikālajiem procesiem un MR attēla pikseļu (vokseļu) intensitātēm, izprast MR attēla iegūšanas procesu un izanalizēt *DICOM* faila formātu.

2. nodaļā “Ceļa locītava un osteoartrīts” apskatīti promocijas darba medicīniskie aspekti ar mērķi izpētīt sakarību starp ceļa locītavas MR attēliem, ceļa locītavas bojājumiem (skrimšļa bojājumiem) un ceļa locītavas audiem; izanalizēt ceļa locītavas osteoartrīta riska faktorus un patoģenēzi.

3. nodaļā “Magnētiskās rezonanses attēlu apstrāde un analīze” apskatīti promocijas darba matemātiskie aspekti ar mērķi izpētīt medicīnisko attēlu pirmapstrādes, segmentācijas un analīzes metodes. Nodaļā analizētas šablonu meklēšanas, ģeometriskās īpašības analīzes un tekstūras analīzes pieejas. Šajā nodaļā tiek apskatīta medicīnisko attēlu apstrādes un analīzes paātrināšanas pieeja, kuras pamatā ir *FPGA* tehnoloģija.

4. nodaļā “Piedāvātās metodes un realizācijas” piedāvāti jauni autora izveidoti moduļi (kuros ir vairākas jaunas autora realizācijas). Nodaļā piedāvāts jauns relaksācijas laiku noteikšanas modulis, jauni cilvēka ķermeņa audu un šķidrumu segmentācijas un analīzes

moduļi, parādīts jauns autora izveidots *FPGA* instrukcijas minimizācijas modulis, piedāvāts jauns cilvēka ķermeņa audu un šķidrumu vizualizācijas modulis un jauns pacienta anketas analīzes modulis, kas dod iespēju ņemt vērā tekstuālo informāciju par pacientu.

5. nodaļā “Piedāvāto metožu aprobācija” parādīti ar autora realizētajiem algoritmiem veiktie eksperimenti. Nodaļā aprakstīts attēlu priekšapstrādes, segmentācijas un tekstūras analīzes eksperiments, veikts ceļa locītavas audu kontūru meklēšanas eksperiments, parādīts sinoviālā šķidruma automātiskas detektēšanas un lokalizācijas eksperiments, kā arī aprakstīts relaksācijas laiku noteikšanas eksperiments un skrimšļa analīzes un vizualizācijas eksperiments.

Pēdējā nodaļā **“Galvenie rezultāti un secinājumi”** publicēti promocijas darba galvenie rezultāti.

1. PROMOCIJAS DARBA TEORĒTISKĀ DAĻA

1.1. Magnētiskās rezonanses tomogrāfija

Šajā nodaļā apskatīti promocijas darba fizikālie aspekti ar mērķi izpētīt sakarību starp atomu fizikālajiem procesiem un MR attēla pikseļu (vokseļu) intensitātēm, izprast MR attēla iegūšanas procesu un izanalizēt *DICOM* faila formātu [30]. Nodaļā aprakstīts MR darbības princips. Īsā laika atomu protoniem ir svarīga loma MR darbībā. Nodaļā parādīts MR darbības procesa cikls. MR darbības procesa ciklam ir trīs posmi: īsā laika atomu protoni atrodas stiprā magnētiskajā laukā; īsā laika atomu protoni saņem enerģiju un pāriet no zema uz augstu enerģētisko līmeni; īsā laika atomu protoni atdod iegūto enerģiju un atgriežas sākotnējā stāvoklī. Protoni atgriežas sākuma stāvoklī pēc relaksācijas laika. Šiem laikiem ir divi apzīmējumi – T_1 un T_2 relaksācijas laiki. M_z komponentes relaksācija jeb spin-režģa relaksācijas process ilgst laiku T_1 , M_{xy} komponentes relaksācija jeb fāzes relaksācijas process – laiku T_2 . T_2 relaksācijas process var aizņemt īsāku laiku T_2^* . Magnetizācijas nehomogenitāte paātrina T_2 relaksācijas procesu.

Nodaļā izpētīta magnētiskās rezonanses attēlu iegūšana. MR attēlu iegūšanas procesam ir vairāki posmi: signālu saņemšana no protoniem, izmantojot gradientu laukus; k telpas veidošana; MR attēlu veidošana, izmantojot 2D Furjē pārveidojumu. Gradientu lauki ir nepieciešami, lai norādītu vokseļa novietošanu. Ir trīs gradientu magnētu veidi: šķēles selektīvais gradients (G_z); fāzes kodēšanas gradients (G_y); frekvences kodēšanas gradients (G_x). k telpa ir frekvenču telpa, kas satur signālus no dažādiem protonu slāņiem. Furjē pārveidojums dod iespēju izveidot 2D MR attēlu, kas atspoguļo noteiktu protonu slāni.

Nodaļā veikta magnētiskās rezonanses impulsu sekvences analīze. MR impulsu sekvence ir radio frekvences signāls un gradientu lauku izmantošanas sekvences. MR impulsu sekvencu veidu ir daudz, tos var iedalīt četrās klasēs: *SE* (*Spin-Echo*) – spin-atbalss sekvence; *FSE* (*Fast Spin-Echo*) – ātrā spin-atbalss sekvence; *IR* (*Inversion Recovery*) – inversijas-atjaunošanas sekvence; *GRE* (*Gradient echo*) – gradienta atbalss sekvence. MR impulsu sekvencu veids ietekmē MR attēla iegūšanas ātrumu un audu atspoguļošanas veidu [31]. *SE* sekvences formula ir šāda [32]:

$$S = M_0 \left[1 - \exp\left(\frac{-T_R}{T_1}\right) \right] \left[\exp\left(\frac{-T_E}{T_2}\right) \right], \quad (1.1.)$$

kur S – signāla amplitūda; M_0 – sākotnējā magnetizācija, kas ir atkarīga no magnētiskā lauka spēka (B_0) un protonu blīvuma (PD); T_E – atbalss laiks; T_R – atkārtojuma laiks; T_1 – relaksācijas laiks; T_2 – relaksācijas laiks.

Nodaļā aprakstīti uzsvērtie medicīnisko attēlu veidi un *DICOM* formāta lauki. Apskatīti trīs uzsvērtie medicīnisko attēlu veidi: T_1 uzsvērtie attēli – uzsvērti pēc T_1 relaksācijas laikiem; T_2 uzsvērtie attēli – uzsvērti pēc T_2 relaksācijas laikiem; PD uzsvērtie attēli – uzsvērti pēc protonu blīvuma (1.1. tab.). Šiem trijiem uzsvērtie medicīnisko attēlu veidiem ir noteikti T_R

(atkārtojuma laika), T_E (atbalss laika), FA^8 (RF^9 impulsa leņķa), T_1 (inversijas laika) parametri. T_1 uzsvērtajiem attēliem vokseļu intensitāte ir lielāka vielām, kurām T_1 relaksācijas laiks ir mazāks (tām vielām, kurām relaksācijas process notiek ātrāk). T_2 uzsvērtajiem attēliem vokseļu intensitāte ir lielāka vielām, kurām T_2 relaksācijas laiks ir lielāks (tām vielām, kurām relaksācijas process notiek lēnāk). PD uzsvērtajiem attēliem vokseļu intensitāte ir lielāka vielām, kurām ūdeņraža atomu protonu blīvums ir lielāks.

1.1. tabula

Sekvences parametri

Sekvence	Uzsvērtā MR attēlu veids	Parametrs T_R	Parametrs T_E
SE	T_1	600 ms	10–30 ms
	PD	1000 ms	10–30 ms
	T_2	2000 ms	80–250 ms

DICOM formāts ir medicīnisko attēlu formāts, kas satur medicīnisko attēlu vokseļu intensitātes un papildu informāciju par pacientu, slimnīcu, aparatūru, laiku, režīmiem utt. *DICOM* fails satur daudzas birkas, kas var glabāt skaitļus un tekstus. Šiem tagiem ir kārtas numurs, pēc kura var atrast nepieciešamo tagu *DICOM* failā.

Nodaļas nobeigumā ir definēti secinājumi un pieņemti vairāki svarīgi lēmumi.

1. Pēc izotopu žiromagnētiskās attiecības analīzes pieņemts lēmums turpmāk analizēt ūdeņraža izotopu. Mīkstie audi sastāv galvenokārt no ūdeņraža atomiem.
2. Izmantojot jaunu sekvenci ar jauniem parametriem, katru reizi no tās pašas vielas tiek saņemti dažādi signāli. MR sekvenču un sekvences parametru variantu ir bezgalīgi daudz, tāpēc vienas atgriezenisko signālu intensitāšu tabulas pagaidām nav.
3. MR attēlā redzamā audu intensitāte ir atkarīga no daudziem faktoriem: MR magnētiskā lauka spēka (1 T, 1,5 T, 3 T, ..., 11 T); audu protonu blīvuma; audu protonu T_1 un T_2 relaksācijas laikiem; MR sekvencēm un parametriem (T_R , T_E , FA , T_1).
4. Izstrādāta autora programma, kas atspoguļo MR *DICOM* attēlus.
5. Izstrādāta autora programma, kas atspoguļo relaksācijas laiku procesus. Programmas darbības pamatā ir šīs nodaļas pētījuma rezultāti.

Magnētiskās rezonanses tomogrāfija ir salīdzinoši nekaitīga (MR galvenā priekšrocība ir neinvazivitāte) un precīza diagnostikas metode. Šī metode precīzi atspoguļo mīksto audu izmaiņas. Dažādām vielām ir atšķirīgi relaksācijas laiki, tas nozīmē, ka vielas atdod enerģiju dažādos ātrumos. Tas dod iespēju atspoguļot dažādas vielas ar atšķirīgu kontrastu.

⁸ FA – (Low Flip Angle) RF impulsa apvēršanas leņķis (*GRE* sekvence).

⁹ RF – (Radio Frequency) radio frekvence.

1.2. Ceļa locītava un osteoartrīts

Šajā nodaļā apskatīti promocijas darba medicīniskie aspekti ar mērķi izpētīt sakarību starp ceļa locītavas MR attēliem, ceļa locītavas bojājumiem (skrimšļa bojājumiem) un ceļa locītavas audiem; izanalizēt ceļa locītavas osteoartrīta riska faktorus un patoģenēzi. Nodaļā aprakstīta ceļa locītavas anatomiskā uzbūve. Ceļa locītava sastāv no vairākiem audu veidiem [33]. Nodaļā apskatīti šādi ceļa locītava audi un šķidrums: ceļa locītavas kauli; ceļa locītavas menisks; ceļa locītavas skrimslis; ceļa locītavas sinoviālais šķidrums. Ceļa locītavas kaulu audu segmenta intensitāte būtiski mainās atkarībā no impulsu sekvenču (PD , T_1 , T_2 , ...). Kauliem ir svarīga tekstūras īpašība. Kauliem ir poraina tekstūra (ši īpašība ir saistīta ar kaulu sūkļa struktūru). Ceļa locītavas meniska audu segmenta intensitāte atkarībā no impulsu sekvenču (PD , T_1 , T_2 , ...) nemainās. Meniska audu MR segmentiem vienmēr ir zema pikseļu intensitāte. Promocijas darbā liela uzmanība pievērsta ceļa locītavas sinoviālajam šķidrumam un skrimslim. Ceļa locītavas sinoviālā šķidruma segmenta intensitāte mainās atkarībā no impulsu sekvenču (PD , T_1 , T_2 , ...). Sinovīta šķidruma segmentiem vienmēr ir salīdzinoši (ar citiem ceļa locītavas audiem) augsta pikseļu intensitāte.

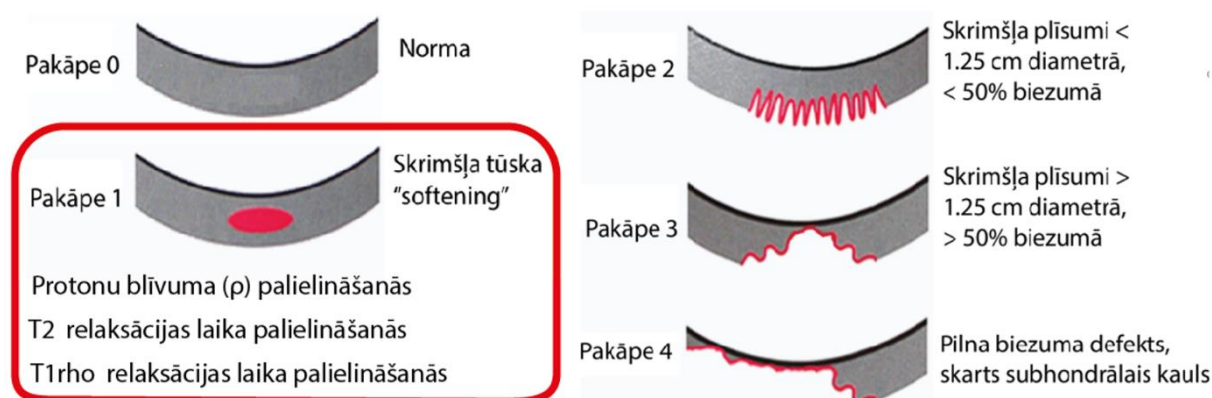
Nodaļā izpētīti ceļa locītavas skrimšļu komponentes un MR attēli. Skrimslis sastāv no ūdens un joniem, II tipa kolagēna šķiedrām, hondrocītiem, proteoglikāniem un citiem glikoproteīniem [9], [34], [35]. Proteoglikānu molekulām ir negatīvs lādiņš, kas pievelk ūdens molekulas [36]. Skrimšļa hondrocīti veido kolagēnu un proteoglikānu. Šie hondrocīti dod iespēju reģenerēt skrimslī. Skrimšļa proteoglikānu un kolagēnu izvietojums ietekmē skrimšļa ūdens apjomu (protona blīvumu) un skrimšļa relaksācijas vērtības (T_1 un T_2 relaksācija). Pateicoties šīm relaksācijas īpašībām, skrimslim MR attēlos ir zonāls (skrimslis sastāv no vairākiem slāņiem) atspoguļojums. Skrimšļa ūdens apjoms un skrimšļa relaksācijas īpašības ietekmē skrimšļa MR attēlus. Redzamais skrimšļa slāņu skaits mainās atkarībā no impulsu sekvenču. Skrimslim ir trīs slāņi: virspusējais slānis (*Superficial Zone*); pārejas slānis (*Transitional Zone*, *Radial Zone*, *Tidemark Zone*); dziļais slānis (*Calcified Zone*, *Subchondral bone*).

Šajā nodaļā apskatīts ceļa locītavas osteoartrīts (OA). Osteoartrīts ir artrīta visbiežāk sastopamais tips un ceļa locītavas osteoartrīts ir salīdzinoši izplatīta slimība. Osteoartrīts rada lielus ekonomiskos zaudējumus. Osteoartrīta ārstēšanā lieto nefarmakoloģiskas metodes, medikamentus, injekcijas locītavās jeb intraartikulārās injekcijas un ķirurģisko ārstēšanu. Labāk sākt ārstēšanu agrāk, lai nebūtu jāizmanto injekcijas un ķirurģisko ārstēšanu. Agrīna osteoartrīta diagnostika dod iespēju izārstēt osteoartrītu, jo osteoartrīta sākuma stadijā, kad bojājumi skar tikai locītavas skrimslī, pārmaiņas ir atgriezeniskas.

Nodaļā aprakstīti OA riska faktori. Tos var iedalīt trīs grupās: vispārējie (sistēmiskie) riska faktori; lokālie riska faktori; ārējie riska faktori. Osteoartrīta diagnostiku ir svarīgi veikt cilvēkiem, kuri atrodas OA riska grupā.

Nodaļā analizēta OA patoģenēze [37]. Osteoartrīts progresē un izraisa ceļa locītavas bojājumus [38]. Osteoartrītam ir piecas stadijas (1.1. att.) [39], [40]: vesela ceļa locītava; agrīna osteoartrīta pakāpe; kolagēna šķiedras bojājums; skrimšļa hondromalācija; pilna biezuma defekts un skarts subhondrālais kauls. Agrīnajā osteoartrīta stadijā notiek virspusējas

zonas kolagēna šķiedras degradācija [41]. Tas var izraisīt skrimšļa ūdens apjoma palielināšanos. Šī ūdens apjoma palielināšanās samazina proteoglikāna un kolagēna relaksācijas laika efektus, savukārt šie efekti saīsina T_2 relaksācijas laiku. Tāpēc ir iespējams novērot T_2 un $T_1\rho$ relaksācijas laiku lokālo palielināšanos skrimšļa matricas bojājuma vietās.



1.1. att. Outbridge klasifikācija.

Ir daudz osteoartrītam līdzīgu ceļa locītavas slimību [42], [43]: deģeneratīvais artrīts; reimatoīdais artrīts; locītavas periartīts; podagras artrīts. Ceļa locītavas reimatoīdajam artrītam (RA) un ceļa locītavas osteoartrītam (OA) ir līdzīgi simptomi. Šajā nodaļā apskatītas diferenciālās diagnostikas OA un RA pazīmes. Ceļa locītavas osteoartrīta galvenā pazīme ir pakāpeniska skrimšļa dilšana. Savukārt ceļa locītavas reimatoīdā artrīta galvenā pazīme ir sinoviālā hipertrofija.

Nodaļas nobeigumā publicēti vairāki svarīgi secinājumi un lēmumi.

1. Hondrocīti dod iespēju reģenerēt skrimslī, tāpēc agrīna osteoartrīta diagnostika dod iespēju izārstēt osteoartrītu.
2. Agrīna ceļa locītavas osteoartrīta stadija nav redzama vai ir ļoti slikti redzama parastos pelēktoņu attēlos. Tāpēc ir svarīgi izmantot papildu programmatūru, kas dod iespēju detektēt agrīnu OA.
3. T_2 un $T_1\rho$ relaksācijas laiku lokāla palielināšanās var palīdzēt noteikt agrīnu OA. Skrimšļa ūdens apjoma un protona blīvuma palielināšanās arī var palīdzēt noteikt agrīnu OA.
4. Pakāpeniska skrimšļa dilšana, sinoviālā hipertrofija, attāluma samazināšanās starp augšstilba un apakšstilba kauliem un osteofītu veidošanās var palīdzēt noteikt OA, izmantojot MR attēlus.
5. Osteoartrīta diagnostiku ir svarīgi veikt cilvēkiem, kuri atrodas OA riska grupā. Piedāvātie riska faktori palīdz novērtēt pacienta OA risku.
6. OA un RA ir atšķirīgas galvenās pazīmes. OA galvenā pazīme – pakāpeniska skrimšļa dilšana, RA galvenā pazīme – sinoviālā hipertrofija.
7. Autors izanalizējis audu MR attēlus un atradis audu unikālās tekstūras pazīmes. Šīs pazīmes tiks izmantotas MR attēlu analīzes procesā.
8. Autors izstrādājis OA topoloģiskais modelis, kas atspoguļo zināšanas par OA izraisošajiem faktoriem, fizioloģisko sistēmu izmaiņām, slimības klīniskajām

izpaušmēm. Topoloģiskā modeļa pamatā ir informācija par riska faktoriem un OA patoģenēzi, kas atspoguļota šajā nodaļā.

9. Autors izstrādājis OA ceļa locītavas slimnieku anketu. Anketas pamatā ir informācija par riska faktoriem un OA patoģenēzi, kas atspoguļota šajā nodaļā.

1.3. Magnētiskās rezonanses attēlu apstrāde un analīze

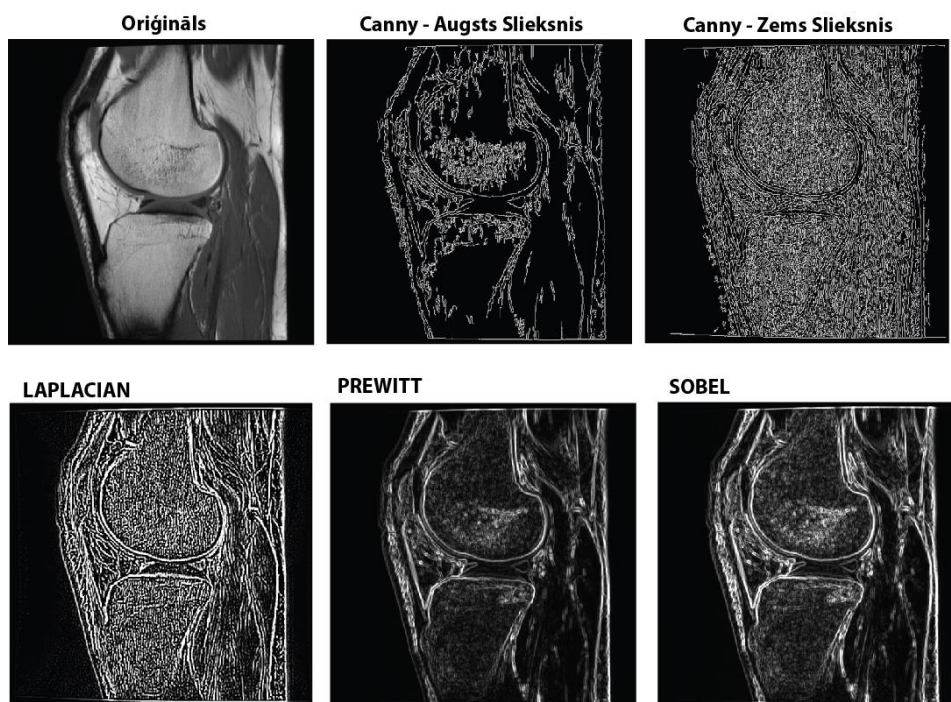
Šajā nodaļā apskatīti promocijas darba matemātiskie aspekti ar mērķi izpētīt medicīnisko attēlu pirmapstrādes, segmentācijas un analīzes metodes. Nodaļā apskatītas MR medicīnisko attēlu pirmapstrādes metodes [44], kas ļauj paātrināt, atvieglot un uzlabot medicīnisko attēlu turpmāku analīzi. Šīs metodes var samazināt medicīniskā attēla informācijas apjomu. Lai uzlabotu MR attēla kontrastu, var izmantot histogrammas ekvalizāciju, normalizāciju un izstiepšanu. Ir iespējams samazināt MR medicīnisko attēlu trokšņa līmeni, izmantojot nogludināšanas filtrus un pirmapstrādes metodes. Salīdzinoši labus rezultātus dod Perona–Malika nogludināšanas metode. Šie rezultāti (attēli) nesatur trokšņus, un attēla objektu robežas ir saglabātas. Perona–Malika algoritma priekšrocība ir spēja saglabāt attēla objektu robežas [45], [46]. Šī algoritma trūkums ir salīdzinoši zemā ātrdarbība (jo šis algoritms ir iteratīvs).

$$I_t(x, y, t) = \text{div}(c(x, y, t)\nabla I(x, y, t)), \quad (1.2.)$$

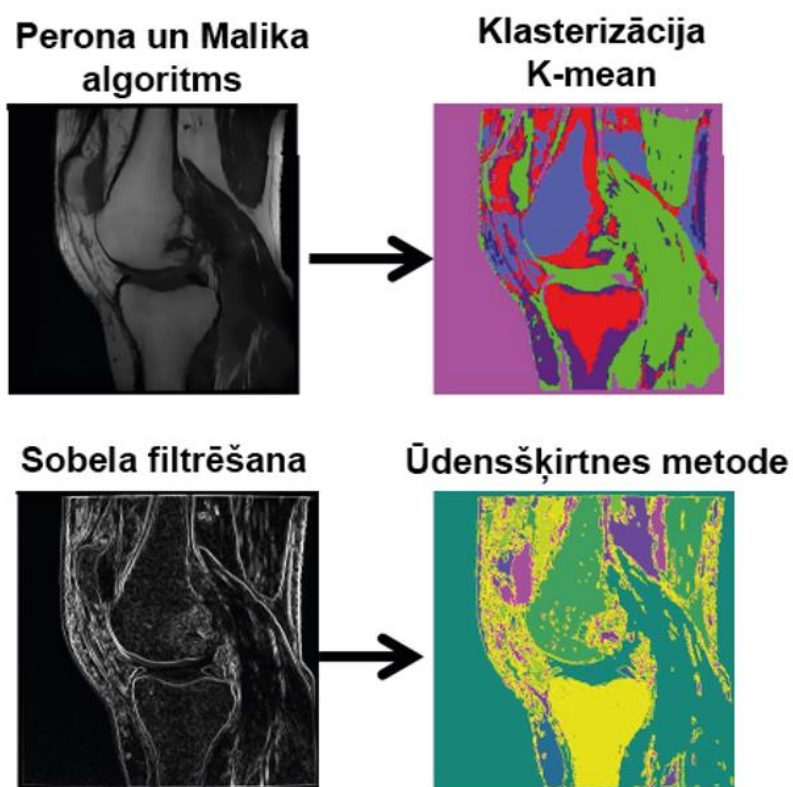
kur c – speciālais difūzijas koeficients; I – attēls, kur t ir attēla nogludināšanas stiprums; div – diverģences operators; ∇ – gradients; I_t – attēla izmaiņas.

Nodaļā analizētas audu kontūru izdalīšanas metodes. Atšķirīgu audu atdalīšana ļaus veikt dažādu audu analīzi. Audu kontūrs sastāv no pikseļu spilgtuma lēcieniem. Kopumā var definēt trīs pikseļu spilgtuma lēcienus: ideāls spilgtuma lēcienis (nav pārejas); slīps (pakāpeniskais) spilgtuma lēcienis; impulsa (trijstūra) spilgtuma lēcienis. Ir daudz kontūru izdalīšanas metožu un filtru: Previta filtrs (*Prewitt*), Sobela filtrs, *Scharr* filtrs, *Kirsch* filtrs, Laplasa filtrs, *Canny* metode utt. Šie filtri dod iespēju atspoguļot attēla pikseļu spilgtuma lēcienus (1.2. att.). Dažādi filtri pikseļu spilgtuma lēcienus atspoguļo atšķirīgi. Filtri un metodes, kuru pamatā ir pirmās kārtas atvasinājums, labi atspoguļo garos spilgtuma lēcienus (slīpos lēcienus). Savukārt filtri un metodes, kuru pamatā ir otrās kārtas atvasinājums, labi atspoguļo īsos spilgtuma lēcienus (impulsa lēcienus).

Nodaļā izpētītas audu reģionu izdalīšanas metodes. Šīs metodes iedala attēlu daudzos segmentos. Nodaļā padziļināti aprakstītas divas metodes: klasterizācija pēc k vidējiem (*k-mean clustering*) un ūdensšķirtnes metode (*WaterShed*). k vidējo klasterizācija dod iespēju izveidot daudzus attēla segmentus [47]–[50], kas sastāv no attēla pikseļiem un kam ir savs audu veids. Ir svarīgi izvēlēties piemērotākos parametrus, pēc kuriem notiek klasterizācija. Attēla pikseļiem ir skaitliski parametri: izvietojums (x, y, z – vērtība), intensitāte, gradients. Izmantojot klasterizāciju pēc k vidējiem, ir svarīgi pareizi definēt klasteru skaitu. Ūdensšķirtnes metode (*WaterShed*) var automātiski noteikt klasteru (segmentu) skaitu [51]–[55]. Ūdensšķirtnes metode ir iterācijas metode, tā veido robežas karti. Ja tiek izmantota Sobela filtrēšana, ūdensšķirtne metode dod labus rezultātus (1.3. att.).



1.2. att. Audu kontūru izdalīšana.



1.3. att. Klasterizācija pēc k vidējiem un ūdensšķirtnes metode.

Nodaļā analizēta šablonu meklēšanas [56]–[59], ģeometriskās īpašības analīzes un tekstūras analīzes pieeja. Šīs pieejas dod iespēju atrast interesējošo objektu attēlā un novērtēt interesējošā objekta stāvokli. Interesējošie objekti: ceļa locītava; ceļa locītavas skrimslis; ceļa

locītavas kauli; ceļa locītavas muskuļi; ceļa locītavas menisks; ceļa locītavas sinoviālais šķidrums; ceļa locītavas bojājumi. Lai atrastu vai novērtētu interesējošo objektu, jāizveido interesējošā objekta matemātiskais modelis. Interesējošā objekta matemātiskais modelis ir atkarīgs no uzdevuma. Šablonu meklēšanas gadījumā objekta matemātiskais modelis ir šablons. Šablona veids ir atkarīgs no informācijas, ko satur šablons. Ir iespējams definēt trīs šīs informācijas veidus: forma; krāsa; tekstūra. Šablons, kas atspoguļo objekta robežas, ir objekta kontūrs. Ir dažādi varianti, kā aprakstīt kontūru: ķēdes kods (*Chain Code*) [60]; kontūra signatūra (*Contour Signature*) [61]; kontūra punktu masīvs. Ja starp izvēlēto attēla segmentu un šablonu ir maza atšķirība, var secināt, ka šis segments atspoguļo šablona objektu. Attēla un šablona punkta atšķirības jeb attāluma aprēķināšanu ir iespējams veikt, izmantojot Eiklīda attālumu (*Sum of Squared Differences*) [62], Manhetenas attālumu (*Sum of Absolute Differences*), kosinusa attālumu (*Normalized Cross Correlation*).

Interesējošā objekta šablonu var aprakstīt, izmantojot vairākas attēla segmenta ģeometriskās īpašības [63], [64]: smaguma centru (*Centre of mass*); platību (*Area*); perimetru (*Perimetre*); orientāciju (*Orientation*); pagarināšanu (*Elongation/Eccentricity* – 1.4. formula); cirkulāro vērtību (*Circularity* – 1.3. formula) un citus statistiskos momentus.

$$C = \frac{P^2}{A}, \quad (1.3.)$$

kur A – platība; P – perimetrs.

$$elongation = \frac{\mu_{20} + \mu_{02} + \sqrt{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}^2}}{\mu_{20} + \mu_{02} - \sqrt{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}^2}}, \quad (1.4.)$$

kur *elongation* – objekta pagarināšana; μ – centrālais moments.

Svarīgi atrast invariantas ģeometriskās īpašības, kas nemainās atkarībā no ģeometriskajiem pārveidojumiem [65]. Objekta ģeometriskās īpašības var palīdzēt novērtēt objekta stāvokli (skrimšļa perimetru, sinoviālā šķidruma platību).

Lai atrastu vajadzīgo attēla segmentu, ir iespējams izmantot tekstūras pazīmes. Nodaļā apskatītas statistiskās un spektrālās tekstūras pazīmes. Statistiskās tekstūras pazīmes ir iespējams noteikt, izmantojot histogrammas pieeju [66], [67] un tuvumu matricas pieeju. 2D tekstūru var pārveidot par 1D histogrammu. Pamatojoties uz histogrammas informāciju, var atrast dispersiju (spilgtuma kontrasta mēru), gluduma deskriptoru, histogrammas asimetrijas rādītāju, ekscesu (sadalījuma asumu), viendabīgumu, vidējo entropiju (spilgtuma mainīguma rādītāju). Histogramma neatpoguļo informāciju par pikseļa novietojumu. Šī informācija var būt svarīga tekstūras analīzei.

Statistiskās tekstūras pazīmes iespējams noteikt, izmantojot tuvumu matricas pieeju, kas ievēro pikseļa novietojumu [68], [69]. Tekstūras analīzi var veikt, izmantojot dažādus tuvuma matricas veidus: *GLCM* matricu (*Gray Level Co-occurrence Matrix*); *GLRLM* matricu (*Gray Level Run Length Matrix*) un *GLSZM* matricu (*Gray Level Size Zone Matrix*). *GLCM* matrica dod iespēju aprēķināt vairākas tekstūras statistiskās pazīmes: kontrastu; atšķirību (*dissimilarity*); homogenitāti (*homogeneity*); enerģiju (*energy*); entropiju (*entropy*) u. c. Ir iespējams izmantot četrus *GLCM* matricas veidus: diagonālās matricas (45 un 135 grādi),

horizontālās un vertikālās matricas. *GLSZM* (*Gray Level Size Zone Matrix*) matrica dod iespēju analizēt zonas ar vienu intensitāti [70], [71]. *GLRLM* (*Gray Level Run Length Matrix*) dod iespēju analizēt līniju segmentus ar vienu intensitāti. *GLRLM* matricas veids ir atkarīgs no analīzes līniju segmentu virziena. Ir iespējams izmantot četrus *GLRLM* matricas veidus: diagonālās matricas (45 un 135 grādi), horizontālās un vertikālās matricas.

Spektrālā pieeja dod iespēju noteikt tekstūras virzienu. Tekstūras spektrālo informāciju var iegūt, izmantojot divdimensiju Furjē transformāciju (*2D FFT – Fast Fourier Transform*).

Nodaļā apskatīta aktīvā kontūra metode. Šī metode dod iespēju precizēt objekta kontūru (kas tika iegūts, izmantojot citas kontūru meklēšanas metodes). Aktīvajam kontūram jātuvinās objekta robežai. Lai izpildītu šo uzdevumu, jāizmanto enerģijas funkcionālis (1.5. vienādojums). Lai tuvinātu kontūru pie objekta robežas, jāminimizē enerģijas funkcionālis (“*mērķa funkcionālis*”). Aktīvajam kontūram ir divi raksturīgie koeficienti [72], [73]: elastīguma koeficients un liekuma koeficients. Šie koeficienti palīdz konstruēt daudzus aktīvos kontūrus ar dažādām īpašībām. Tas dod iespēju pielāgot aktīvo kontūru noteiktam audu veidam.

$$E(v) = E_{\text{int}}[v(s)] + E_{\text{ext}}[v(s)], \quad (1.5.)$$

kur E_{int} – līknes iekšējā enerģija (satur elastīguma koeficientu un liekuma koeficientu); E_{ext} – līknes ārējā enerģija; s – līknes parametrs (mainās no 0 līdz 1); v – līknes koordinātes.

Šajā nodaļā aprakstīta medicīnisko attēlu apstrādes un analīzes paātrināšanas pieeja, kuras pamatā ir *FPGA* (*Field-Programmable Gate Array*) tehnoloģija. *FPGA* ir programmējama loģiskā iekārta, kas maina savu iekšējo arhitektūru programmēšanas laikā. Tāpēc *FPGA* arhitektūru var pielāgot noteiktiem uzdevumiem. *FPGA* var paralēli apstrādāt lielu informācijas apjomu. Tāpēc *FPGA* iekārtai informācijas apstrādāšanas ātrums ir 10 ... 100 reizes [74] lielāks nekā parastajiem mikrokontrolieriem.

Nodaļas nobeigumā definēti vairāki secinājumi un pieņemti svarīgi lēmumi.

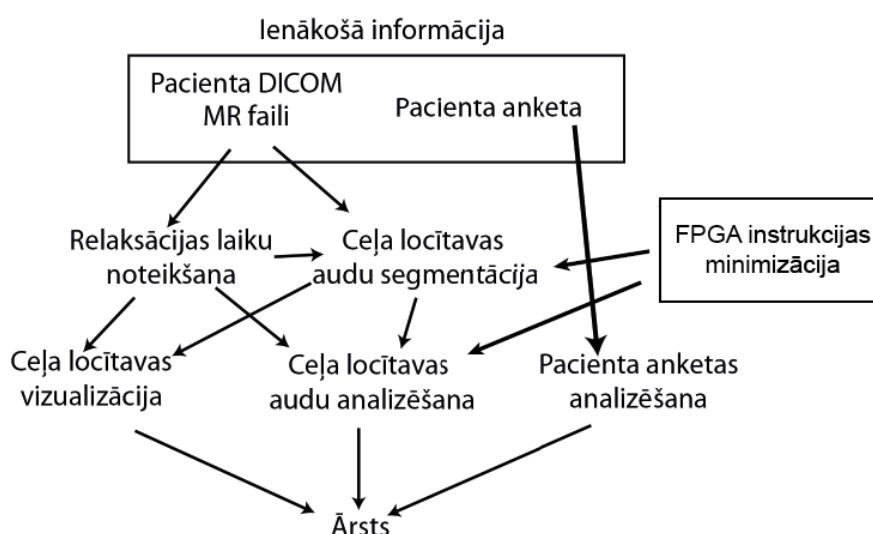
1. Perona–Malika nogludināšanas metode noņem MR attēla augstfrekvences informāciju (trokšņus artefaktus), taču saglabā MR attēla audu robežas. Šīs metodes trūkums ir salīdzinoši zemā ātrdarbība.
2. Filtri un metodes, kuru pamatā ir pirmās kārtas atvasinājums, labi atspoguļo garos spilgtuma lēcienus (slīpos lēcienus); savukārt filtri un metodes, kuru pamatā ir otrās kārtas atvasinājums, labi atspoguļo īsos spilgtuma lēcienus (impulsa lēcienus).
3. Izmantojot klasterizāciju pēc k vidējiem (*k-mean clustering*), ir svarīgi pareizi definēt klasteru skaitu un parametrus, pēc kuriem notiek klasterizācija.
4. Ūdensšķirtnes metode var automātiski noteikt segmentu skaitu. Ūdensšķirtnes metode kopā ar Sobela filtrēšanu dod labu rezultātu.
5. Ģeometriskā īpašību analīzes un tekstūras analīzes pieejas dod iespēju atrast interesējošo objektu attēlā un novērtēt interesējošā objekta stāvokli. (Interesējošie objekti – ceļa locītavas audi un šķidrumi). Statistiskās tekstūras pazīmes ir iespējams noteikt, izmantojot histogrammas pieeju un tuvumu matricas pieeju (*GLCM* matricu, *GLRLM* matricu un *GLSZM* matricu).

6. Aktīvais kontūrs tuvinās audu robežām un precizē iepriekš iegūto audu kontūru, izmantojot enerģijas funkcionāli.
7. *FPGA* iekārtai informācijas apstrādāšanas ātrums ir 10 (var būt līdz 100) reizes [74] lielāks nekā parastajiem mikrokontrolieriem.
8. Autors salīdzinājis daudzas nogludināšanas metodes un izvēlējies piemērotāko.
9. Autors izstrādājis programmas, kas dod iespēju salīdzināt daudz filtru un segmentācijas metožu.
10. Autors izstrādājis programmas, kas dod iespēju salīdzināt un aprēķināt attēla segmenta ģeometriskās īpašības un tekstūras pazīmes.

2. PIEDĀVĀTĀS METODES UN REALIZĀCIJAS

Šajā nodaļā piedāvāti jauni autora moduļi (2.1. att.):

- 1) relaksācijas laiku noteikšanas modulis;
- 2) ceļa locītavas audu segmentācijas modulis;
- 3) ceļa locītavas vizualizācijas modulis;
- 4) ceļa locītavas audu analīzes modulis;
- 5) pacienta anketas analīzes modulis;
- 6) *FPGA* instrukcijas minimizācijas papildmodulis.



2.1. att. Diagnostikas sistēmas shēma.

2.1. Relaksācijas laiku noteikšanas modulis

Nodaļā piedāvāts relaksācijas laiku noteikšanas modulis. Šis modulis var izpildīt vairākus uzdevumus.

1. T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc viena attēla (autora pieeja, algoritms un realizācija) – algoritms dod iespēju atspoguļot T_2 relaksācijas laiku izmaiņas. Šis algoritms ir salīdzinoši ātrs, taču neņem vērā protonu blīvuma izmaiņas, T_1 relaksācijas procesu un *FSE* sekvenču īpašības.
2. T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc diviem attēliem – metodei ir divi varianti: 1) noteikšana pēc T_2 un *PD* uzsvērtajiem attēliem (autora pieeja, autora algoritms un realizācija); 2) noteikšana pēc diviem T_2 uzsvērtajiem attēliem (autora algoritms un realizācija). Noteikšana pēc T_2 un *PD* ir salīdzinoši ātra un ņem vērā protonu blīvuma izmaiņas, taču neņem vērā T_1 relaksācijas procesu un *FSE* sekvenču īpašības. Noteikšana pēc diviem T_2 ir salīdzinoši ātra un ņem vērā protonu blīvuma izmaiņas, T_1 relaksācijas procesu, taču neņem vērā *FSE* sekvenču īpašības.
3. T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc vairākiem attēliem (eksistējošā pieeja, autora algoritms un realizācija) – algoritms dod iespēju atspoguļot T_2 relaksācijas procesu un

noteikt T_2 relaksācijas laiku (2.1. vienādojumi). Šis algoritms ņem vērā protonu blīvuma izmaiņas un T_2 relaksācijas procesu, bet neņem vērā T_1 relaksācijas procesu.

$$S(P_1, P_2) = \sum_{i=1}^n \left[SI_i - P_1 \exp\left(\frac{-T_{Ei}}{P_2}\right) \right]^2 \rightarrow \min,$$

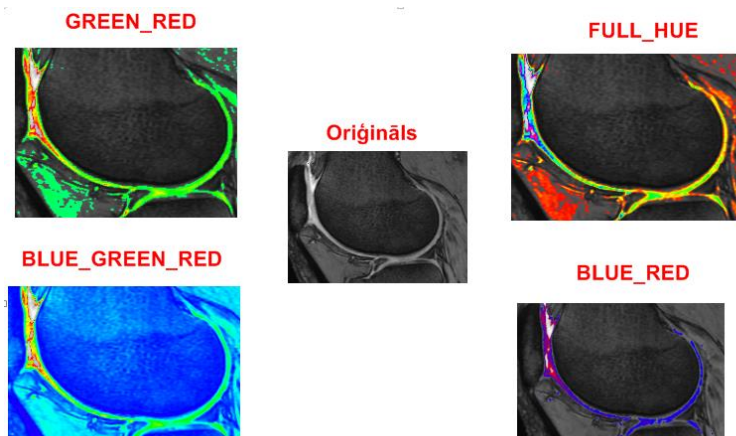
$$\begin{cases} \frac{\partial S}{\partial P_1} = -2 \sum_{i=1}^n \left(e^{\frac{-T_{Ei}}{P_2}} (SI_i - P_1 e^{\frac{-T_{Ei}}{P_2}}) \right) = 0, \\ \frac{\partial S}{\partial P_2} = -\frac{2}{P_2^2} P_1 \sum_{i=1}^n \left[e^{\frac{-T_{Ei}}{P_2}} (SI_i - P_1 e^{\frac{-T_{Ei}}{P_2}}) T_{Ei} \right] = 0, \end{cases} \quad (2.1.)$$

kur $S(P_1, P_2)$ – kvadrātu kļūda, ko nepieciešams minimizēt; n – attēlu skaits; i – konkrētais attēls; SI_i – konkrētā attēla intensitāte; T_{Ei} – konkrētā attēla T_E laiks; P_1 – sākotnējā magnetizācija (M_0); P_2 – relaksācijas laiks (T_2).

4. T_1 relaksācijas laiku noteikšana pēc viena attēla (autora pieeja, algoritms un realizācija) – algoritms dod iespēju atspoguļot T_1 relaksācijas laiku izmaiņas. Šis algoritms ir salīdzinoši ātrs, taču neņem vērā protonu blīvuma izmaiņas, T_2 relaksācijas procesu un FSE sekvenču īpašības.

2.2. Ceļa locītavas vizualizācijas modulis

Šajā nodaļā piedāvāts jauns autora ceļa locītavas vizualizācijas modulis. Šim modulim ir divi režīmi: 2D vizualizācijas režīms (2.2. att.) un 3D vizualizācijas režīms. 2D vizualizācijas režīms atspoguļo informāciju divdimensiju telpā. Šis režīms izmanto histogrammas vizualizāciju, krāsainus attēlus, palielināmo stiklu un krāsu sajaukšana rīku. Ceļa locītavas MR vizualizācija dod iespēju atspoguļot vairāk informācijas par ceļa locītavas defektiem. 3D vizualizācijas mērķis ir atspoguļot 2D *DICOM* attēlus 3D telpā. Autora izveidotais modulis 3D telpā var vienlaikus atspoguļot vairākas plaknes. Otrs svarīgs autora izveidotā moduļa uzdevums ir vokseļa rindas, kolonnas un slāņa numuru noteikšana (atgriezeniskais uzdevums). Šī rindas un kolonnas numura noteikšana dod iespēju veikt *DICOM* sēriju apvienošanu.

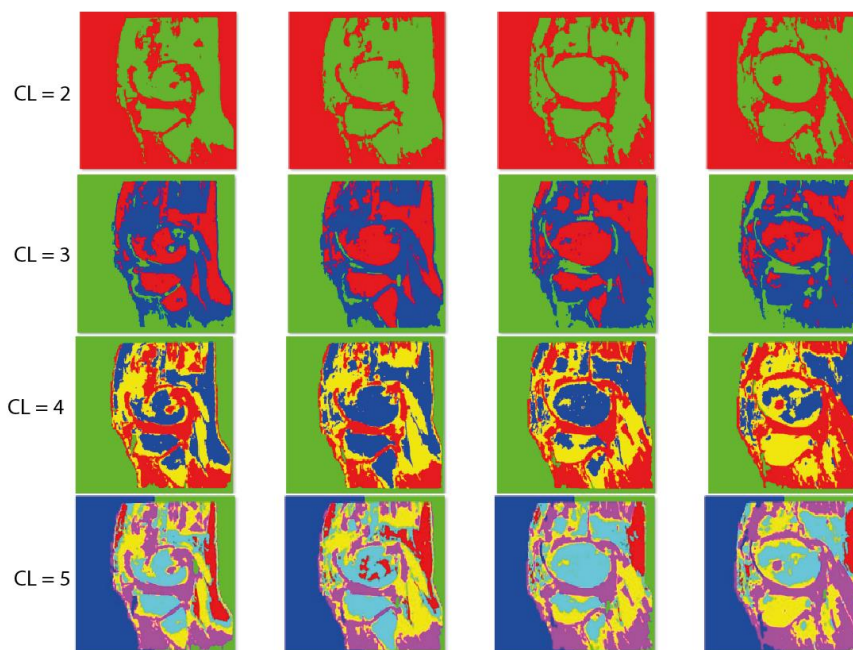


2.2. att. Četri krāsainu attēlu veidi.

2.3. Ceļa locītavas audu segmentācijas un analīzes moduļi

Šajā nodaļā piedāvāti jauni autora izveidoti ceļa locītavas audu segmentācijas un analīzes moduļi. Šie moduļi var izpildīt vairākus uzdevumus un sastāv no vairākām daļām.

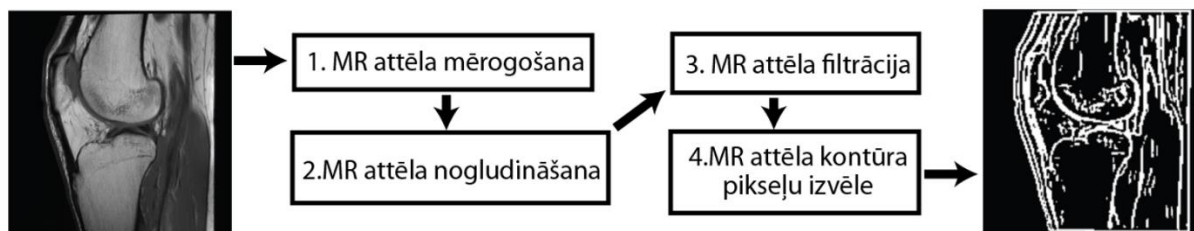
1. Jaunie autora izveidotie moduļi var veikt audu reģionu izdalīšanu (segmentāciju), izmantojot četras autora realizācijas:
 - a) 2D klasterizācija pēc k vidējiem (*k-mean clustering*) – autora algoritms un realizācija;
 - b) 3D klasterizācija pēc k vidējiem – autora algoritms un realizācija (2.3. att.);
 - c) ūdensšķirtnes metode – autora algoritms un realizācija;
 - d) uzlabota adaptīvā ūdensšķirtnes metode – autora algoritms un realizācija.Šīs realizācijas palīdz veikt patoloģisku audu reģionu izdalīšanu (segmentāciju).
2. Šiem segmentācijas un analīzes moduļiem ir interaktīva audu segmentācijas iespēja. Autora izveidotā interaktīvā segmentācija (autora algoritms un realizācija) dod iespēju pašam ārstam izvēlēties segmentācijas vielu.



2.3. att. 3D klasterizācijas pēc k vidējiem realizācijas rezultāta atkarība no klasteru skaita.

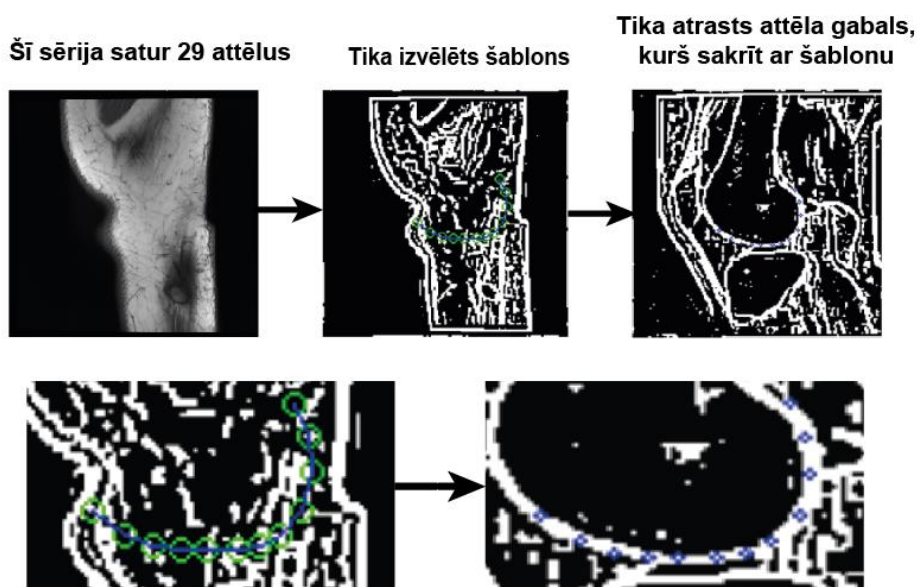
2.3.1. Šablonu meklēšana

Autors piedāvā jaunu audu kontūru segmentācijas metodi, algoritmu un realizāciju. Šī metode dod iespēju iegūt bināro attēlu, kas palīdz ātri atrast nepieciešamo šablonu (2.4. att., 1. pielikums).



2.4. att. Piedāvātā audu kontūru izdalīšanas metode.

Autors piedāvā jaunu šablonu meklēšanas metodi, algoritmu un realizāciju. Šablonu meklēšana dod iespēju atrast nepieciešamo ceļa locītavas audu (reģionu). Piedāvātajai šablonu meklēšanas metodei ir trīs soļi: šablona veidošana (šablonu ir iespējams izveidot, izmantojot autora piedāvāto programmu); ātra šablonu meklēšana (2.5. att.), atrastā kontūra precizēšana. Piedāvātā metode salīdzina šablonu ar pacienta ceļa locītavas MR attēliem. Viens no šīs metodes trūkumiem ir patoloģijas audu šablonu izveidošanas un lokalizācijas sarežģītība. Patoloģiski audi var parādīties dažādās vietās, un šiem audiem ir iespējami dažādu ģeometrisku formu veidi.



2.5. att. Autora šablonu meklēšanas realizācijas darba piemērs.

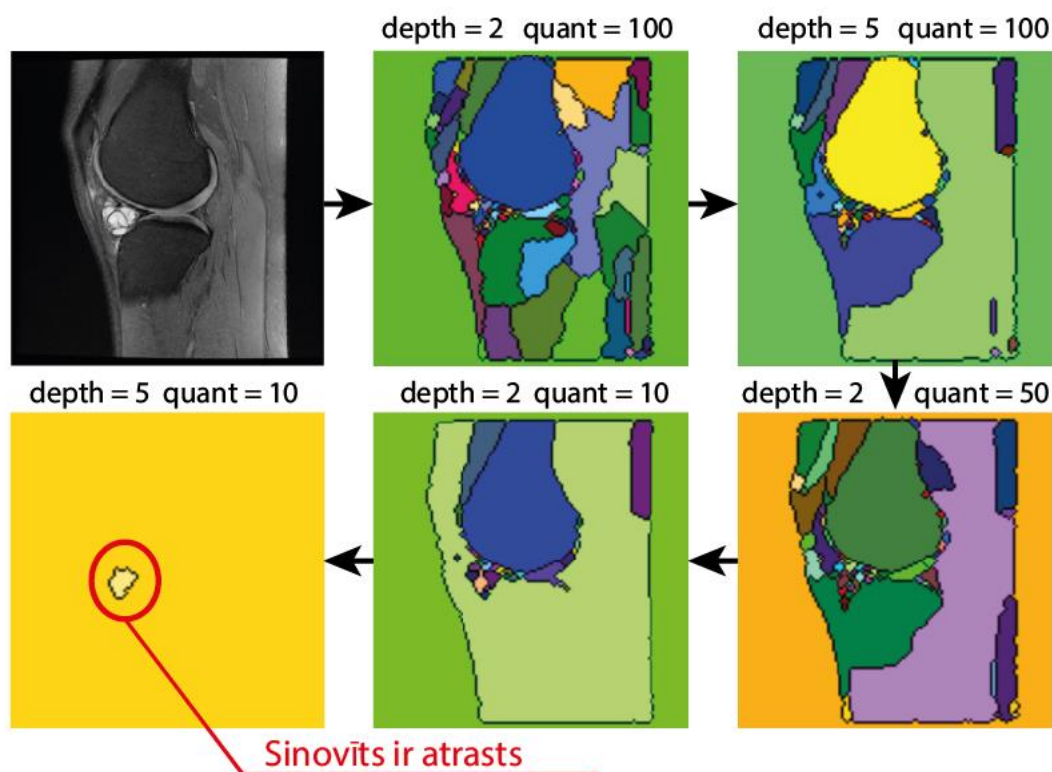
2.3.2. Automātiskā sinoviālā šķidruma izdalīšana

Sinoviālo šķidrumu ir iespējams detektēt, izmantojot autora ūdensšķirtnes uzlaboto adaptīvo realizāciju. Jaunajai uzlabotajai ūdensšķirtnes adaptīvajai realizācijai ir seši režīmi. Jaunās uzlabotās ūdensšķirtnes adaptīvās realizācijas rezultāts (segmentu veids un segmentu skaits) ir atkarīgs no diviem parametriem:

$$S = F(\text{depth}, \text{quant}, I) \quad (2.2.)$$

kur S – klasteru kopa; I – attēls vai attēlu kopa (3D gadījumā); depth – segmenta minimālais dziļums; quant – kvantēšanas maksimālā vērtība (kvantēšanas dziļums, kvantēšanas attēla gradācijas skaits).

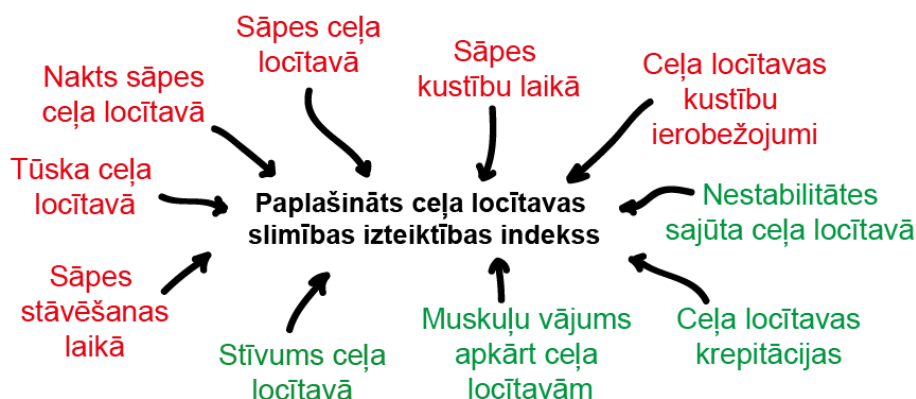
2.6. attēlā parādīta ūdensšķirtnes adaptācija. Šajā attēlā ir redzams, ka segmentācijas rezultāts ir atkarīgs no diviem parametriem. “*quant*” parametra palielināšana dod iespēju iegūt vairāk segmentu. “*depth*” parametra palielināšana dod iespēju samazināt segmentu skaitu. Šis algoritms maina “*depth*” un “*quant*” parametrus un cenšas atrast sinoviālo šķidrumu.



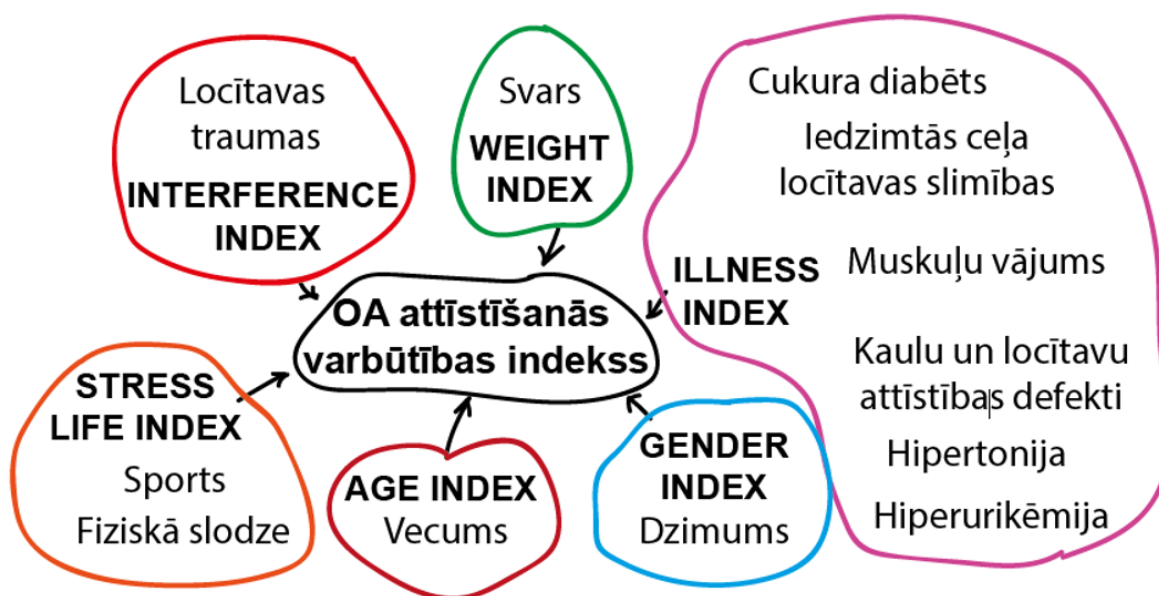
2.6. att. Sinoviālā šķidruma meklēšana, izmantojot autora ūdensšķirtnes adaptīvo realizāciju.

2.4. Pacienta anketas analīzes modulis

Nodaļā aprakstīts jauns pacienta anketas analīzes modulis. Šis modulis izmanto pacienta anketu. Pamatojoties uz pacienta atbildēm, ir iespējams aprēķināt indeksus: ceļa locītavas osteoartrīta izteiktības indeksu (autora piedāvāts indekss, kura pamatā ir esošais indekss); ķermeņa svara indeksu (esošais indekss); paplašinātu ceļa locītavas slimības izteiktības indeksu (autora piedāvāts indekss, kura pamatā ir eksistējošais indekss) un ceļa locītavas OA attīstīšanās varbūtības indeksu (autora piedāvāts indekss, kura pamatā ir ekspertu zināšanas) (2.7. un 2.8. att.).



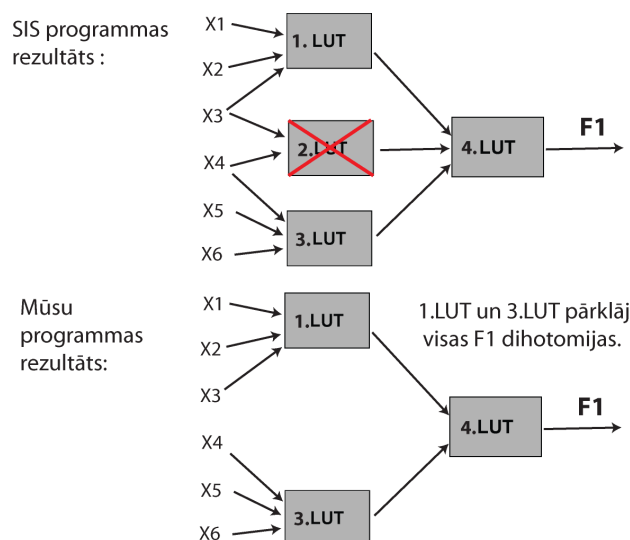
2.7. att. Paplašināts ceļa locītavas slimības izteiktības indeksa komponentes (sarkanā krāsā – svarīga komponente, zaļā krāsā – mazsvarīga komponente).



2.8. att. Seši OA attīstīšanās varbūtības indeksi.

2.5. *FPGA* instrukcijas minimizācijas modulis

Nodaļā parādīts jauns *FPGA* instrukcijas minimizācijas modulis. Šis modulis var minimizēt *FPGA* instrukciju (2.9. att.). Autora izstrādātais instrukcijas minimizācijas modulis var pārveidot sinhronu shēmu par asinhronu shēmu. Tas dod iespēju samazināt *FPGA* instrukcijas izpildīšanas laiku un paātrināt medicīnisko attēlu apstrādi.



2.9. att. LUT (LookUp Table) elementu samazināšanas process.

2.6. Secinājumi

Nodaļas nobeigumā definēti vairāki svarīgi secinājumi.

1. Izstrādāts jauns relaksācijas laiku noteikšanas modulis, kuram ir pieci režīmi. Šis modulis var atspoguļot T_1 / T_2 relaksācijas laiku izmaiņas un relaksācijas laiku procesu, kā arī var noteikt T_1 / T_2 relaksācijas laika vērtību, izmantojot *DICOM* failus.
2. Segmentācijas un analīzes moduļi var veikt audu segmentāciju un analīzi. Šie moduļi dod iespēju veikt sinoviālā šķidruma automātisku segmentāciju, skrimšļa kontūru izdalīšanu, izveidot un meklēt audu šablonu, izdalīt ceļa locītavas šķidruma un audu robežas, ārstam izmantot interaktīvo segmentāciju.
3. Ceļa locītavas vizualizācijas modulim ir divi režīmi: 2D un 3D vizualizācijas režīmi. 2D režīms dod iespēju atspoguļot vairāk informācijas par ceļa locītavas defektiem, izmantojot krāsainus attēlus. 3D režīms – atspoguļot ceļa locītava attēlus 3D telpā un iespēju veikt *DICOM* sēriju apvienošanu.
4. Pacienta anketas analīzes modulis dod iespēju ņemt vērā tekstuālo informāciju par pacientu. Šī informācija palīdz precīzāk novērtēt pacienta stāvokli.

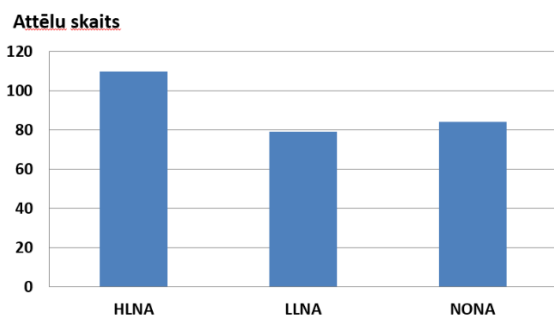
3. PIEDĀVĀTO METOŽU APROBĀCIJA

Šajā nodaļā parādīti eksperimenti, kas veikti, izmantojot autora realizētos algoritmus.

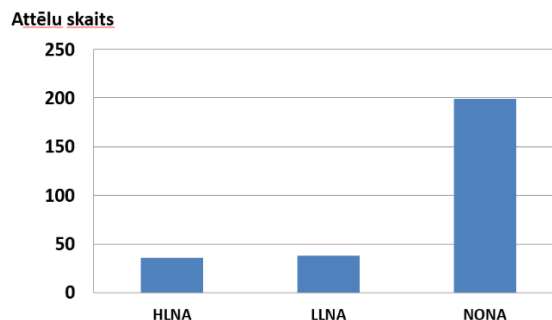
3.1. Attēlu priekšapstrāde, segmentācija un tekstūras analīze

Nodaļā aprakstīts attēlu priekšapstrādes, segmentācijas un tekstūras analīzes eksperiments. Eksperiments sastāv no trim daļām: attēlu priekšapstrāde un segmentācija; MR signāla intensitātes; tekstūras pazīmes analīze.

No attēlu priekšapstrādes un segmentācijas eksperimenta rezultātiem var secināt, ka Perona–Malika nogludināšanas un klasterizācijas pēc k vidējiem (*K-mean clustering*) kombinācija dod iespēju samazināt (nofiltrēt) trokšņus un artefaktus. Tomēr klasterizācija pēc k vidējiem bez Perona–Malika nogludināšanas nedod tik labus rezultātus. Šo metožu kombinācijas novērtēšana ir šāda (3.1. un 3.2. att.): *HLNA* – augsts trokšņu un artefaktu līmenis; *LLNA* – zems trokšņu un artefaktu līmenis; *NONA* – bez trokšņiem un artefaktiem.

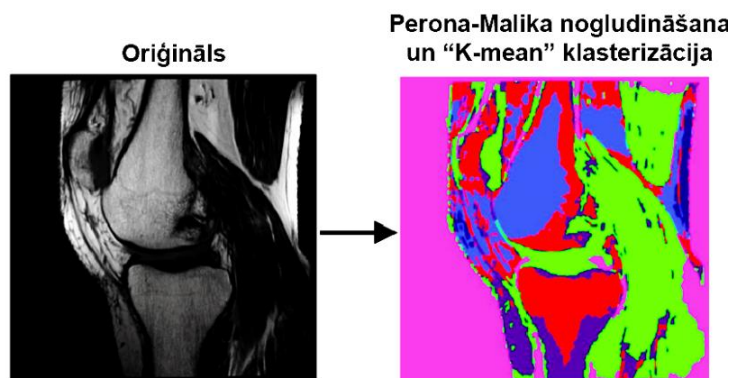


3.1. att. Klasterizācijas pēc k vidējiem novērtēšana.



3.2. att. Perona–Malika nogludināšanas un klasterizācijas pēc k vidējiem novērtēšana.

No MR signāla intensitātes eksperimenta rezultātiem var secināt, ka MR signāla intensitātei ir svarīga nozīme audu veidu noteikšanas procesā. Tomēr veiksmīgai audu noteikšanai vēl ir nepieciešamas raksturīgās pazīmes (ne tikai MR signāla intensitātes).

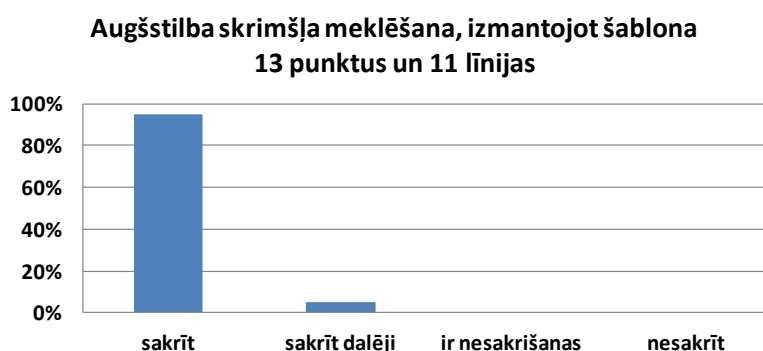


3.3. att. Perona–Malika nogludināšanas un klasterizācijas pēc k vidējiem realizācijas rezultāts.

Eksperimentā salīdzināti līdzīgie audi (līdzīgi pēc MR signāla intensitātēm). No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka līdzīgiem audiem (līdzīgi pēc MR signāla intensitātēm) ir tekstūras raksturīgās pazīmes: meniskam un fonam (meniskam un fonam ir zema intensitāte, tāpēc šie audi ir līdzīgi) – vienmērīgums, homogenitāte un zonas izcēlums; muskuļaudiem un skrimslim – vienmērīgums, homogenitāte, nevienādība, korelācija; taukaudiem un kauliem – vienmērīgums, vidējā vērtība un zonas izcēlums. Tekstūras statistiskās audu raksturīgās pazīmes tiek aprēķinātas, izmantojot *GLCM* matricu (48 pazīmes) un *GLSZM* matricu (16 pazīmes).

3.2. Ceļa locītavas audu kontūru meklēšana

Nodaļā veikts ceļa locītavas audu kontūru meklēšanas eksperiments. Eksperiments sastāv no divām daļām: audu kontūru izdalīšana un audu kontūru meklēšana. Audu kontūru izdalīšana ļauj atrast audu kontūrus, izmantojot autora radīto algoritmu. Tiek piedāvāts jauns algoritms, kas atspoguļo visus svarīgos ceļa locītavas audu kontūrus. Šie iegūtie kontūri parasti ir samērā trekni. Tas atvieglo turpmāko audu kontūru meklēšanu. Piedāvātais audu kontūru meklēšanas algoritms galvenokārt ir paredzēts ceļa locītavas augšstilba skrimšļa meklēšanai. Lai pārbaudītu piedāvāto realizāciju, tika izveidoti pieci eksperimenti: augšstilba skrimšļa kontūra meklēšana, izmantojot kontūra 13 punktus un 11 līnijas (1. eksperiments – 3.4. att.) / 15 punktus (2. eksperiments – 3.5. att.); augšstilba kaula kontūra meklēšana, izmantojot kontūra 24 punktus un 23 līnijas (3. eksperiments) / 20 punktus (4. eksperiments) / astoņus punktus un septiņas līnijas (5. eksperiments). Pirmajā eksperimentā augšstilba skrimslis ir pareizi atrasts 19 gadījumos (95 %). Vienā gadījumā (5 %) pacientam bija lielas problēmas ar ceļa locītavu. Skrimšļa meklēšanas rezultāti ir labāki nekā augšstilba kaula meklēšanas rezultāti. Galvenā piedāvātās metodes priekšrocība ir ātrums. 1,8 milj. šablona variantu pārbaudes vidēji aizņem 12 sekundes.



3.4. att. Augšstilba skrimšļa meklēšana (13 punkti un 11 līnijas).



3.5. att. Augšstilba skrimšļa meklēšana (15 punkti).

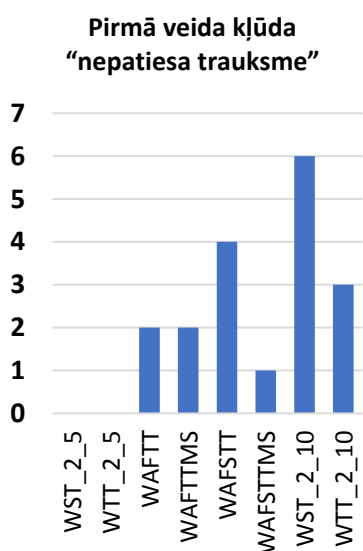
3.3. Sinoviālā šķidruma detektēšana un lokalizācija

Nodaļā parādīts sinoviālā šķidruma automātiskās detektēšanas un lokalizācijas eksperiments. Eksperiments sastāv no trim daļām: sinoviālā šķidruma tekstūras īpašību noteikšana; sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanās detektēšana un lokalizācija, izmantojot autora k vidējo (k -mean clustering) realizāciju; sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanās detektēšana un lokalizācija, izmantojot autora uzlaboto ūdensšķirtnes adaptīvo algoritmu. Sinoviālā šķidruma tekstūras īpašību noteikšanas daļā salīdzinātas 139 tekstūras. Šajā daļā tiek noteiktas sinoviālajam šķidrumam raksturīgās tekstūras pazīmes (vidējā intensitātes vērtība, baricentrs, zonas izcēlums [$HGZE$ un $LGZE$]) un aprēķināti sinoviālajam šķidrumam raksturīgās tekstūras pazīmes vērtības diapazoni (3. pielikums). Šie diapazoni dod iespēju atšķirt sinoviālo šķidrumu no citiem audiem. Otrās eksperimenta daļas rezultāti parāda, ka autora trīs klasteru k vidējo realizācija nav stabila. Trešajā eksperimenta daļā izmantota autora uzlabotā ūdensšķirtnes adaptīvā realizācija. Trešajā daļā salīdzināti astoņi sinoviālā šķidruma meklēšanas varianti (izmantoti seši autora ūdensšķirtnes adaptīva realizācijas režīmi).

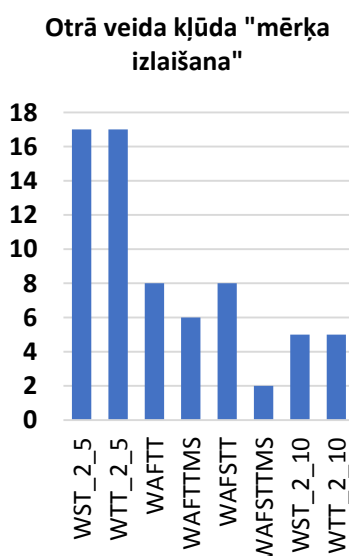
1. **WATERSHED_SIMPLE_TRESH_2_5** (**WST_2_5**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kam ir parametri: *quant* (kvantēšanas maksimālā vērtība) = 5 un *depth* (segmenta minimālais dziļums) = 2.
2. **WATERSHED_TRESH_TOP_2_5** (**WTT_2_5**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kas izmanto sinoviālā šķidruma topoloģiskās īpašības un kam *quant* = 5, *depth* = 2.
3. **WATERSHED_ADAPT_FAST_TRESH_TOP** (**WAFTT**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kas var pielāgot ūdensšķirtnes dziļumu un kvantēšanas vērtību, līdz neatrod nepieciešamo segmentu (*quant* var pieņemt – 5–25, *depth* var pieņemt – 2–3).
4. **WATERSHED_ADAPT_FAST_TRESH_TOP_MAX_SUM** (**WAFTTMS**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kas var pielāgot ūdensšķirtnes dziļumu un kvantēšanas vērtību, līdz neatrod maksimāli daudz nepieciešamo segmentu (*quant* – 5–25, *depth* – 2–3).
5. **WATERSHED_ADAPT_FAST_SOFTTRESH_TOP** (**WAFSTT**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms (*quant* – 5–25, *depth* – 2–3), kas var pielāgot ūdensšķirtnes dziļumu un kvantēšanas vērtību, līdz neatrod nepieciešamo segmentu (segmenta detektēšanas sliekšnis mazāks par 3. režīma sliekšni).

6. **WATERSHED_ADAPT_FAST_SOFTTRESH_TOP_MAX_SUM** (**WAFSTTMS**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms (*quant* – 5–25, *depth* – 2–3), kas var pielāgot ūdensšķirtnes dziļumu un kvantēšanas vērtību, līdz neatrod maksimāli daudz nepieciešamo segmentu (segmenta detektēšanas sliekšnis mazāks par 4. režīma sliekšni).
7. **WATERSHED_SIMPLE_TRESH_2_10** (**WST_2_10**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kuram parametri ir: *quant* = 10 un *depth* = 2.
8. **WATERSHED_TRESH_TOP_2_10** (**WTT_2_10**) – ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kas izmanto sinoviālā šķidruma topoloģiskās īpašības un kuram: *quant* = 10 un *depth* = 2.

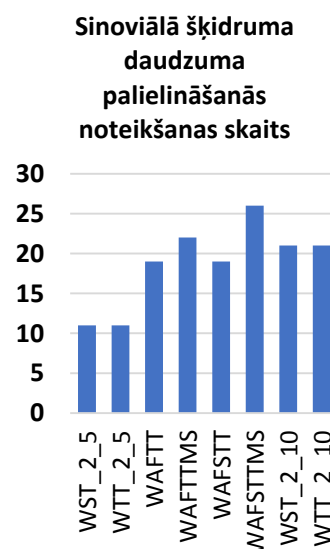
Vislabākais adaptīvais režīms ir (**WAFSTTMS** – **WATERSHED_ADAPT_FAST_TRESH_TOP_MAX_SUM**) režīms (3.6–3.8. att.). Šis ir ūdensšķirtnes realizācijas režīms, kas var pielāgot ūdensšķirtnes dziļumu un kvantēšanas vērtību, līdz atrod maksimāli daudz nepieciešamo segmentu (*quant* – 5–25, *depth* – 2–3).



3.6. att. Kļūdaina sinoviālā šķidruma noteikšana (pirmā veida kļūda "nepatiesa trauksme").



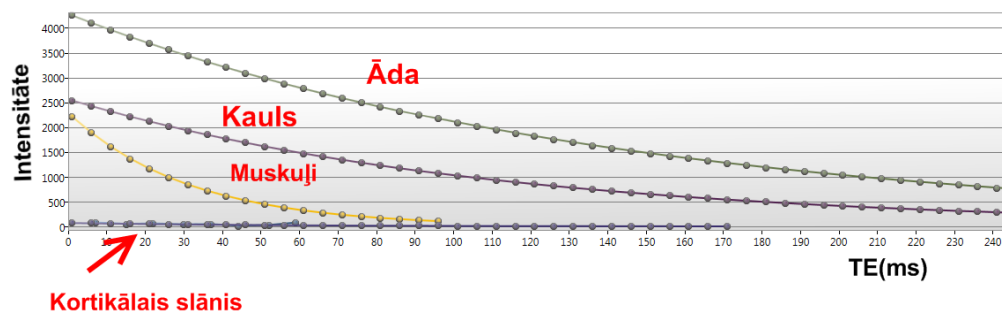
3.7. att. Sinoviālā šķidruma nepamanīšana (otrā veida kļūda).



3.8. att. Sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanās noteikšanas skaits.

3.4. T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc vairākiem attēliem

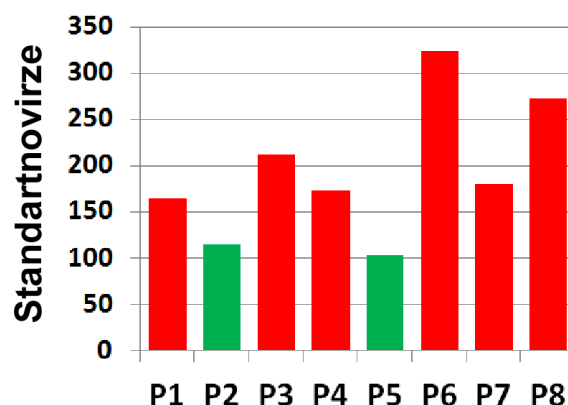
Nodaļā aprakstīts eksperiments " T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc vairākiem attēliem". Šajā eksperimentā analizēti T_2 MAP MR attēli. T_2 MAP satur N attēlus ar dažādiem T_E parametriem un vienādiem T_R parametriem. Eksperiments pierāda, ka dažādām vielām ir atšķirīgi relaksācijas procesi (3.8. att.).



3.8. att. T_2 relaksācijas process (āda, kauls utt.).

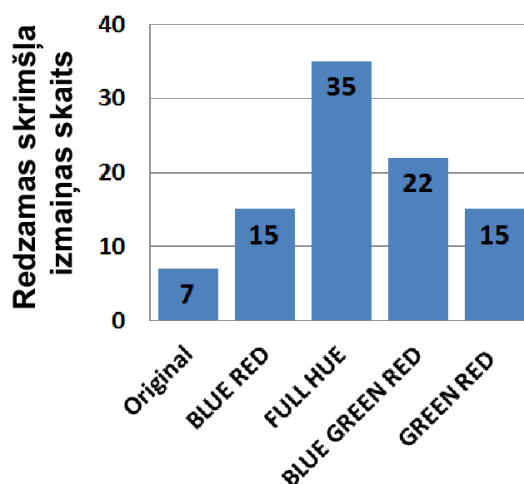
3.5. Skrimšļa analīze un vizualizācija

Nodaļā aprakstīts skrimšļa analīzes un vizualizācijas eksperiments. Eksperiments sastāv no divām daļām: skrimšļa statistiskās analīzes un skrimšļa vizualizācijas. Pēc automātiskas vai pusautomātiskas skrimšļa segmentācijas ir iespējams veikt ceļa locītavas skrimšļa analīzi. Šīs analīzes mērķis ir detektēt OA simptomus. Skrimšļa statistiskās analīzes eksperimenta mērķis ir, izmantojot statistiskās metodes, salīdzināt pacientus ar veselīgiem skrimšļiem un ar bojātiem (neveselīgiem) skrimšļiem. Šajā eksperimentā ir redzams (3.9. att.), ka veselīgiem (zaļā krāsā P2 un P5) pacientiem skrimšļa intensitātes standarta novirze ir mazāka nekā slimīgiem pacientiem (sarkanā krāsā P1, P3, P4, P6, P7 un P8).



3.9. att. Skrimšļa intensitāšu standartnovirze.

Skrimšļa vizualizācijas daļā ir izmantotas vizualizācijas metodes. Šīs metodes dod iespēju atspoguļot skrimšļa izmaiņas. Vizualizācijas metodes pamatā ir *HSV* un *BGRA* krāsu modeļi. Šajā eksperimentā salīdzināti pieci vizualizācijas metodes varianti (3.10. att.): MR pelēktoņu oriģināls (*Original*); *BGRA* modelis (*BLUE RED* – zils un sarkans); *HSV* modelis (*FULL HUE* – pilnkrāsu toņu diapazons); *HSV* modelis (*BLUE GREEN RED* – zils, zaļš un sarkans); *HSV* modeļa (*FULL HUE*) variantam ir vislielākais novēroto skrimšļa izmaiņu skaits. Šim variantam ir plašs toņu (*hue*) diapazons.



3.10. att. Redzamo skrimšļa izmaiņu skaits (izmantoti 19 MR attēli).

3.6. Secinājumi

Nodaļas nobeigumā definēti vairāki svarīgi secinājumi.

1. Perona–Malika nogludināšanas un klasterizācijas pēc k vidējiem kombinācija dod iespēju samazināt (nofiltrēt) trokšņus un artefaktus. Tekstūras statistiskās audu raksturīgās pazīmes dod iespēju atšķirt pēc MR signāla intensitātēm līdzīgus audus.
2. Izstrādātā programmatūra dod iespēju izveidot ceļa locītavas auda šablonu. Izmantojot šo programmatūru, lietotājs var atrast izveidoto šablonu trīsdimensiju telpā. No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka punktu un līnijas režīms nodrošina labāku precizitāti nekā punktu režīms. Galvenā piedāvātās metodes priekšrocība ir ātrums. 1,8 milj. šablona variantu pārbaudes vidēji aizņem 12 sekundes.
3. No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka sinoviālajam šķidrumam ir tekstūras raksturīgās pazīmes: vidēja intensitātes vērtība; baricentrs; zonas izcēlums (*HGZE* un *LGZE*). Pēc šīm pazīmēm var konstatēt sinoviālā šķidruma apjoma palielināšanos. Izstrādātajai programmatūrai ir seši sinoviālā šķidruma ūdensšķirtnes meklēšanas režīmi. Vislabākais adaptīvais režīms ir “*WAFSTMS*” režīms (3.3. nodaļa “Sinoviālā šķidruma detektēšana un lokalizācija”). Izstrādātais modulis var automātiski detektēt sinoviālā šķidruma apjoma palielināšanos. Automātiska sinoviālā šķidruma detektēšana dod iespēju ietaupīt ārsta laiku.
4. Izmantojot autora izstrādāto programmu, var analizēt vielas T_2 relaksācijas procesu un iegūt T_2 relaksācijas laiku.
5. Izstrādātā jaunā programma palīdz samazināt (var samazināties par 5 %) *FPGA* instrukcijas izpildīšanas laiku, kas savukārt dod iespēju paātrināt medicīnisko attēlu apstrādi.
6. Izstrādātā programmatūra ļauj veikt vizuālo un statistisko skrimšļa analīzi. No skrimšļa vizualizācijas eksperimenta rezultātiem var secināt, ka *HSV* un *BGRA* krāsu modelis dod iespēju uzlabot skrimšļa defektu (degradācijas) atspoguļošanu. No skrimšļa intensitātes analīzes eksperimenta rezultātiem var secināt, ka skrimšļa intensitātes dispersijas vērtība var palīdzēt detektēt osteoartrītu. Veseliem pacientiem

dispersijas vērtība ir mazāka (vidēji divas reizes mazāka (2. pielikums)) nekā ar osteoartrītu slimiem pacientiem. Autora piedāvātās metodes un realizācijas palīdz veikt agrīnu OA diagnostiku un agrāk sākt skrimšļa ārstēšanu. Šī agrākā skrimšļa ārstēšana ļauj saglabāt skrimšli un dod iespēju samazināt skrimšļa bojājumu risku.

GALVENIE REZULTĀTI UN SECINĀJUMI

Cilvēku fiziskās aktivitātes samazināšanās un liekā svara pieaugums palielina pacientu skaitu ar ceļa locītavas bojājumiem un slimībām. Viena no izplatītākajām ceļa locītavas slimībām ir osteoartrīts (OA) – artrīta visbiežāk sastopamais tips [2]. Lai diagnosticētu osteoartrītu, var izmantot magnētisko rezonansi (MR).

Ar MR palīdzību ir iespējams iegūt precīzākus, informatīvākus ceļa locītavas attēlus nekā ar ultrasonogrāfiju (USG). Magnētiskās rezonanses tomogrāfija ir salīdzinoši nekaitīga (MR galvenā priekšrocība ir neinvazivitāte) un precīza diagnostikas metode. Šī metode precīzi atspoguļo mīksto audu izmaiņas. Dažādām vielām ir atšķirīgi relaksācijas laiki, tas nozīmē, ka vielas atdod enerģiju atšķirīgos ātrumos. Tas dod iespēju atspoguļot dažādas vielas ar atšķirīgu kontrastu. MR tehnoloģija strauji attīstās. Šī tehnoloģija ir drošāka nekā citas izmeklēšanas tehnoloģijas, kas izmanto rentgenstarojumu ($\approx 80\text{--}140\text{ keV}^{10}$) un gamma starojumu ($\approx 511\text{ keV}$), jo MR tehnoloģija izmanto RF starojumu ($\approx 10^{-11}\text{ keV}$). Ir daudz izotopu, ko var analizēt, izmantojot MR. Pēc izotopu žiromagnētiskās attiecības analīzes tika pieņemts lēmums turpmāk analizēt ūdeņraža izotopu. Mīkstie audi un ceļa locītavas šķidrums (sinoviālais šķidrums) sastāv galvenokārt no ūdeņraža atomiem. Izmantojot jaunu MR sekvenču ar jauniem parametriem, katru reizi no vienas un tās pašas vielas tiek saņemti dažādi signāli. MR sekvenču un sekvenču parametru variantu ir bezgalīgi daudz, tāpēc vienas atgriezenisko signālu intensitāšu tabulas pagaidām nav (piemēram, izmantojot datortomogrāfiju, katrai vielai atbilst noteikts blīvums [*“Hounsfield scale”*])). MR attēla audu intensitāte ir atkarīga no vairākiem faktoriem: MR magnētiskā lauka spēka (1 T, 1,5 T, 3 T, ..., 11 T); audu protonu blīvuma; audu protonu T_1 un T_2 relaksācijas laikiem; MR sekvenču un parametriem (TR , TE , FA , TI).

Atkarībā no skrimšļa bojājumu jeb osteoartrīta stadijas var lietot dažādas ārstēšanas metodes. Osteoartrīta ārstēšanā lieto nefarmakoloģiskas metodes, medikamentus, injekcijas locītavās jeb intraartikulārās injekcijas un ķirurģisko ārstēšanu. Labāk sākt ārstēšanu agrāk, lai nebūtu jāizmanto injekcijas un ķirurģisko ārstēšanu. Agrīnai diagnostikai ir svarīga nozīme osteoartrīta ārstēšanā – tā dod iespēju izārstēt osteoartrītu, jo osteoartrīta sākuma stadijā, kad bojājumi skar tikai locītavas skrimšli, pārmaiņas ir atgriezeniskas [5], [6] (hondrocīti dod iespēju reģenerēt skrimšli). Parastajos pelēktoņu attēlos agrīna ceļa locītavas osteoartrīta stadija nav redzama vai ir redzama ļoti slikti. Tāpēc ir svarīgi izmantot papildu programmatūru, kas dod iespēju detektēt agrīnu OA. T_2 un $T_1\rho$ relaksācijas laiku lokāla palielināšana var palīdzēt noteikt agrīnu OA. Palīdzēt noteikt agrīnu OA var arī skrimšļa šķidruma apjoma un protona blīvuma palielināšanās.

Ir autori, kuri mēģina noteikt OA, pamatojoties uz skrimšļa apjomu [7]. Tas ir iespējams, ja izveido skrimšļa 3D modeli [8]. Taču OA sākuma stadijā skrimšļa apjoms palielinās, savukārt OA beigu stadijā – samazinās, tāpēc skrimšļa apjoms vidēji var sakrist ar vesela skrimšļa apjomu.

¹⁰ keV – enerģijas mērvienība kiloelektronvolts. $1\text{ keV} = 1,6 \cdot 10^{-16}\text{ J}$.

Ir vairākas programmatūras, kas atvieglo medicīnisko attēlu analīzi [14]. Diemžēl esošās medicīnisko attēlu programmas nedod iespēju automātiski analizēt ceļa locītavas bojājumus. Šīs programmas satur samērā maz *DICOM* attēlu analīzes rīku. Tas nedod iespēju pilnīgi novērtēt ceļa locītavas stāvokli. Esošajām universālajām medicīnisko attēlu programmām ir sarežģīta saskarne un nav pietiekami daudz attēlu apstrādes rīku.

Promocijas darbā piedāvātas pieejas, metodes, algoritmi un realizācijas, kas palīdz novērtēt pacienta ceļa locītavas stāvokli un veikt neinvazīvu agrīnu osteoartrīta (OA) diagnostiku, izmantojot informācijas tehnoloģijas un magnētiskās rezonanses attēlus. Darbā izskatītas esošās metodes un izstrādātās jaunās metodes, kas ļauj analizēt ceļa locītavas medicīniskos attēlus un sniegt papildinformāciju ārstiem. Pamatojoties uz darbā piedāvātajām metodēm, izveidoti jauni universāli moduļi. Tie ļauj apstrādāt MR attēlus, kam ir dažādi parametri (FA , T_E , T_R , T , ...) un kas iegūti no dažādiem magnētiskās rezonanses tomogrāfiem. Darba rezultātā realizēti seši svarīgi moduļi: ceļa locītavas audu segmentācijas modulis; ceļa locītavas vizualizācijas modulis; ceļa locītavas audu analīzes modulis; pacienta anketas analīzes modulis; *FPGA* instrukcijas minimizācijas papildmodulis. Šiem moduļiem ir vairākas iespējas.

Skrimšļa analīze (1. tēzes pierādījums). Skrimšļa statistiskā analīze ir iespējama, izmantojot dispersijas analīzi. No skrimšļa intensitātes analīzes eksperimenta rezultātiem var secināt, ka skrimšļa intensitātes dispersijas vērtība var palīdzēt detektēt osteoartrītu. Veseliem pacientiem dispersijas vērtība ir mazāka (2. pielikums) nekā ar osteoartrītu slimiem pacientiem. Jaunais skrimšļa analīzes modulis izmanto histogrammas pieeju. Pamatojoties uz histogrammas informāciju, var atrast dispersiju (spilgtuma kontrasta mēru), gluduma deskriptoru, histogrammas asimetrijas rādītāju, ekscesu (sadalījuma asumu), viendabīgumu, vidējo entropiju (spilgtuma mainīguma rādītāju). Eksperimentos ir noteikts, ka dispersijai ir svarīga loma OA detektēšanā. Skrimšļa analīzes pamatā ir protona blīvuma un relaksācijas laika palielināšanās agrīnā osteoartrīta pakāpē. Skrimšļa analīzes process labi parādīts autora publikācijās [19, 7], [21], [22, 5].

Automātiska sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanās noteikšana (3. tēzes pierādījums). Sinoviālā šķidruma detektēšanas un lokalizācijas uzdevums ir samērā svarīgs. Ceļa locītavas sinoviālā šķidruma apjoma palielināšanās liecina, ka pacientam ir problēmas ar ceļa locītavu. Izstrādātā programmatūra dod iespēju atrast jebkuras formas objektu. Sinoviālajam šķidrumam var būt jebkura forma. No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka sinoviālajam šķidrumam ir raksturīgās tekstūras pazīmes: vidējā intensitātes vērtība, baricentrs, zonas izcēlums (*HGZE* un *LGZE*). Pēc šīm pazīmēm var noteikt sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanos. Izstrādātajai programmatūrai ir seši sinoviālā šķidruma meklēšanas ūdensšķirtnes režīmi (režīma izvēle pamatojas uz 5. nodaļā iegūtajiem eksperimentālajiem datiem) [18, 5], [19, 5]. Vislabākais adaptīvais režīms ir “*WAFSTTMS*” režīms (3.3. nodaļa “Sinoviālā šķidruma detektēšana un lokalizācija”). Izstrādātais modulis var automātiski detektēt sinoviālā šķidruma daudzuma palielināšanos. Automātiskā sinoviālā šķidruma detektēšana dod iespēju ietaupīt ārsta laiku.

Ceļa locītavas audu šablonu (kontūru) meklēšana (2. tēzes pierādījums). Izstrādātā programmatūra dod iespēju izveidot ceļa locītavas audu šablonu. Izmantojot šo programmatūru, lietotājs trīsdimensiju telpā var atrast izveidoto šablonu. No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka punktu un līnijas režīms nodrošina labāku precizitāti nekā punktu režīms. Galvenā piedāvātās metodes priekšrocība ir ātrums. 1,8 milj. šablona variantu pārbaudes vidēji aizņem 12 sekundes. Ceļa locītavas audu šablonu (kontūru) [19, 5], [20, 2] meklēšana dod iespēju datoram automātiski atrast vajadzīgo ceļa locītavas zonu.

Relaksācijas laiku noteikšana (1. tēzes pierādījums). Darbā izstrādāts jauns relaksācijas laiku noteikšanas modulis, kam ir pieci režīmi: T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc viena attēla; T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc diviem attēliem (noteikšana pēc T_2 un PD uzsvērtajiem attēliem / noteikšana pēc diviem T_2 uzsvērtajiem attēliem); T_2 relaksācijas laiku noteikšana pēc vairākiem attēliem; T_1 relaksācijas laiku noteikšana pēc viena attēla. Šis modulis var atspoguļot T_1 / T_2 relaksācijas laiku izmaiņas un relaksācijas laiku procesu, kā arī noteikt T_1 / T_2 relaksācijas laika vērtību, izmantojot *DICOM* failus. Katrai vielai ir atšķirīgs T_2 relaksācijas procesa grafiks, tāpēc ir atšķirīgs T_2 laiks. Izmantojot izstrādāto programmu, var analizēt vielas T_2 relaksācijas laiku. Agrīnā osteoartrīta stadijā notiek virspusējās zonas kolagēna šķiedras degradācija. Tas var izraisīt skrimšļa ūdens apjoma palielināšanos. Šī ūdens apjoma palielināšanās samazina proteoglikāna un kolagēna relaksācijas laika efektus. Savukārt šie efekti saīsina T_2 relaksācijas laiku, tāpēc ir iespējams novērot T_2 un $T_{1\rho}$ relaksācijas laiku lokālo palielināšanos skrimšļa matricas bojājuma vietās [18, 3, 4], [22, 4].

Ceļa locītavas vizualizācija. Ceļa locītavas vizualizācija, pamatojoties uz papildinformāciju, var palīdzēt ārstam analizēt ceļa locītavu. Ceļa locītavas vizualizācijas modulim ir divi režīmi: 2D un 3D vizualizācijas režīmi. 2D režīms dod iespēju atspoguļot vairāk informācijas par ceļa locītavas defektiem, izmantojot krāsainus attēlus. 3D režīms atspoguļo ceļa locītavas attēlus 3D telpā un dod iespēju veikt *DICOM* sēriju apvienošanu. No skrimšļa vizualizācijas eksperimenta rezultātiem var secināt, ka *HSV* un *BGRA* krāsu modelis dod iespēju uzlabot skrimšļa defektu (degradācijas) atspoguļošanu [19, 6]. Tas dod iespēju precīzi atspoguļot nelielas skrimšļa intensitāšu izmaiņas. Šo nelielo intensitāšu izmaiņu atspoguļošana palīdz ārstam atrast nemanāmus (oriģinālā MR attēlā) skrimšļa defektus. Jaunās piedāvātās metodes un realizācijas palīdz veikt agrīnu OA diagnostiku un agrāk sākt skrimšļa ārstēšanu.

Ceļa locītavas audu un šķidrumu segmentācija. Izstrādātie jaunie moduļi var veikt audu reģionu izdalīšanu (segmentāciju), izmantojot piecas autora realizācijas (realizācijas izvēle pamatojas uz 5. nodaļā iegūtajiem eksperimentālajiem datiem): 2D segmentāciju, 3D segmentāciju, ūdensšķirtnes segmentāciju, uzlaboto adaptīvo ūdensšķirtnes segmentāciju un interaktīvo audu segmentāciju [18, 5], [19, 5], [20, 4]. Autora izstrādātā interaktīvā segmentācija dod iespēju pašam ārstam izvēlēties segmentācijas vielu.

Pacienta anketas analīze. Pacienta anketas analīzes modulis dod iespēju ņemt vērā tekstuālo informāciju par pacientu. Šī informācija palīdz precīzāk novērtēt pacienta stāvokli (anketā ir 22 papildu pazīmes). Pamatojoties uz pacienta atbildēm, ir iespējams aprēķināt indeksus: paplašinātu ceļa locītavas OA izteiktības indeksu un ceļa locītavas OA attīstīšanās varbūtības indeksu.

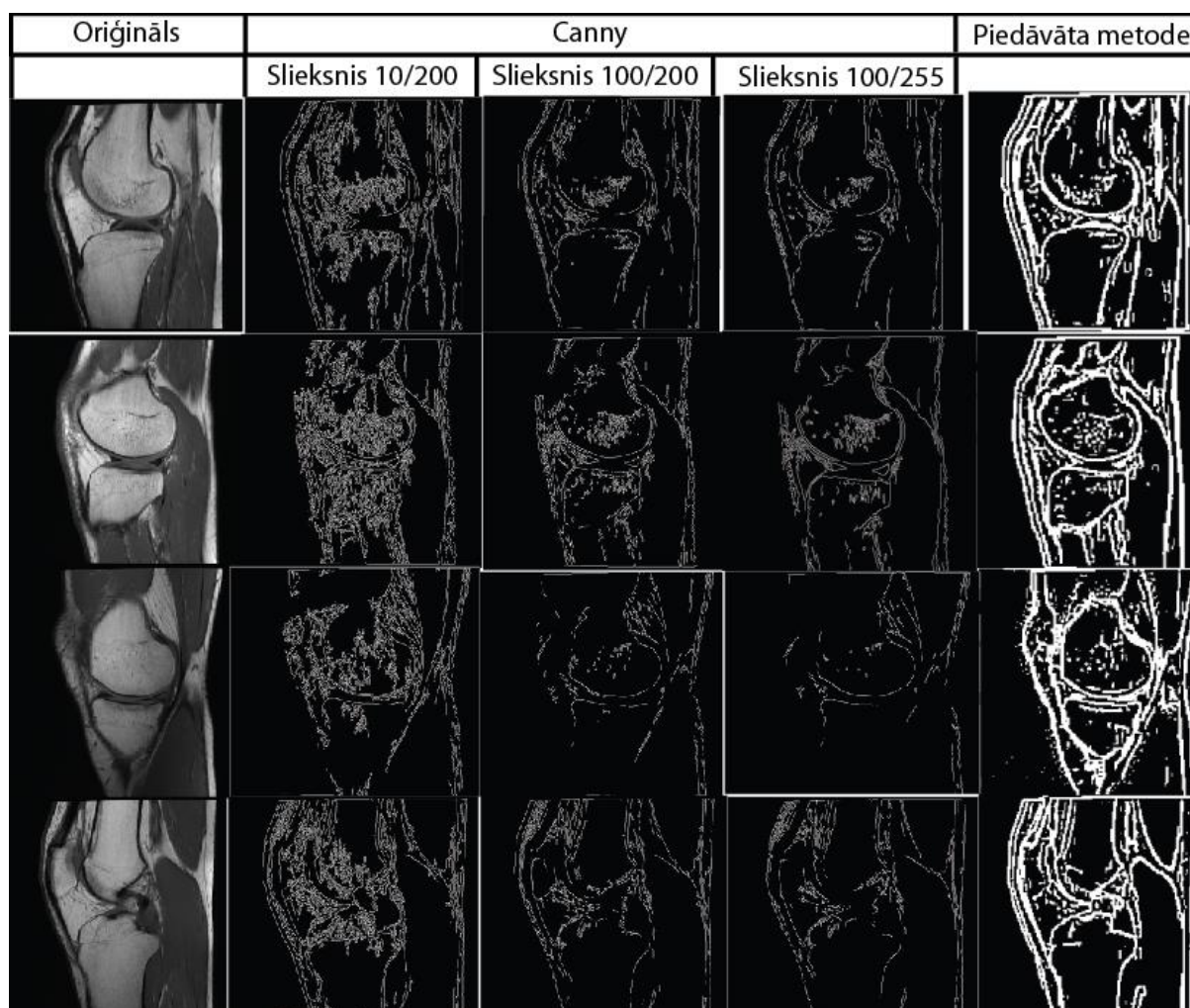
FPGA instrukcijas minimizācija. Ceļa locītavas audu noteikšanas, klasifikācijas un lokalizācijas process var aizņemt samērā ilgu laiku, tāpēc ir svarīgi paātrināt šo procesu. Jaunā izstrādātā programma palīdz samazināt (var samazināties par 5 %) *FPGA* instrukcijas izpildīšanas laiku, kas savukārt dod iespēju paātrināt medicīnisko attēlu apstrādi (*FPGA* izmantošana paātrina apstrādi par 15–30 %, *FPGA* instrukcijas minimizācija paātrina apstrādi par 5 %) [25, 4], [26, 8], [27, 6], [28, 7], [29].

Audu tekstūras pazīmes analīze (4. tēzes pierādījums). Izveidoti analīzes rīki, kas dod iespēju atrast unikālas ceļa locītavas audu tekstūras pazīmes. Darba eksperimentā tika aprēķinātas 64 audu tekstūras statistiskās pazīmes, izmantojot *GLCM* matricu (48 pazīmes) un *GLSZM* matricu (16 pazīmes) [23, 5], [24, 5]. Katram audu veidam aprēķinātas tekstūras statistiskās pazīmes. Darba eksperimentā tika salīdzināti līdzīgie audi (līdzīgi pēc MR signāla intensitātēm). No eksperimenta rezultātiem var secināt, ka līdzīgiem audiem (līdzīgiem pēc MR signāla intensitātēm) ir tekstūras raksturīgās pazīmes: meniskam un fonam (meniskam un fonam ir zema intensitāte, tāpēc šie audi ir līdzīgi) – vienmērīgums, homogenitāte un zonas izcēlums; muskuļaudiem un skrimslim – vienmērīgums, homogenitāte, nevienādība, korelācija; taukaudiem un kauliem – vienmērīgums, vidējā vērtība un zonas izcēlums. Izmantojot vairākas tekstūras statistiskās īpašības, ir iespējams atšķirt ceļa locītavas audu veidus [20, 3, 5, 6].

Medicīnisko attēlu priekšapstrāde. Medicīnisko attēlu priekšapstrāde palīdz samazināt trokšņu līmeni un artefaktu skaitu. No attēlu priekšapstrādes un segmentācijas eksperimenta rezultātiem var secināt, ka autora izveidotā paātrinātā Perona–Malika nogludināšanas un klasterizācijas pēc k vidējiem kombinācija dod iespēju samazināt (nofiltrēt) trokšņus un artefaktus [20, 4].

Informācijas tehnoloģiju izmantošana medicīnā paplašina ārstu iespējas un palielina medicīnas pieejamību.

PIELIKUMI



Skrimšļa statistiskā analīze

Sekvence: 3D Sag PD Cube HS VAL;

T_R : 1502 ms; T_E : 31–32 ms;

Histogrammas kvantēšanas koeficients: 7;

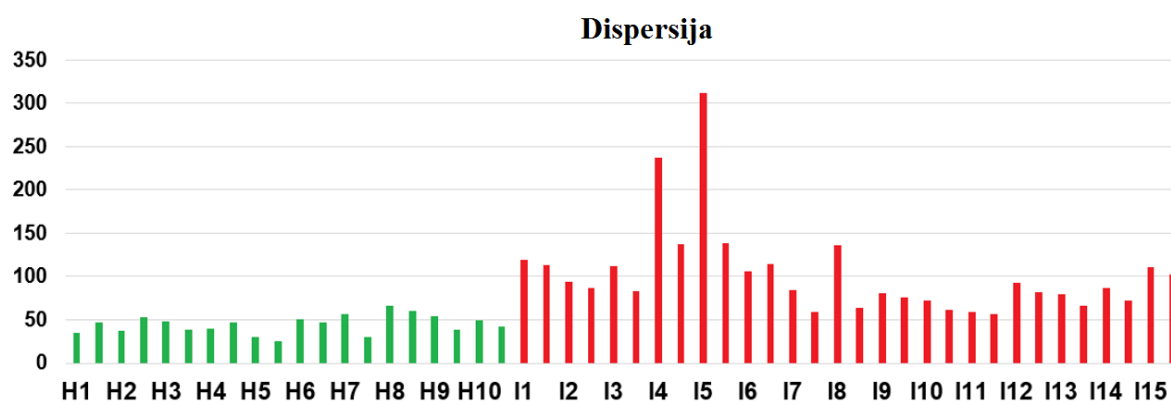
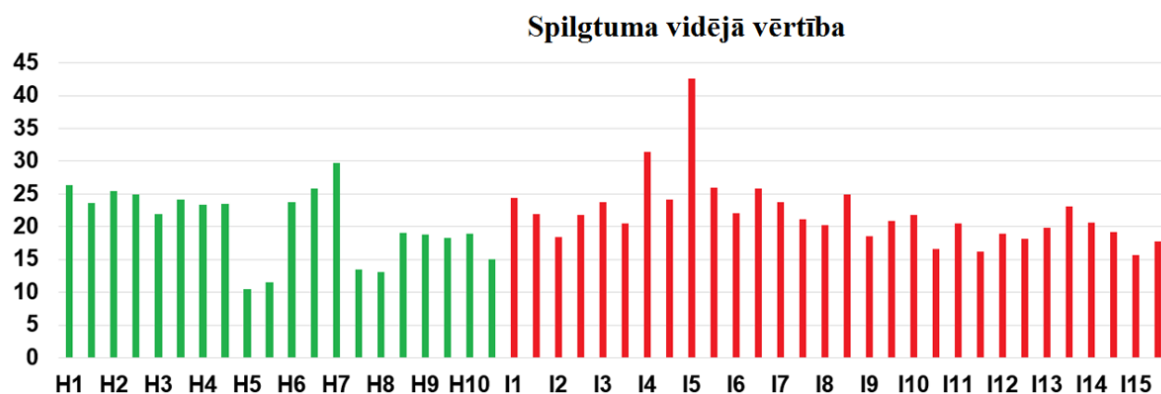
Viena segmenta pikseļu skaits: 140–1360 pikseļu;

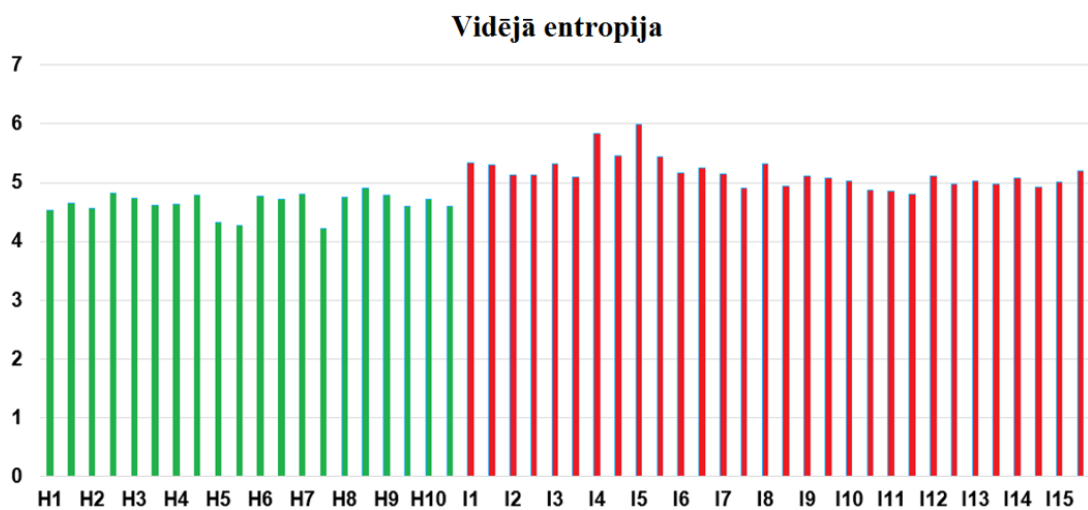
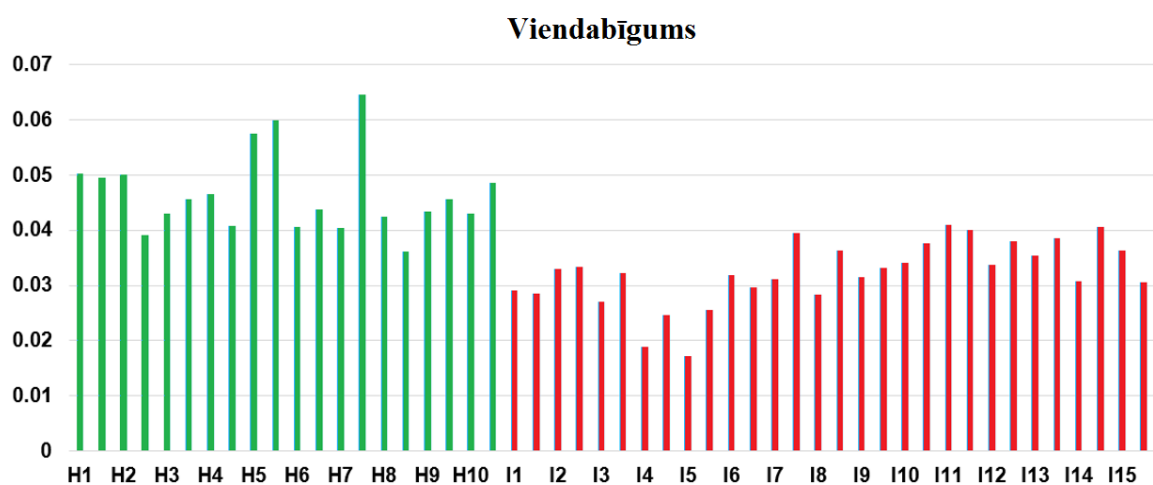
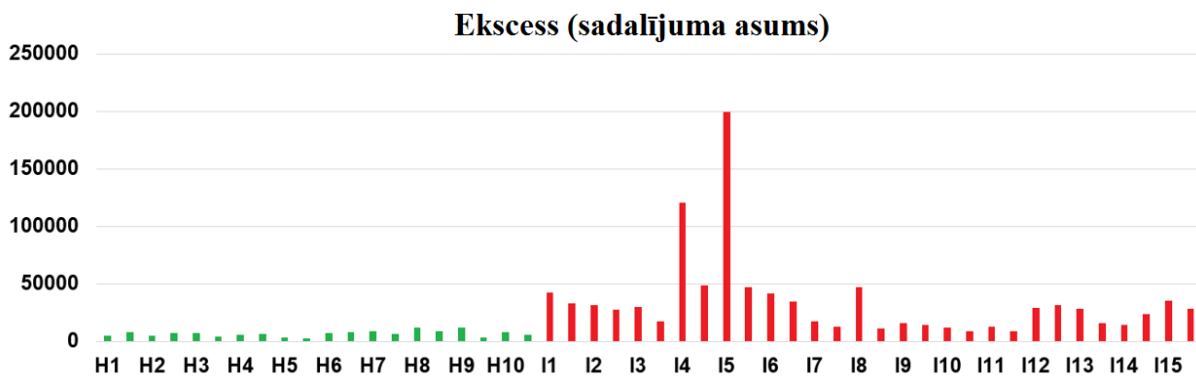
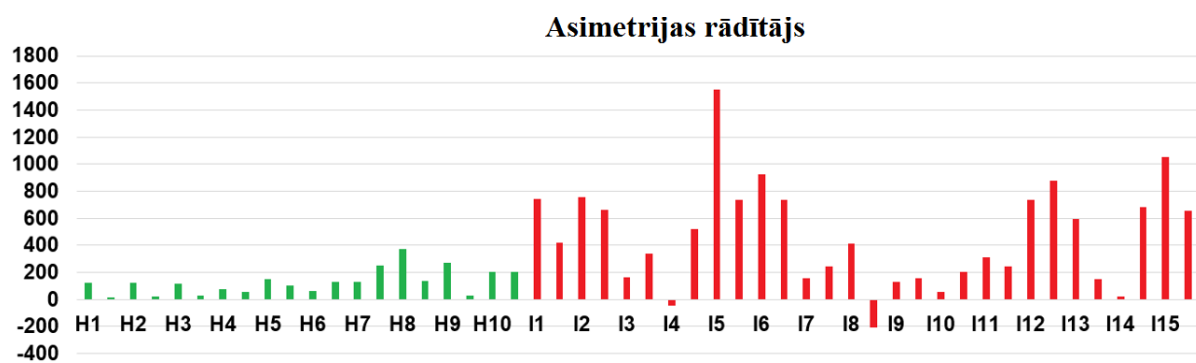
Segmentu veidi: laterālais skrimslis un mediālais skrimslis;

Pacienti: veseli pacienti (H1–H10), slimi pacienti (I1–I15);

Datu formāts:

Pacienti	Slāņa indekss	Segmentu veids	Viena segmenta pikseļu skaits	Spilgtuma vidējā vērtība	Dispersija	...
H1	34	laterālais skrimslis	870	26,40689655	34,88960761	...
H1	25	mediālais skrimslis	318	23,63836478	47,5516099	...





3. pielikums

Sinoviālā šķidruma un citu audu pazīmju salīdzināšana

Pazīmes numurs	Pazīme	Pazīmes vērtība ir lielāka	Varbūtība, ka pazīmes vērtība ir lielāka
GLCM (20, 21, 44, 45, 8, 9, 32, 33)	Vidējā vērtība (<i>Mean X and MeanY</i>)	Sinoviālajam šķidrumam	0,9999
GLZM (52-HGZE)	Zonas izcēlums (<i>High Gray level Zone Emphasis</i>)	Sinoviālajam šķidrumam	0,9999
GLZM (60 BARYGL)	Baricentrs (<i>Barycenter on Gray Level</i>)	Sinoviālajam šķidrumam	0,9999
GLZM (62-VARGL)	Dispersija (<i>Variance on Gray Level</i>)	Sinoviālajam šķidrumam	0,9856
GLZM (56-LZHGE)	Zonas izcēlums (<i>Large Zone High Gray level Emphasis</i>)	Sinoviālajam šķidrumam	0,9784
GLZM (51-LGZE)	Zonas izcēlums (<i>Low Gray level Zone Emphasis</i>)	Citiem audiem	0,9999
GLZM (53-SZLGE)	Zonas izcēlums (<i>Small Zone Low Gray level Emphasis</i>)	Citiem audiem	0,8561
GLZM (59-ZPC)	Zonas procents (<i>Zone Percentage</i>)	Citiem audiem	0,7985

LITERATŪRAS SARAKSTS

- [1] H. Yatsuya, Y. Li, E. Hilawe, A. Ota, C. Wang, C. Chiang, Y. Zhang, M. Uemura, A. Osako, Y. Ozaki and A. Aoyama, "Global trend in overweight and obesity and its association with cardiovascular disease incidence," *Circ J*, 2014.
- [2] L. Murphy un C. G. Helmick, "The Impact of Osteoarthritis in the United States: A Population-Health Perspective," *American Journal of Nursing*, 2012.
- [3] M. Kourilovitch, C. Galarza-Maldonado and E. Ortiz-Prado, "Diagnosis and classification of rheumatoid arthritis," *Journal of Autoimmunity*, vol. 48, 2014.
- [4] M. Buck and M. Delaney, "Diagnosis and Management of Gout in Total Knee Arthroplasty," *Orthopaedic Nursing*, vol. 33, 2014.
- [5] N. Arden, F. Blanco, C. Cooper and e. al., *Atlas of Osteoarthritis*, 2014.
- [6] I. Eņģele, Ceļa locītavas skrimšļa MR izvērtējums pirms un pēc cilmes šūnu terapijas pacientiem ar hronisku deģeneratīvu osteoartrītu, Rīga: Rīgas Stradiņa universitāte, 2015.
- [7] M. Koff, R. Chong, P. Virtue and D. Chen, "Validation of Cartilage Thickness Calculations Using Indentation Analysis," *Journal of Biomechanical Engineering*, 2010.
- [8] M. S. Mallikarjuna and S. Mallikarjun, "Knee Joint Articular Cartilage Segmentation, Visualization and Quantification using Image Processing Techniques: A Review," 2012.
- [9] И. Насникова, С. Морозов и П. Филистеев, «Магнитно – резонансная томография: методы количественной оценки состояния суставного хряща у больных остеоартрозом,» *Russian electronic journal of radiology*, 2011.
- [10] B. C. Po., "Graphical Interface for Quantitative T1 and T2 Mapping of MRI Data," *Massachusetts Institute of Technology*, 2001.
- [11] Z. Kong, T. Li, J. Luo and S. Xu, "Automatic Tissue Image Segmentation Based on Image Processing and Deep Learning," *Journal of Healthcare Engineering*, 2019.
- [12] K. Kamnitsas, C. Ledig, V. F. J. Newcombe, J. P. Simpson, A. D. Kane, D. K. Menon, D. Rueckert and B. Glocker, "Efficient multi-scale 3D CNN with fully connected CRF for accurate brain lesion segmentation," *Medical Image Analysis*, vol. 36, pp. 61–78, 2016.
- [13] A. Elnakib, G. Gimel'farb, J. Suri and A. S. El-Baz, "Medical Image Segmentation: A Brief Survey," *Multi Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies*, 2011.
- [14] I. N. BANKMAN, *Handbook of medical imaging processing and analysis*, Academic Press, 2008.
- [15] K. D. Toennies, *Guide to Medical Image Analysis Methods and Algorithms*, New York, 2012.
- [16] J. P. M. Santos, R. A. C. Andraus, D. A. Pires-Oliveira, M. T. Fernandes and utt., "Analysis of functional status of elderly with osteoarthritis," *Fisioter. Pesqui.*, vol. 22, 2015.
- [17] D. Felson, R. C. Lawrence, P. Dieppe and R. Hirsch, "Osteoarthritis: New insights," *Annals of internal medicine*, no. 133, pp. 635–646, 2000.
- [18] A. Suponenkovs, Z. Markovics and A. Platkajis, "Computer Analysis of Knee by Magnetic Resonance Imaging Data," *ICTE*, vol. 104, pp. 354–361, 2016.
- [19] A. Suponenkovs, A. Platkajis and Z. Markovics, "Application of Magnetic Resonance Imaging and Computer Vision Technologies for Analysis of Knee Articular Cartilage Degeneration," *Lietuva Radiology Update*, 2018.

- [20] A. Suponenkovs, Z. Markovics and A. Platkajis, "Knee-joint tissue recognition in magnetic resonance imaging," *IEEE 30th Jubilee Neumann Colloquium*, 2018.
- [21] I. Supe, A. Suponenkovs, A. Platkājis, A. Kadiša and A. Lejnieks, "Detecting knee cartilage structural changes using magnetic resonance computed vision analysis in patients with osteoarthritis; preliminary results," *PROCEEDINGS OF LATVIAN ACADEMY OF SCIENCE*, 2020.
- [22] A. Suponenkovs, A. Glazs and A. Platkajis, "Development of methods for analysis of knee articular cartilage degeneration by magnetic resonance imaging data," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 818, no. 1, 2017.
- [23] A. Suponenkovs, M. Kovaļovsa and Z. Markovics, "Application of Computer Vision Technologies for Autonomous Pile Manipulation," *International Scientific and Practical Conference on Environment. Technology. Resources*, 2019.
- [24] A. Suponenkovs, J. Grabis, J. Kampars, A. Sisojevs, K. Pinka, G. Mosāns, R. Taranovs and A. Locmelis, "Application of Image Recognition and Machine Learning Technologies for Payment Data Processing Review and Challenges. No: 2017 5th IEEE Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering," *AIEEE*, 2017.
- [25] I. Lemberski, A. Suponenkovs and M. Uhanova, "LUT-oriented asynchronous logic design based on resubstitution," *DTIS*, 2019.
- [26] I. Lemberski un A. Suponenkovs, «Asynchronous logic design targeting LUTs,» %1 *7th Mediterranean Conference on Embedded Computing*, 2018.
- [27] I. Lemberski and A. Suponenkovs, "Asynchronous logic one-level LUT design based on partial acknowledgement," *Microelectronics Journal*, pp. 53–61, 2018.
- [28] I. Lemberski, A. Suponenkovs and M. Uhanova, "LUT-Oriented Asynchronous Logic Design Based on Resubstitution," *DTIS*, 2019.
- [29] [Online]. Available: https://github.com/lisils/benchmarks/tree/master/best_results.
- [30] R. Varma, "Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist," *The Indian journal of radiology and imaging*, 2012.
- [31] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson and R. Venkatesan, "Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Sequence Design," p. 973, 1999.
- [32] J. P. Hornak, *The Basics of NMR*, 1997.
- [33] A. T. Pennock and J. D. Bomar, *Magnetic Resonance Atlas of Skeletal Development of the Knee*, San Diego: SD PedsOrtho, 2018.
- [34] C. Hoemann, "Molecular and Biochemical Assays of Cartilage Components," *Methods in molecular medicine*, 2004.
- [35] M. Huber, S. Trattnig and F. Lintner, "Anatomy, Biochemistry, and Physiology of Articular Cartilage," *Investigative radiology*, 2000.
- [36] L. G. Zhang, J. Hu and K. A. Athanasiou, "The Role of Tissue Engineering in Articular Cartilage Repair and Regeneration," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2009.
- [37] И. Кузина и Т. Ахадов, Магнитно – резонансная томография травмы коленного сустава, Новосибирск, 2003.
- [38] Т. Трофимова и А. Карпенко, МРТ – диагностика травмы коленного сустава, Санкт-Петербург, 2006.
- [39] H. I. Roach and S. Tilley, "The Pathogenesis of Osteoarthritis," 2007.
- [40] A. Klusmann, H. Gebhardt, F. Liebers and V. E. Lars, "Individual and Occupational Risk Factors for Knee Osteoarthritis – Study Protocol of a Case Control Study," 2008.

- [41] I. U. Nasnikova, S. P. Morozov and P. A. Filisteev, "Magnetic resonance tomography: quantitative assessment methods in articular cartilage structure analysis of in patients with osteoartrosis," *Russian Electronic Journal of Radiology*, pp. 75–81, 2011.
- [42] S. S. Onat, T. Ekiz, S. Biçer and N. Özgirgin, "The Differential Diagnosis of Atypical Localized Osteoarthritis in Elderly Patients: A Case Report," 2014.
- [43] G. Bálint and B. Szebenyi, "Diagnosis of Osteoarthritis," 1996.
- [44] S. Krig, *Computer Vision Metrics: Survey, Taxonomy, and Analysis*, Apress, 2014.
- [45] J. Weickert, "Anisotropic Diffusion in Image Processing," 2008.
- [46] M. Wielgus, "Perona-Malik equation and its numerical properties," 2010.
- [47] D. Saraswathi and L. Sheela, "LUNG IMAGE SEGMENTATION USING K-MEANS CLUSTERING ALGORITHM WITH NOVEL DISTANCE METRIC," *IJRTER*, 2016.
- [48] A. Likas, N. Vlassis and J. J. Verbeek, "The global k-means clustering algorithm," *Elsevier Pattern Recognition*, p. 451–461, 2003.
- [49] H.-H. Bock, "Origins and extensions of the k-means algorithm in cluster analysis," 2008.
- [50] C. Sundar, M. Chitradevi and G. Geetharamani, "An Analysis On The Performance Of K-Means Clustering Algorithm For Cardiotocogram Data Clustering," *IJCSA*, 2012.
- [51] F. Meyer, "The morphological approach to segmentation: the watershed transformation," 1993.
- [52] N. Salman, "Image Segmentation Based on Watershed and Edge Detection Techniques," 2006.
- [53] S. Ruparelia, "Implementation of Watershed Based Image Segmentation Algorithm in FPGA," 2012.
- [54] A. S. Kornilov and I. V. Safonov, "An Overview of Watershed Algorithm Implementations in Open Source Libraries," 2018.
- [55] V. Grau, A. U. J. Mewes and M. Alcaniz, "Improved Watershed Transform for Medical Image Segmentation Using Prior Information," *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, vol. 23, no. 4, 2004.
- [56] A. Wimmer, G. Soza and J. Hornegger, "Shape-based Organ Segmentation," 2008.
- [57] K. R. Liu, "Pattern Recognition and Image Preprocessing," 2002.
- [58] V. Dutt, V. Chaudhry and I. Khan, "Pattern Recognition: an Overview," *American Journal of Intelligent Systems*, 2012.
- [59] G. L. Masala, "Pattern Recognition Techniques Applied to Biomedical Patterns," *International Journal of Health and Medical Engineering*, 2007.
- [60] A.-B. M. Salem, A. A. Sewisy and U. A. Elyan, "A Vertex Chain Code Approach for Image Recognition," *ICGST-GVIP Journal*, vol. 5, 2005.
- [61] E. Alegrea, R. Alaiz-Rodríguez, J. Barreirob and J. Ruiz, "Use of contour signatures and classification methods to optimize the tool life in metal machining," *Estonian Journal of Engineering*, p. 3–12, 2009.
- [62] K. Kpalma and J. Ronsin, "An Overview of Advances of Pattern Recognition Systems in Computer Vision," 2007.
- [63] J. Zunic, "Shape Descriptors for image analysis," *Mathematics Subject Classification*, 2010.
- [64] D. Chaudhuri, N. Kushwaha, I. Sharif and V. Gohri, "Unique Measure for Geometrical Shape Object Detection-based on Area Matching," *Defence Science Journal*, vol. 62, pp. 58–66, 2012.

- [65] J. Flusser, "Moment Invariants in Image Analysis," *Proceedings of world academy of science*, 2006.
- [66] N. Zayed and H. Elnemr, "Statistical Analysis of Haralick Texture Features to Discriminate Lung Abnormalities," *International Journal of Biomedical Imaging*, 2015.
- [67] L. Armi and S. F. Ershad, "Texture image analysis and texture classification methods - A Review," *International Online Journal of Image Processing and Pattern Recognition*, vol. 2, no. 1, pp. 1–2191, 2019.
- [68] F. Albregtsen, "Statistical Texture Measures Computed from Gray Level Cooccurrence Matrices," 2008.
- [69] R. Hamza and T. A. Al-assadi, "Genetic Algorithm to find optimal GLCM features," 2012.
- [70] G. Thibault, J. Angulo and F. Meyer, "Advanced statistical matrices for texture characterization: application to dna chromatin and microtubule network classification," in *18th IEEE International Conference on Image Processing*, 2011.
- [71] J. A. Guillaume Thibault, "Efficient statistical/morphological cell texture characterization and classification," in *21th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, Tsukuba, 2012.
- [72] M. Airouche, L. Bentabet and M. Zelmat, "Image Segmentation Using Active Contour Model and Level Set Method Applied to Detect Oil Spills," in *Proceedings of the World Congress on Engineering*, London, 2009.
- [73] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos, "Snakes: Active Contour Models," *International Journal of Computer Vision*, pp. 321–331, 1988.
- [74] В.В.Соловьев, Архитектуры ПЛИС фирмы Xilinx: CPLD и FPGA 7-й серии, Moscow: Горячая линия – Телеком, 2016.