



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Mantas Vaitiekūnas

**METODO KAULO SEGMENTAMS KOMPIUTERINĖS
TOMOGRAFIJOS VAIZDUOSE IŠSKIRTI SUKŪRIMAS IR
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas
Andrius Sakalauskas

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

**METODO KAULO SEGMENTAMS KOMPIUTERINĖS
TOMOGRAFIJOS VAIZDUOSE IŠSKIRTI SUKŪRIMAS IR
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (kodas 621H16001)

Vadovas

Andrius Sakalauskas

Recenzentas

Projektą atliko

Mantas Vaitiekūnas

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Mantas Vaitiekūnas

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Metodo kaulo segmentams kompiuterinės tomografijos vaizduose išskirti sukūrimas ir tyrimas

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 15 m. gegužės 20 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Manto Vaitiekūno** baigiamasis projektas tema „Metodo kaulo segmentams kompiuterinės tomografijos vaizduose išskirti sukūrimas ir tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Vaitiekūnas, M. Metodo kaulo segmentams kompiuterinės tomografijos vaizduose išskirti sukūrimas ir tyrimas. *Magistro* baigiamasis projektas / vadovas Andrius Sakalauskas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra. Kaunas, 2015. 50 psl.

SANTRAUKA

Problema. Norint pagaminti kuo tikslesnį anatominį modelį, kuris padėtų suplanuoti ir įgyvendinti ortognatinę operaciją, svarbu tinkamai išskirti žandikaulio segmentus iš KPKT vaizdų serijos. Daugumos mokslinėje literatūroje bei klinikinėje praktikoje pristatomų 3D modeliavimo programinių paketų algoritmai, kurie yra skirti atlikti kaulinių sričių išskyrimą, yra subjektyvūs, nes pagrįsti globalios slenkstinės Haunsfeldo skalės vertės rankiniu nustatymu (globalaus slenkščio parinkimo metodas) nepaisant to, jog žandikaulių tankis erdvėje kinta. Aktyviojo kontūro metodas, kuris yra pritaikytas vienodo intensyvumo regionų bei vaizdo kontūro metoduose yra kompleksiškas ir sunkiai suvaldomas, nes sudėtinga nustatyti optimalius parametrus, kuriems esant segmentacijos rezultatas būtų tikslus.

Metodas. Pasiūlytas metodas lokalioms slenkstinėms vertėms surasti, norint išskirti kaulo segmentus iš KPKT vaizdų serijos, remiasi Otsu pasiūlytu principu. Metodas yra įgyvendinamas algoritme įterpiančias filtrą, kuris tikrina ar analizuojama KPKT vaizdo histograma yra bimodalinė. Jei ši sąlyga netenkinama, filtras eliminuoja nereikalingas sritis vaizdų rinkinyje. Algoritmo testavimui buvo sukurtas skaitmeninis trimatis modelis, kurio vokselių dydis, intensyvumų vertės, pasiskirstymas, modelio vaizdo erdvinė skyra yra artimi klinikiams KPKT vaizdų parametrams.

Rezultatai. Buvo surasti optimalūs algoritmą valdantys parametrai: optimali tūrio sritis (799 mm^3), reikalinga nustatyti lokalius slenkščius bei koks turi būti minimalus analizuojamų sričių persidengimas (4,5 mm), norint padidinti išskyrimo spartą (iki 10 kartų), neprarandant kaulinių segmentų išskyrimo metu. Atlikti tyrimai su klinikiniais KPKT vaizdais, nustatyta, jog siūlomas algoritmas geba išskirti kortikalinių kaulų segmentus. Algoritmas tiksliau išskiria kaulinius segmentus lyginant gautus rezultatus, pritaikius globalaus slenkščio parinkimo metodą.

Išvados. Pasiūlyto algoritmo privalumas tas, jog nereikia nustatyti konkrečių slenkstinių verčių, dėl to norimų sričių išskyrimas yra objektyvesnis, paprastesnis ir spartesnis.

Reikšminiai žodžiai: KPKT, Otsu, lokalus slenkstis, optimalaus tūrio sritis.

Vaitiekūnas, Mantas. Development and investigation of the method for the extraction of bone segments in computed tomography images. *Master / supervisor Andrius Sakalauskas; Kaunas University of Technology, Biomedical Engineering Institute.*

Kaunas, 2015. 50 p.

SUMMARY

Problem. In order to produce accurate anatomical model, which could help to plan and implement orthognathic surgery, it is important to correctly extract the jaw segments from the series of CBCT images. The variety of 3D modelling softwares' algorithms are: global threshold determining method – based on global Hounsfield scale value selected manually, despite of the fact, that the density of jaw bone is spatially variable; active contour – when the region competition or edge as attractor is used – which handling is demanding and complicated, because of the plenty of user predefined parameters.

Method. The algorithm determining local threshold values via Otsu method was proposed for the segmentation of bone regions in CBCT images. The filter is involved into the algorithm, which checks if analysed CBCT image hystogram is bimodal. The filter was used for removal of irrelevant fields for the segmentation. For algorithm testing the synthetic 3D model was created, which voxels intensities, size, distribution and resolution are close to the real CBCT images.

Results. The optimal parameters controlling the algorithm were determined by using synthetic data. It was found that: the optimal volumetric area (799 mm^3) is needed to obtain local threshold; the maximal analysed field volumetric shift is 4.5 mm in the case of the rapidity increasing (til 10 times). The pilot study, with CBCT images from real clinical cases, was performed and it was found that proposed algorithm can be used for segmentation of bone fields in CBCT images.

Conclusion. The algorithm is more efficient, more reliable and simpler to use comparing to the global threshold determining method. It provides a possibility to use the local information for bone segmentation.

Keywords: CBCT, Otsu, local threshold, optimal volumetric area.

Turinys

<i>IVADAS</i>	8
1. <i>PROBLEMOS ANALIZĖ</i>	10
1.1 <i>Veido asimetrija</i>	10
1.2 <i>Kaukolės veidinės dalies asimetrijos sukeltos problemos</i>	10
1.3 <i>Gydymo planavimas</i>	11
1.4 <i>KPKT registravimo principas</i>	13
1.5 <i>Žandikaulių tankio įvertinimas KPKT vaizduose</i>	14
1.6 <i>KPKT vaizdų skaitmeninis apdorojimas</i>	15
1.6.1 <i>Aktyviojo kontūro algoritmas</i>	16
1.6.2 <i>Vaizdo kontūro metodas</i>	16
1.6.3 <i>Vienodo intensyvumo regionų metodas</i>	18
1.6.4 <i>Kenio briaunos nustatymo metodas</i>	19
1.6.5 <i>Globalaus slenksčio parinkimo metodas</i>	20
1.7 <i>3D modelių superimpozicija</i>	21
1.8 <i>Skyriaus išvados</i>	22
2. <i>METODAS SLENKSTINEI SEGMENTAVIMO HU SKALĖS VERTEI NUSTATYTI</i>	23
2.1 <i>Adaptivus slenksčiavimo metodas</i>	23
2.2 <i>3D paviršiaus rekonstrukcija</i>	27
2.3 <i>3D paviršių neatitikčių matavimas</i>	27
2.4 <i>Skyriaus išvados</i>	28
3. <i>ERDVINIŲ STRUKTŪRŲ KPKT VAIZDUOSE SKAITMENINIS MODELIAVIMAS</i>	29
3.1 <i>Modelio geometrinė forma</i>	29
3.2 <i>Modelį valdantys parametrai</i>	29
3.2.1 <i>Modeliavimo parametrų nustatymas tiriant klinikinius KPKT vaizdus</i>	31
3.3 <i>Skyriaus išvados</i>	33
4. <i>EKSPERIMENTINIAI TYRIMAI IR REZULTATAI</i>	34
4.1 <i>Tyrimų rezultatai sintetinių KPKT vaizdų atveju</i>	34
4.1.1 <i>Modelio erdvinės skyros tyrimas</i>	34
4.1.2 <i>Optimalūs algoritmą valdantys parametrai</i>	36
4.2 <i>Metodo tyrimas realių klinikinių KPKT vaizdų atveju</i>	38
4.2.1 <i>Globalios slenkstinės vertės metodo ir pasiūlyto metodo kaulo segmentams išskirti palyginimas</i>	42
4.3 <i>Skyriaus išvados</i>	45
5. <i>IŠVADOS</i>	46
5.1 <i>Darbą apibendrinančios išvados</i>	46

5.2	<i>Tolimesnių tyrimų kryptys</i>	46
6.	<i>LITERATŪROS SĄRAŠAS</i>	48
7.	<i>PRIEDAI</i>	51
7.1	<i>Mokslinės publikacijos darbo tema</i>	51
7.2	<i>Sertifikatai</i>	51

Ivadas

Technologijų pažanga lemia medicininį progresą. Daugelis diagnozavimo, gydymo planavimo etapų, chirurginių intervencijų šiandien neįsivaizduojami be technologijų pagalbos. Vienas iš svarbiausių XX a. atradimų, sukėlęs revoliuciją diagnostinėje radiologijoje buvo kompiuterinės tomografijos (KT) (angl. *Computed Tomography*, CT) sukūrimas, kuris suteikė galimybę atlikti nuskenuoto objekto rekonstrukciją trimatėje erdvėje (angl. *Three Dimensional Space*, 3D). 3D vizualizavimas padeda chirurgui greitai atpažinti anatominius pakitimus bei padėti suplanuoti gydymo eigą [1]. Viena iš gydymo sričių, kurioje yra svarbu kuo tiksliau nustatyti anatominius pakitimus – ortognatinė chirurgija. Tai netaisyklingų žandikaulių chirurginė korekcija, kurios metu viršutiniam, apatiniam arba abiem žandikauliams suteikiama nauja padėtis, užtikrinanti jų tarpusavio santykį ir galimybę taikant ortodontinį gydymą pasiekti taisyklingą ir harmoningą veido profilį. Ortognatinis gydymas yra gan ilgas, trunka apie 1,5 – 2 metus. Gydymas yra labai kryptingas ir specifinis, susidedantis iš trijų pagrindinių etapų: ortodontinio pasiruošimo, ortognatinės operacijos bei pooperacinio ortodontinio gydymo [2]. Norint įgyvendinti antrąjį ir trečiąjį gydymo etapus tam yra naudojami 3D skaitmeniniai modeliai, padedantys suplanuoti operaciją bei stebėti paciento būklę pooperaciniu laikotarpiu. Skaitmeniniai žandikaulių modeliai kuriami naudojant kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (KPKT) (angl. *Cone Beam Computed Tomography*, CBCT) skenavimo metu gautus vaizdus. Norint pagaminti tikslų anatominį modelį, kuris padėtų suplanuoti operaciją, svarbu tinkamai atlikti žandikaulio srities segmentaciją, t.y. išskirti kaulinę sritį iš KPKT vaizdų serijos [3, 4]. Tam yra sukurta nemažai 3D modeliavimo programinių paketų, tačiau daugumoje iš jų siūlomi segmentacijos algoritmai yra subjektyvūs, nes grįsti globalios slenkstinės Haunsfieldo (HU) (angl. *Hounsfield Units*) skalės vertės rankiniu parinkimu [5]. Skenavimo aparatūra galutiniam rezultatui visada suteikia iškraipymus. Todėl sudėtinga parinkti slenkstį taip, kad atkurtas 3D modelis būtų pakankamo tikslumo. Reikalingas objektyvus automatizuotas slenkstinės Haunsfieldo skalės vertės nustatymo metodas žandikaulio segmentams KPKT duomenyse išskirti.

Darbo tikslas – pasiūlyti/sukurti ir iširti metodą kortikalinio kaulo segmentams KT vaizduose išskirti.

Darbo uždaviniai:

1. Susipažinti ir išmokti naudotis esamais įrankiais (programomis), skirtais 3D anatominiams modeliams formuoti bei išanalizuoti mokslinėje literatūroje pristatomus automatinius 3D vaizdų segmentavimo algoritmus.

2. Sukurti automatinį metodą kortikalinio kaulo sričiai tomogramose išskirti.
3. Sudaryti skaitmeninį KT vaizdų modelį sukurto segmentavimo algoritmo tikslumui vertinti bei optimaliems valdomiems parametrams parinkti.
4. Ištirti ir kiekybiškai įvertinti pasiūlyto metodo patikimumą (tikslumas) tiek modelinių, tiek klinikinių vaizdų atveju.

1. Problemos analizė

1.1 Veido asimetrija

Veido asimetrija yra dažnai pasitaikantis reiškinys, sukeliantis sunkumus, nustatant tikslią kaukolės veidinės dalies diagnozę ir planuojant gydymą. Šis reiškinys yra etiologiškai ir patologiškai heterogeniškas ir gali būti lokalizuotas arba generalizuotas [3]. Priklausomai nuo to, kurios kraniofacialinės¹ dalys yra asimetriškos, veido asimetija gali būti klasifikuojama į dantų, kaulinio audinio, minkštųjų audinių ir funkcinių elementų (sąnarių) asimetrijas. Labai dažnai susiduriama su kaulinių audinių asimetrijomis, kurios apima viršutinį ir apatinį žandikaulius [6]. Šios problemos yra sprendžiamos taikant ortodontinį gydymą bei ortognatinių operacijų metu. Veido asimetrijos/deformacijos populiacijoje yra dažniau įgimtos, bet gali būti įgytos įvairių traumų metu, atsirandant navikams ir kt. [7].

1.2 Kaukolės veidinės dalies asimetrijos sukeltos problemos

Kaukolės veidinės dalies asimetrija sukelia tam tikras problemas, kurias galima apibrėžti kaip biopsichosocialines. Didžioji dalis populiacijos pirmiausia susiduria su psichologinėmis problemomis. Veido defektai sukelia varžymąsi, žmogus įgyja baimę, nerimą, nepasitenkinimą savo išvaizda ir kt. Tai jam trukdo būti pilnaverčiu žmogumi, įsidarbinti norimoje veiklos srityje, bendrauti su aplinkiniais žmonėmis ir kt. Tačiau pačios didžiausios problemos yra sveikatos (biologinės). Kaukolės veidinės dalies defektai, ypač kai nėra simetriško sąkandžio tarp viršutinio ir apatinio žandikaulių, sukelia kramtymo problemas, dėl ko išsivysto virškinimo problemos, taip pat greičiau dyla dantys, kramtymo krūvis yra paskirstomas netolygiai. Taip pat sutrinka kvėpavimas, kankina miego apnėjos, trinka kalbos funkcija [6, 7]. Yra skiriamos kelios dažniausiai pasitaikančios deformacijų klasės: Angle II, Angle III (1.1 pav.) [8].



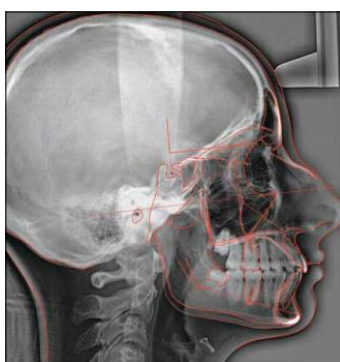
1.1 pav. Angle II (1) ir Angle III (2) deformacijų pavyzdžiai [9]

¹ Kraniofacialinė dalis – kaukolės veidinė dalis.

Angle II būdinga priekinio žandikaulio atsikišimas, Angle III – apatinio žandikaulio atsikišimas [9].

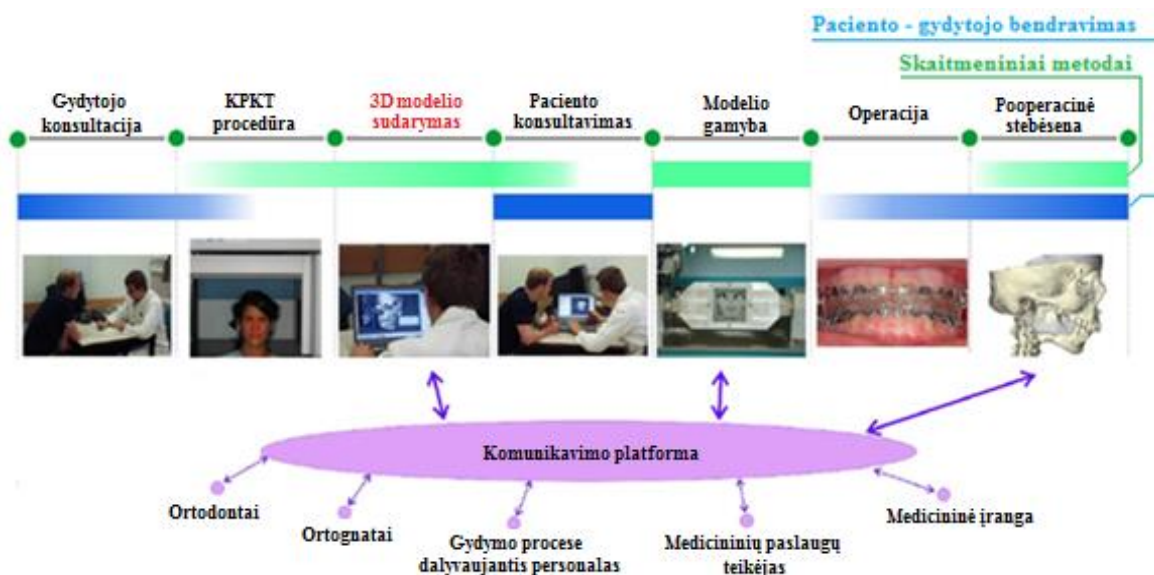
1.3 Gydomo planavimas

Tinkamas būklės įvertinimas ir kiekybiniai skirtumai tarp kairės ir dešinės veido pusės yra labai svarbūs ligos diagnozavimui, gydymo planavimui ar jo tęsimui. Įprastinė užpakalinė – priekinė cefalometrinė rentgenograma (1.2 pav.), kuri yra naudojama ortodontinėje praktikoje, norint nustatyti kaukolės veidinės dalies asimetriškumą, turi tam tikrus trūkumus, dėl ko gaunami netikslūs anatominių modelių palyginimo rezultatai, iškreipimai, modelio padidinimas [3].



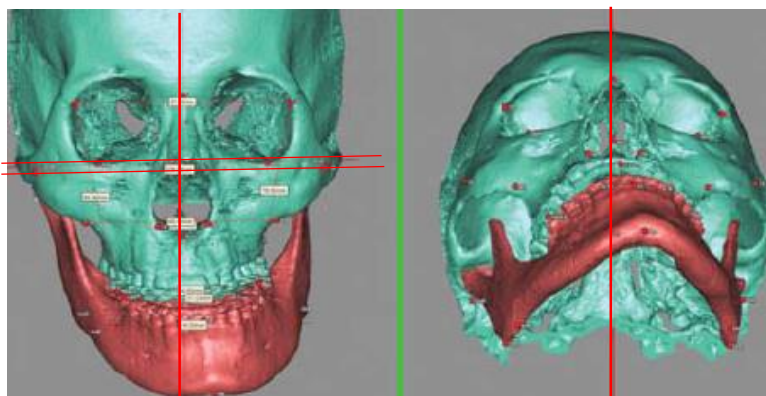
1.2 pav. Cefalometrinė rentgenograma [10]

Pastaraisiais metais šioje srityje pradėta naudoti trimačius vaizdus, remiamasi šių vaizdų analizės metodais. Tai leidžia nustatyti ne tik kaulo, bet ir minkštųjų audinių pakitimus. Privalumas tas, jog paciento organizmas gauna mažesnę rentgeno spindulių kiekį, kadangi tam naudojamas KPKT skenavimas, kurio pagalba galima tirti anatomines struktūras [3]. 1.3 pav. pateikiami gydymo planavimo pagrindiniai etapai.



1.3 pav. Gydymo planavimo etapai [10]

Pirmas etapas – tai paciento ir gydytojo susitikimas, konsultacija. Antro etapo metu pacientui atliekama KPKT procedūra, kurios metu gaunama dvimatė (2D) vaizdų serija. Gauti duomenys yra naudojami, norint sudaryti objekto 3D modelį. 3D modelio sudarymas yra vienas iš svarbiausių ir pagrindinių gydymo planavimo etapų [11]. Šiame etape specialios programinės įrangos pagalba yra sudaromas planuojamo gydyti/operuoti objekto modelis. Šis planavimo etapas užima daugiausiai laiko, kadangi svarbu kuo tiksliau išanalizuoti objekto morfometrines ypatybes ir įvertinti operacijai būtinus erdvinis matmenis. Modeliuojamas operacijos tipas ir apimtis, sprendžiama, ar reikės operuoti abu žandikaulius, ar užteks vieno, planuojamos žandikaulio judesio kryptys ir atstumai. Kompiuteryje modeliuojami virtualūs vieno arba abiejų žandikaulių judesiai, kol tarpžandikaulinis santykis ir veido profilis tampa simetriški. Programinės įrangos pagalba galima parodyti, kaip atrodys paciento veidas po operacijos, jei operacinėje bus tiksliai įvykdytas operacijos planas [12]. Dažna problema, su kuria susiduriama, yra cefalometrinių matavimų paklaidos. Jas sukelia paciento judesių artefaktai, pačios vizualizavimo sistemos iškraipymai [8]. Paklaidos dažnai atsiranda dėl klaidingo (netikslaus) kaulinio audinio išskyrimo (segmentavimas) bei modelio paviršinio vaizdo rekonstrukcijos (1.4 pav.), pvz. per stipriai suglotnintas modelis.



1.4 pav. 3D anatominio modelio pavyzdys [8]

Paklaidos segmentavimo etape yra didelė problema norint pagaminti operacijoje žandikauliams tvirtinti naudojamą kapą (1.5 pav.), taip pat įvertinant, kokie yra gydymo rezultatai, pooperaciniu laikotarpiu.

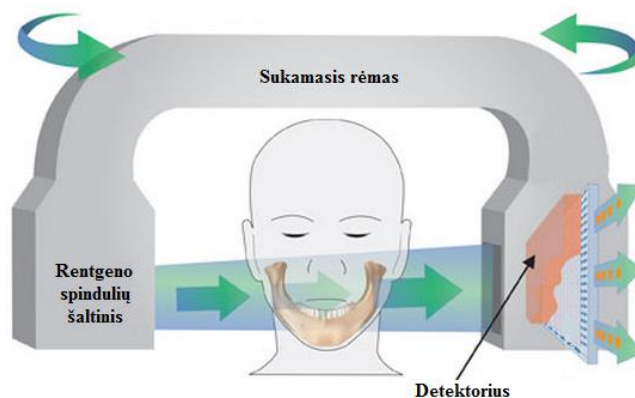


1.5 pav. Akrilo kapa, naudojama apatiniam žandikauliui tvirtinti operacijos metu [2]

Sudarius 3D modelį, pacientas supažindinamas su gydymo eiga, planavimu, galimu rezultatu ir kt. Vėliau yra pagaminama kapa žandikauliui ar žandikauliams įtvirtinti operacijos metu. Tai įvykdžius atliekama chirurginė operacija. Po operacijos praėjus 4-5 mėnesiams atliekama KPKT procedūra bei tie patys etapai, kurie buvo aptarti anksčiau (kaulinio audinio išskyrimas, 3D modelio rekonstrukcija). Gautas modelis sutapdinamas ir palyginamas su prieš operaciją sudarytu modeliu. Tokiu būdu įvertinama, kaip vyksta gijimas, daromos atitinkamos išvados, priimami sprendimai [11, 13].

1.4 KPKT registravimo principas

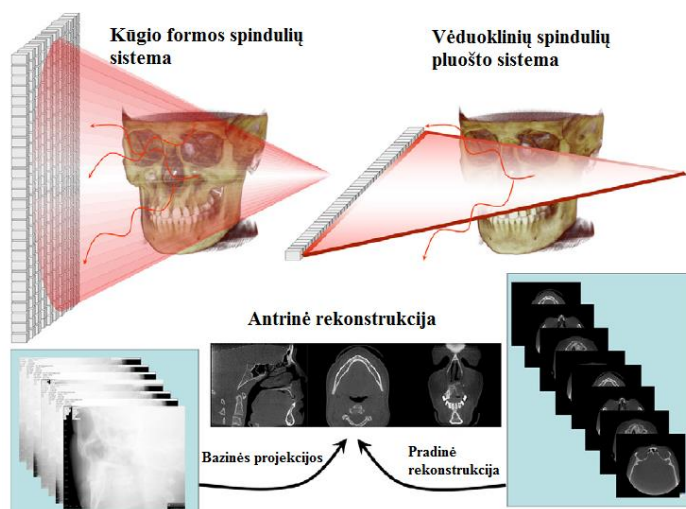
KPKT yra palyginti naujas (XX a. pabaiga) diagnostinis tyrimas. Jis suteikia galimybę gauti 3D veido, kaukolės, žandikaulių, dantų sričių tomografinį vaizdą. Vaizdui gauti naudojamas sukamasis rėmas, kuriame yra įtaisyti rentgeno spindulių šaltinis ir detektorius. Tyrimo metu, šaltinis sukuria kūgio formos jonizuojančių spindulių pluoštą, kuris yra nukreipiamas į skenuojamą objektą. Praėję pro objektą rentgeno spinduliai registruojami vienu detektoriumi. Rentgeno spindulių šaltinis ir detektorius juda 180° – 360° kampu, priklausomai nuo KPKT skenerio rūšies, apie sukimosi tašką (žmogaus galvą, esančią skenavimo sistemos centre) (1.6 pav.) [14, 15].



1.6 pav. KPKT sukamasis rėmas kartu su rentgeno spindulių šaltiniu ir detektoriumi [14]

Skenavimo metu yra nuosekliai gaunama nuo 150 iki 600 ir daugiau plokštuminių bazinių projekcinių vaizdų, kurie išsaugomi DICOM (angl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) formatu. Šis formatas suteikia galimybę keistis gautais duomenimis tarp įvairių komunikavimo priemonių, taip pat saugoti ir analizuoti įvairią, su KPKT tyrimais susijusią, informaciją. KPKT tomografiniai vaizdai gali būti atvaizduojami tam tikrose statmenose plokštumose: ašinėje, sagitalinėje bei frontalinėje. KPKT procedūra skiriasi nuo tradicinės KT, kuri naudoja vėduoklinį jonizuojančių spindulių pluoštą spiraliniame judėjime, skenuojant kiekvieną objekto dalį, esančią spindulių šaltinio matymo lauke (angl. *field*

of view, FOV). Kiekviena dalis reikalauja atskiro skenavimo ir atskiros 2D rekonstrukcijos, tuo tarpu KPKT skenavimo metu, spindulių šaltinio suformuota jonizuojanti spinduliuotė apima iš karto visą skenuojamą objektą (1.7 pav.) [16].



1.7 pav. Kūgio formos ir vėduoklinių spindulių sistemų palyginimas [16]

1.7 pav. matyti, jog kūgio formos spindulių pluošto sistemoje bazinių projekcijų formos (ortogonalūs plokštuminiai vaizdai) yra rekonstruojamos iškart antriniame etape. Vėduoklinių spindulių pluošto sistemoje pradinė duomenų rekonstrukcija pirmiausiai sukuria ašines dalis, iš kurių antrinės rekonstrukcijos metu yra sugeneruojami ortogonalūs vaizdai. Kūgio formos spindulių pluošto sistemos trūkumas tas, kad matymo laukas yra didelis, dėl to yra apribojama vaizdo kokybė, tai susiję su triukšmu ir kontrastu, kas mažina sistemos skiriamąją gebą. KPKT metu yra nuskenuojama didelė dalis objekto ir dėl to padidėja radiacijos sklaida. Kūgio formos spindulių pluošto kompiuterinės tomografijos didelis privalumas – maža efektinė radiacijos dozė, kuri gali kisti šiose ribose: 29 – 477 μSv , tuo tarpu naudojant įprastinę KT šio parametro vertė siekia 2000 μSv . Tai rodo, jog pacientas gauna žymiai mažesnę radiacijos dozę [16].

1.5 Žandikaulių tankio įvertinimas KPKT vaizduose

Remiantis HU skale galima nustatyti, koks yra audinių slopinimas KPKT vaizduose. Tūrinių vaizdo elementų intensyvumas gali svyruoti nuo +3071 HU (didžiausias slopinimas audiniuose) iki -1024 HU (mažiausias). Vandenį Haunsfieldo skalėje atitinka 0 HU, orui priskiriama -1000 HU vertė. Žandikaulio tankis pagal HU skalę yra suskirstytas remiantis „Misch“ klasifikacija [17]. Išskiriami 4 pagrindiniai tipai (1.1 lentelė). **D1** aprašo kortikalinio kaulo (lot. *cortical*) intensyvumą, į šį tipą patenka tik apatinio žandikaulio kaulas ir tai sudaro tik apie 8% žandikaulio. **D2** tipui priskiriama daugiausiai apatinio žandikaulio (lot. *mandible*) paviršinio kaulo (lot. *cortex*). **D3** tipui priskiriamas viršutinio žandikaulio (lot. *maxilla*)

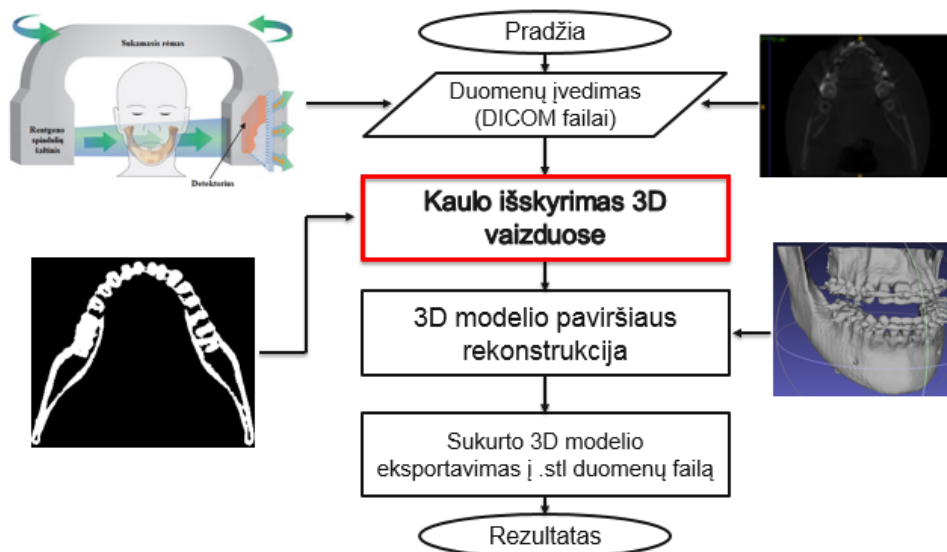
paviršinis kaulas. **D4** tipui yra priskiriamas užpakalinis (lot. *posterior*) viršutinio žandikaulio kaulas. **D5** tipui priklauso labai mažo tankio kaulas, tai dažniausiai yra viršutinio žandikaulio žandinių ančių (lot. *maxillary sinus*) sritys [17].

1.1 Lentelė. Žandikaulių tankių vertės pagal „Misch“ [17]

Tipas	Vertė (HU)
D1	>1250
D2	850 – 1250
D3	350 – 850
D4	150 – 350
D5	<150

1.6 KPKT vaizdų skaitmeninis apdorojimas

KPKT metu gauti vaizdai, jei reikalinga, yra apdorojami siekiant padidinti vaizdo kokybę: atliekamas nutriukšminimas (Gauso [18], Vynerio [19], medianiniu [20] filtrais), artefaktų filtravimas, kontūrų išryškėjimas ir kt. Sekantis žingsnis – norimų sričių, šiuo atveju žandikaulių, išskyrimas iš nagrinėjamų vaizdų. Tokiu būdu galima gauti 3D modelį. Darbe siekiama susipažinti, išanalizuoti bei išmokyti naudotis su dažniausiai praktikoje ir literatūroje pristatomais algoritmais/metodais, skirtais formuoti 3D anatominis modelius. Norint kuo tiksliau gauti 3D anatominių modelių, svarbu tinkamai išskirti segmentus nagrinėjamuose vaizduose. Darbe yra analizuojami metodai, gebantys suskirstyti tūrinius vaizdo elementus (vokselius) pagal tam tikrus požymius (intensyvumą, spalvą) į duomenų grupes (segmentus) ir taip gaunant 3D taškų masyvą, šiuo atveju žandikaulius. Tam naudojami algoritmai, kurie yra įdiegti tokiose programinėse įrangose kaip „*SimPlant Pro Crystal*“, „*Mimics*“, „*ITK-SNAP*“ ir kt. Supaprastinta 3D modelio sukūrimo algoritmo schema pateikiama 1.8 pav.



1.8 pav. 3D modelio sudarymo algoritmas

Algoritmo etapai: 1) Įvedami KPKT tyrimo metu gauti dvimačiai vaizdai, kurie yra išsaugoti DICOM formatu. 2) Išskiriami kaulo segmentai gautų vaizdų serijoje, tam naudojami specialūs segmentavimo algoritmai 3) Išskirtam 3D taškų masyvui atliekama paviršiaus rekonstrukcija. 4) Gautas 3D modelis konvertuojamas į *.stl* (angl. *STereoLithography*) duomenų formatą. Šis formatas yra reikalingas tam, kad būtų galima pagaminti (3D spausdintuvu, frezavimo staklėmis) operacijoje naudojamą kapą.

Praktikoje ir moksliniuose tyrimuose kaulų segmentams išskirti dažniausiai yra naudojami aktyvaus kontūro bei globalaus slenksčio parinkimo metodai. Pirmasis metodas yra įdiegtas „*ITK-SNAP*“ programiniame pakete.

1.6.1 Aktyviojo kontūro algoritmas

Aktyvusis kontūras (angl. *active contour*) yra kontroliuojamo tęstinumo kontūras, kuris lanksčiai apsupa segmentuojamo objekto sritį, užsikabindamas už jos kraštų (ribų). Riba (angl. *edge*) – tai sritis žyminti didžiausią intensyvumo pokytį nagrinėjamame vaizde.

Šis metodas vadinamas aktyviuoju, kadangi kontūras evoliucionuoja mažindamas savo energiją. Aktyvų kontūrą galima kontroliuoti energijos funkcija, kuri susideda iš vidinės ir išorinės energijų (1.1):

$$E_{\text{Kontūro}} = E_{\text{Vidinė}} + E_{\text{Išorinė}} \quad (1.1)$$

Vidinė energija priklauso nuo paties kontūro savybių, tokių kaip jo ilgis ar kreivumas. Išorinė energija priklauso nuo tam tikrų faktorių, kaip vaizdo struktūra ir apribojimų, kurie yra nustatyti/parinkti vartotojo. Aktyvų kontūrą išorinės jėgos traukia prie segmento ribų, o vidinės jėgos jį glotnina [21]. 1.6.3 poskyryje yra analizuojamas 3D aktyvaus kontūro segmentavimo algoritmas, grįstas vaizdo kontūro metodu, pasiūlytas Caselles. Šis algoritmas realizuotas „*ITK-SNAP*“ programiniame pakete.

1.6.2 Vaizdo kontūro metodas

Vaizdo kontūro metode išorinė jėga išvedama iš vaizdo intensyvumo gradiento dydžio. Šiame metode jėga aprašoma tokia išraiška (1.2):

$$F = \alpha g_I + \beta_{\kappa g_I} + \gamma \left(\nabla g_I \cdot \vec{N} \right), \quad (1.2)$$

kur g_I yra greičio funkcija, kuri yra gaunama iš originalaus vaizdo I gradiento dydžio, κ yra kontūro kreivumo vidurkis ir α, β, γ yra svoriniai koeficientai, prisidedantys prie jėgos F moduliavimo.

Greičio funkcija nusako, kontūro plėtimosi greitį. Ji apima taškus, kurių intensyvumų vertės yra artimos 0, tai žymi originalaus vaizdo kontūrą ir taškus, kurių intensyvumų vertės yra artimos 1, tai žymi regionus, kurie yra įtraukiami į kontūrą. Greičio funkcija aprašoma (1.3) išraiška:

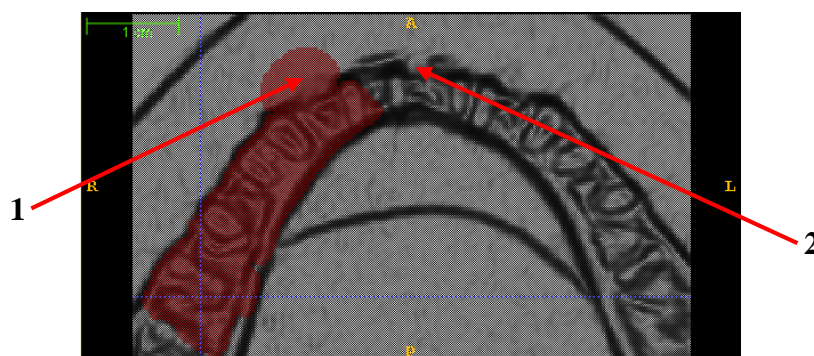
$$g_I(x) = \frac{1}{1 + (NGM_I(x)/\nu)^\lambda}, \quad (1.3)$$

kur NGM_I – normalizuota vaizdo I gradiento reikšmė (angl. *Normalized Gradient Magnitude*). NGM_I išreiškiama (1.4):

$$NGM_I(x) = \frac{\|\nabla(G_\sigma * I)\|}{\max_I \|\nabla(G_\sigma * I)\|}, \quad (1.4)$$

kur $G_\sigma * I$ yra vaizdo I sąsūka su Gauso funkcija. Sąsūka vaidina svarbų vaidmenį kontūro atpažinimo procese. ν ir λ yra vartotojo nustatyti parametrai, kurie lemia monotonišią kontūro formos žymėjimą tarp normalizuotos gradiento reikšmės ir greičio funkcijos [22].

Labai svarbu, kad segmentuojama sritis būtų kontrastinga. Jei srities kontūre yra trūkiai, plyšiai, besiplėsdamas aktyvus kontūras segmentavimo metu gali „ištekėti“, t.y. išeiti už segmentuojamos srities ribų ir pradėti segmentuoti aplinkines sritis. Tai yra vienas svarbiausių ir pagrindinių šio metodo trūkumų [22]. Kontūro „ištekėjimo“ iš segmentuojamos srities pavyzdys pateikiamas 1.9 pav.



1.9 pav. Aktyvaus kontūro „ištekėjimas“.

Ištekėjęs kontūras¹, Neaiški kontūro sritis²

1.6.4 poskyryje analizuojama antroji aktyvaus kontūro realizacija, įdiegta „ITK-SNAP“ programinėje įrangoje, kuri yra paremta vienodo intensyvumo regionų metodu pagal Zhu ir Yuile [22].

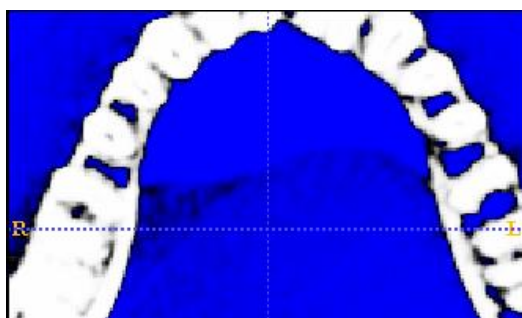
1.6.3 Vienodo intensyvumo regionų metodas

Vienodo intensyvumo metodas įvertina išorinę jėgą pagal tikimybę, kad tūrinis vaizdo elementas (vokselis) priklauso segmentuojamai sričiai ir tikimybę, jog vokselis priklauso fono sričiai. Šios tikimybės yra įvertinamos panaudojant neapibrėžtus slenksčius. Išorinė jėga yra proporcinga objekto ir fono tikimybių skirtumui. Bendra išorinė jėga apskaičiuojama (1.5):

$$F = \alpha(P_{Objekto} - P_{Fono}) + \beta\kappa, \quad (1.5)$$

kur α – verčių pasiskirstymo parametras, β ir κ svoriniai koeficientai.

Naudojant šį metodą yra priimama, jog segmentuojamas regionas yra homogeniškas, t.y. jo elementų intensyvumo vertės yra artimos. Remiantis neapibrėžtais slenksčiais (apatiniu ir viršutiniu) yra nustatomos segmentuojamo regiono ribos. Tai kas lieka už segmentuojamo regiono intensyvumo ribų, priskiriama fonui ir į segmentuojamą sritį neįtraukiama [22, 23]. Išskirto regiono (žandikaulio) skerspjūvio vaizdo pavyzdys pateikiamas 1.10 pav.



1.10 pav. Išskirto regiono skerspjūvis

Šis metodas tinkamas naudoti tada, kai išskiriama sritis turi apibrėžtą vaizdo elementų intensyvumų intervalą atžvilgiu fono elementų.

„ITK-SNAP“ programiniame pakete abu aktyvaus kontūro metodai naudoja kontūro evoliucijos lygtį panaudojant lygių aibės metodą (angl. *level set*). Šis metodas leidžia kontūrai keisti savo topologiją. Kontūras aprašomas kaip funkcijos ϕ nulinė lygio aibė, kuri yra apibrėžiama kiekviename vaizdo vokselyje (1.6):

$$\frac{\partial}{\partial t} \phi(x; t) = F \nabla \phi \quad (1.6)$$

Lygio aibės metodas kontūrą valdo atnaujindamas lygio aibės funkciją fiksuotose koordinatėse laikui bėgant. Metodo savybė – funkcija išlieka galiojanti keičiantis kreivės topologijai [22, 23].

1.6.4 Kenio briaunos nustatymo metodas

Briaunoms KPKT vaizduose nustatyti galima naudoti Kenio briaunos detektorių. Šis briaunos nustatymo operatorius naudoja daugiapakopį algoritmą. Kenio metodui įgyvendinti reikia atlikti šiuos etapus [24, 25]:

- 1) **Triukšmo sumažinimas.** Kenio detektorius yra gan jautrus triukšmams esantiems nagrinėjamuose vaizduose, nes remiasi išvestinių radimu. Nutriukšminimui naudojamas Gauso filtras.
- 2) **Vaizdo intensyvumo gradiento radimas.** Briaunos nustatymo operatorius grąžina pirmos eilės išvestinės vertes horizontalia (G_x) ir vertikalia (G_y) kryptimis. Gradianto vertė ir kryptis aprašomos:

$$\begin{aligned} G &= \sqrt{G_x^2 + G_y^2}, \\ \theta &= \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \end{aligned} \quad (1.7)$$

- 3) **Maksimumų išryškkinimas.** Šio žingsnio tikslas yra konvertuoti neaiškias gauto vaizdo gradiento dydžio vertes (pikslius) į ryškias/aiškias vertes. Tai yra įgyvendinama panaudojant 3×3 dydžio filtrą, kurio pagalba yra tikrinami vaizdo pikseliai tam tikromis kryptimis:
 - **Šiaurė – pietūs kryptis.** Jeigu pikselio vertė yra didesnė už pikselių esančių šia kryptimi vertes, tai šis pikselis priskiriamas tikrajai briaunai, t.y. gradiento dydžio vertė yra paliekama, o turintys mažesnes vertes yra nuspaudžiami, t.y. priskiriama 0 vertė.
 - **Vakarai – rytai kryptis.** Jeigu pikselio vertė yra didesnė už pikselių esančių šia kryptimi vertes, tai šis pikselis priskiriamas tikrajai briaunai, t.y. gradiento dydžio vertė yra paliekama, o turintys mažesnes vertes yra nuspaudžiami, t.y. priskiriama 0 vertė.
 - **Šiaurės rytų – pietvakarių kryptis.** Jeigu pikselio vertė yra didesnė už pikselių esančių šia kryptimi vertes, tai šis pikselis priskiriamas tikrajai briaunai, t.y. gradiento dydžio vertė yra paliekama, o turintys mažesnes vertes yra nuspaudžiami, t.y. priskiriama 0 vertė.
 - **Šiaurės vakarų – pietryčių kryptis.** Jeigu pikselio vertė yra didesnė už pikselių esančių šia kryptimi vertes, tai šis pikselis priskiriamas tikrajai briaunai, t.y. gradiento dydžio vertė yra paliekama, o turintys mažesnes vertes yra nuspaudžiami, t.y. priskiriama 0 vertė.

- 4) **Dvigubas slenksčiavimas.** Kenio briaunų nustatymo algoritmas naudoja dvigubą slenksčiavimą (apatinis ir viršutinis slenksčiai). Briaunos pikseliai, kurių vertės yra didesnės už viršutinio slenksčio vertę yra laikomi tikraisiais briaunos pikseliais; briaunos pikseliai, kurių vertės yra mažesnės už apatinio slenksčio vertę yra „nuspaudžiami“ (0 vertė) ir pikseliai, kurių vertės yra tarp apatinio ir viršutinio slenksčių verčių yra laikomi silpnais/neaiškiais briaunos pikseliais.
- 5) **Briaunos suradimas panaudojant histerezės principą.** Po maksimumų išryškavimo briaunos yra interpretuojamos ir iškart gali būti įtraukiamos į galutinį briaunos išskyrimo vaizdą. Silpnos briaunos yra įtraukiamos į galutinį briaunos vaizdą, jeigu jos turi ryšį, t.y. yra susijungusios su aiškiais briaunomis. Tačiau kartais triukšmas ir kiti nedideli pokyčiai vaizde gali sukelti nepageidaujamą rezultatą išskirtoje aiškioje briaunoje. Tam naudojama BLOB – analizė (angl. *Binary Large Object*). Jos pagalba yra tikrinami 8 neaiškios briaunos kaimyniniai pikseliai ir jų sąryšis su aiškios briaunos pikseliais. Jeigu neaiškios briaunos pikselių junginys turi ryšį su aiškios briaunos pikseliu, tai junginys įtraukiamas į galutinį briaunos išskyrimo vaizdą, priešingu atveju - neįtraukiamas.

Kenio detektorius gan tiksliai išskiria KPKT vaizduose žandikaulių briaunas, tačiau to nepakanka norint atlikti žandikaulių segmentaciją, kadangi išskiriamas tik žandikaulio paviršius, o ne žandikaulio kaulinė sritis. Dėl to labai sunku atkurti išskirtos srities paviršių.

1.6.5 Globalaus slenksčio parinkimo metodas

Tai vienas iš paprasčiausių ir dažniausiai realizuojamų metodų, naudojamų segmentavimo programinėje įrangoje (*SimPlant Pro Crystal, Mimics* ir kt.). Naudojant šį metodą yra parenkama segmentuojamo objekto tūrinių vaizdo elementų slenkstinė vertė arba vertės (θ), $\min_{x,y,z}(f(x,y,z)) \leq \theta \leq \max_{x,y,z}(f(x,y,z))$. Tokiu būdu yra išrenkami tie tūriniai vaizdo elementai, kurie viršija ir nesiekia nustatytos slenkstinės vertės/verčių (1.7).

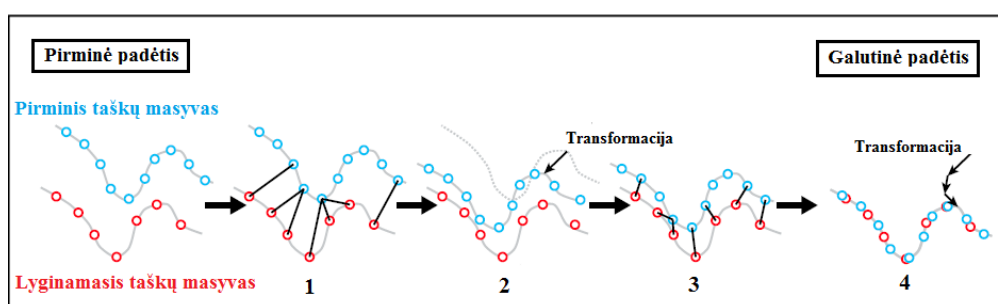
$$g(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{jei } f(x, y, z) \geq \theta \\ 0 & \text{kitu atveju} \end{cases} \quad (1.7)$$

Tačiau naudojant šį metodą iškyla problema ir klausimas, ar slenksčio vertė yra optimali. Jeigu triukšmas turi svarią įtaką KPKT vaizdams dėl vizualizavimo sistemos neidealumo, slenksčio vertės parinkimas bus komplikuoatas ir segmentavimo rezultatas nebus tikslus. Naudojant šį metodą praktikoje svarbu atsižvelgti į gautų KPKT vaizdų kokybę [26].

1.7 3D modelių superimpozicija

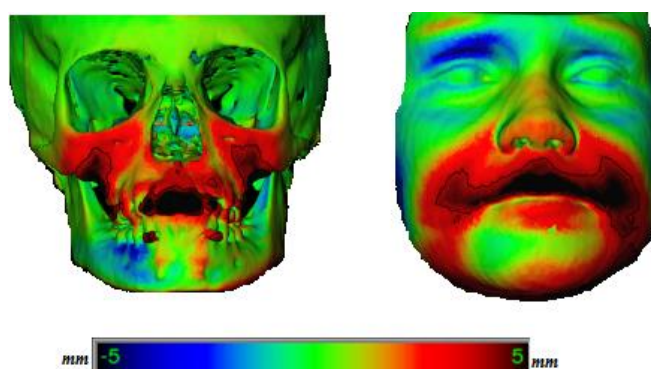
Superimpozicija suteikia galimybę palyginti 3D modelius, gautus pritaikius skirtingus segmentavimo algoritmus, taip pat kiekybiškai įvertinti kaulo geometrinius pokyčius pooperaciniu laikotarpiu, kas yra labai svarbu klinikinėje praktikoje [14].

Superimpozicija sutapatina objektus erdvėje, remiantis tam tikru atstumo matu. Tam dažnai naudojamas ICP (angl. *Iterative Closest Point*) algoritmas (1.11 pav.). Pagrindiniai algoritmo etapai: 1) suskirstomi/suporuojami artimiausi lyginamojo ir pirminio masyvų taškai (1.11 pav. 1, 3), 2) atliekama transformacija (1.11 pav. 2), tam panaudojamas mažiausių vidutinių kvadratų (MVK) algoritmas, taip minimizuojant atstumą tarp suporuotų taškų. Šios operacijos kartojamos tol, kol minimizuojamas atstumas tarp suporuotų taškų (1.11 pav. 4) [27, 28].



1.11 pav. ICP algoritmo veikimo principas [28]

Superimpozicijos rezultatas gali būti įvertinamas spalvinio žemėlapis pagalba, apskaičiuojant skirtumus tarp suporuotų objektų taškų (1.12 pav.).



1.12 pav. Superimpozicijos rezultatų pavyzdžiai spalvinėje skalėje [29]

Tokiu būdu galima įvertinti, kokie yra koreguoto žandikaulio anatomiciniai pokyčiai pooperaciniu laikotarpiu. Atsižvelgus į tai chirurgas gali tęsti tolimesnę ar užbaigti esamą gydymą.

1.8 Skyriaus išvados

Išanalizavus ir praktiškai išbandžius „*ITK-SNAP*“ programoje naudojamus segmentavimo algoritmus pastebėta, jog norint įgyvendinti vaizdo kontūro metodą yra sudėtinga rankiniu būdu parinkti (suderinti) σ , κ parametrus tam, kad išryškinti segmentuojamo objekto briauną taip, kad aktyvus kontūras neišeitų iš segmentuojamos srities ribų. Nustatyta, jog vienodo intensyvumo regionų metodas tinkamas naudoti tada, kai segmentuojama sritis/regionas stipriai skiriasi savo intensyvumu nuo fono intensyvumo. Tai priklauso taip pat nuo naudojamų duomenų kokybės. Taip pat atlikus pirminius eksperimentus pastebėta, jog aktyvus kontūras yra kompleksiškas, sunkiai suvaldomas ir lėtas metodas segmentacijai atlikti. Yra žinoma, kad žandikaulių skirtingų sričių tankis pagal HU skalę nėra vienodas (žr. 1.1 lentelę), todėl kaulų išskirymui iš klinikinių KPKT vaizdų netikslinga naudoti tiek vienodo intensyvumo regionų, tiek globalaus slenksčio parinkimo metodus.

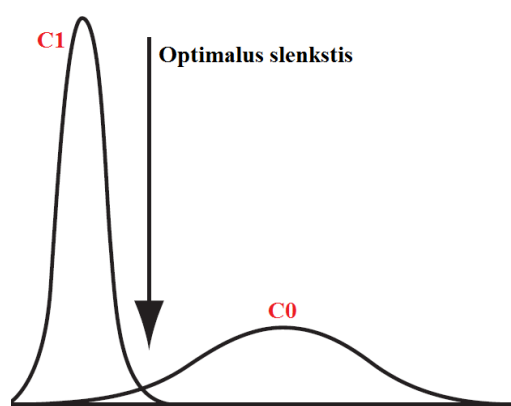
Atsižvelgiant į šiuos trūkumus, panaudojant programinį paketą „*Matlab*“ bus siekiama pasiūlyti naują automatinį metodą kaulo sričiai tomogramose išskirti. Kiekybiškai įrodyti pasiūlyto metodo patikimumą.

2. Metodas slenkstinei segmentavimo HU skalės vertei nustatyti

2.1 Adaptyvus slenkščiavimo metodas

Įprastai kaulo segmentams KPKT vaizduose išskirti taikomas globalaus slenkščiavimo metodas, slenkstį parenkant rankiniu būdu. Tačiau globali informacija arba globalus slenkščiavimas yra tinkamas naudoti tada, kai tiriamuose vaizduose triukšmo santykis su signalu yra mažas. Rankiniu būdu parinkti optimalią slenkščio vertę, kuri užtikrintų išskirtų segmentų tikslumą, nėra paprasta. Kaulo, nagrinėjamu atveju apatinio ir viršutinio žandikaulių, vidutinis tankis pagal HU skalę nėra vienodas, pvz. viršutinio žandikaulio apie 350 HU, o apatinio apie 550 HU ir priklauso nuo amžiaus, osteoporozės laipsnio ir kitų faktorių. Dėl šios priežasties norint atlikti tikslų minėtų sričių išskyrimą iš KPKT vaizdų, nėra tikslinga naudoti globalią informaciją, t.y. vienintelės slenkstinės vertės parinkimas turėtų būti pakeistas į analizuojamoms struktūroms adaptyvų slenkščio parinkimo metodą. Pristatomame tyrime lokaliai slenkstinei segmentavimo vertei parinkti buvo pritaikytas Otsu metodas [30]. Slenkstis nustatomas naudojant slenkamojo lango $S(x, y, z)$ principą. Slenkančiame lange lokaliai yra ieškoma optimalių slenkstinių verčių, taip algoritmo išėjime gaunama slenkstinių verčių matrica $T(x, y, z)$, kurios įvertinamos remiantis persidengiančiais tūriniais KPKT duomenimis.

Otsu metodo veikimas grįstas vaizdo histogramos statistine analize, taip automatiškai parenkant optimalų slenkstį (pavyzdys iliustruojantis Otsu principą pateikiamas 2.1 pav.). Histogramoje yra išskiriamos dvi atskiros sritys (segmentai) C0 ir C1 [31]. Tokioje bimodalinėje histogramoje ieškoma optimalių slenkstinių verčių lokaliuose tūrio ($N \times M \times D, mm^3$) srityse, KPKT duomenų rinkinyje.



2.1 pav. Vaizdo histogramos, kuriai taikytinas Otsu slenkščio nustatymo metodas, pavyzdys [31]

Vaizdo (analizuojamu atveju tūrinės srities) elementai priklauso dviem klasėms: C0 ir C1 (objekto ir fono), kurios atskiriamos intensyvumų slenkščiu $[C0: 0, \dots, T; C1: T + 1, \dots, L - 1]$ ($0 : L -$ KPKT atveju $[-1024 - 3071]$). Tikimybė, kad atsitiktinai parinktas vaizdo elementas turės i intensyvumo vertę:

$$p_i = \frac{n_i}{N}, \quad (2.1)$$

čia n_i – vaizdo elementų, kurių intensyvumas i skaičius vaizde, bendras vaizdo elementų skaičius vaizde N . Tada tikimybės, kad atsitiktinai parinktas vaizdo elementas priklausys vienai iš klasių galima išreikšti indeksais žymima atitinkamai klasėms C0 ir C1 2.2 formule:

$$\omega_0(t) = \sum_{i=0}^t p_i \quad \text{ir} \quad \omega_1(t) = \sum_{i=t+1}^L p_i. \quad (2.2)$$

Klasių C0 ir C1 vidurkiai apibrėžiami:

$$\mu_0 = \frac{\sum_{i=1}^t i \cdot p_i}{\omega_0(t)} \quad \text{ir} \quad \mu_1 = \frac{\sum_{i=t+1}^L i \cdot p_i}{\omega_1(t)}. \quad (2.3)$$

Viso vaizdo intensyvumo vidurkis išreiškiamas:

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T, \quad (2.4)$$

$$\omega_0 + \omega_1 = 1. \quad (2.5)$$

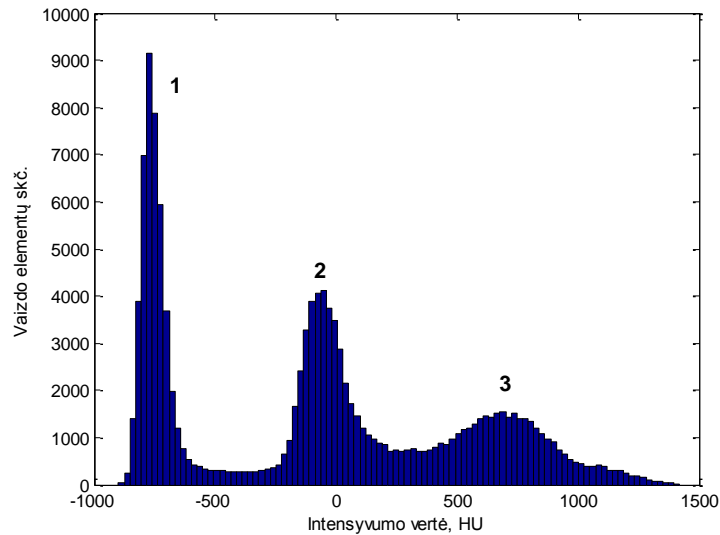
Panaudojant diskriminantinę analizę, Otsu apibrėžia abiejų klasių dispersiją nuslenksčiuotame vaizde:

$$\sigma_B^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2. \quad (2.6)$$

Tada optimali slenkstinė intensyvumo vertė surandama iš:

$$t^* = \underset{1 \leq t < L}{\text{Arg Max}} \{ \sigma_B^2(t) \}. \quad (2.7)$$

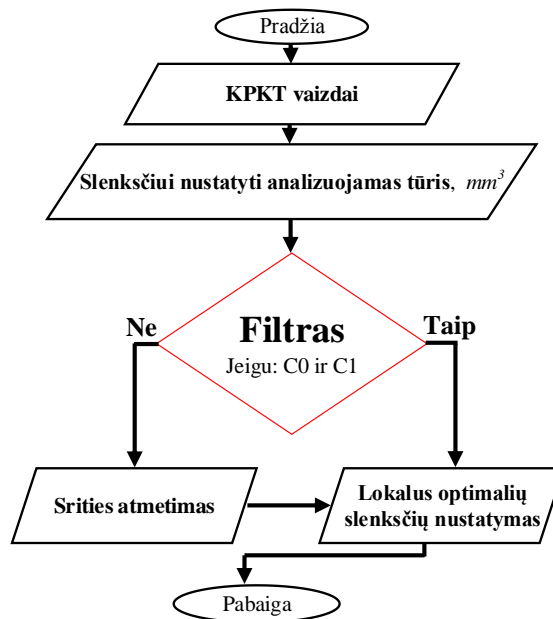
Otsu metodas taikytinas tik tada, kai analizuojama histograma – bimodalinė, vaizde yra tik dvi skirtingo intensyvumo sritys [30]. Analitiškai buvo nustatyta, kad KPKT vaizduose galima išskirti šias sritis: oras (-1000 – -500 HU) – apatinė histogramos vertė, minkšti audiniai (100 – 350 HU) ir žandikaulių segmentai, kurie dar gali būti skirstomi į akytąjį (lot. *trabecular*) ir kortikalinį kaulus (150 – 1250 HU), tačiau nustatyta, jog akytojo kaulo tankis yra artimas minkštųjų audinių tankiui pagal Haunsfieldo skalę, taip pat dažnai KPKT vaizduose galima išskirti metalo artefaktus, kurių intensyvumo vertės yra didesnės nei 1500 HU – viršutinė histogramos vertė. Gaunamos tipinės vaizdo histogramos pavyzdys pateikiamas (2.2 pav.).



2.2 pav. KPKT vaizdo histograma

Oras¹, Minkštieji audiniai ir akyt. kaulas², apatinio/viršutinio žandikaulių kortikalinis kaulas³

Šiuo atveju yra svarbu surasti tinkamą slenkstinę vertę tarp minkštųjų audinių ir kaulo sričių. Tam galima taikyti sudėtingesnius skirstinių mišinius (pvz. 3 Gauso skirstinių mišinį) arba paversti analizuojamus duomenis Otsu situacijai tinkamais, pvz. nufiltruojant HU skalės vertes, kurios yra mažesnės už minkštųjų audinių ir akytojo kaulo vertes bei didesnės už kortikaliųjų kaulų vertes. Tam siūlomame algoritme buvo įvesta papildoma sąlyga, kuri atmeta pirmąją sritį, metalo artefaktus pagal nustatytą HU skalės slenkstį, palikdama antrąją ir trečiąją sritis (2.2 pav.). Patobulinto algoritmo supaprastinta struktūrinė schema pateikiama 2.3 pav.



2.3 pav. Siūlomo algoritmo veikimo schema

Nereikalingų sričių atmetimui, algoritme pasiūlyta įterpti filtrą, kuris jei reikia pašalina tuos tūrinius vaizdo elementus (vokselius), kurių vertės nepatenka į nustatytas histogramos ribas:

$$h_{\text{apatinė}} < H(i) < h_{\text{viršutinė}}, \quad (2.8)$$

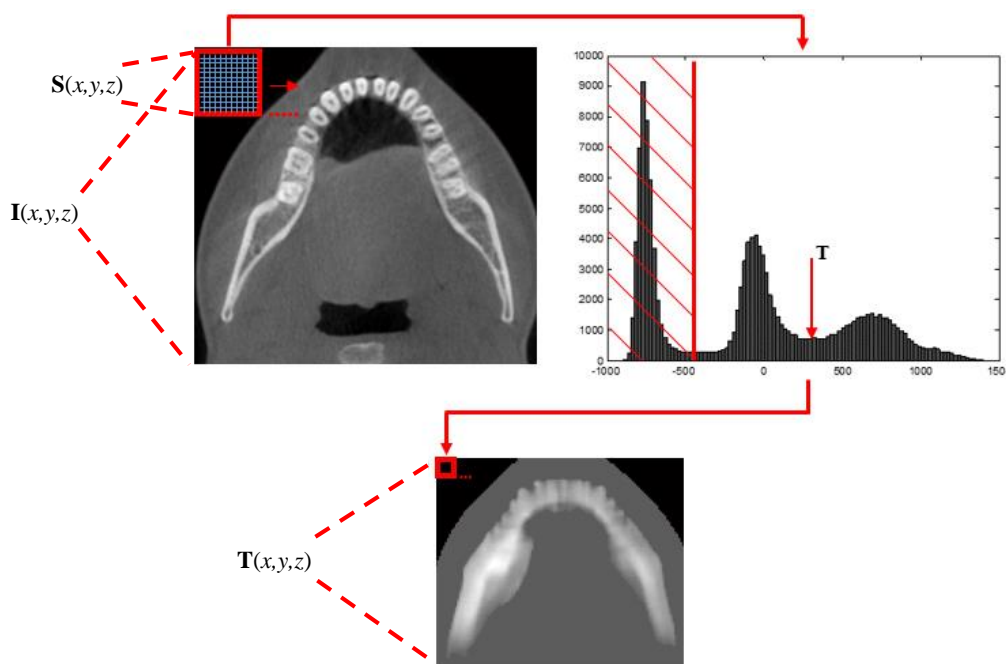
kur $h_{\text{apatinė}}$ – nustatyta apatinė histogramos vertė, $h_{\text{viršutinė}}$ – viršutinė histogramos vertė. Analizuojama H – tūrinio vaizdo elemento i -toji vertė.

Tokiu būdu gaunama lokalių slenksčių $\mathbf{T}(x, y, z)$ matrica, kurios vertės yra lyginamos su originalaus vaizdo $\mathbf{I}(x, y, z)$ vertėmis (2.9).

$$M(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{jei } I(x, y, z) > T(x, y, z) \\ 0 & \text{priešingu atveju} \end{cases}, \quad (2.9)$$

kur $\mathbf{M}(x, y, z)$ – binarinė matrica, kur 1 – kaulo sritis, 0 – fonas.

Lokalių slenksčių matricos $\mathbf{T}(x, y, z)$ suradimo schema pasiūlytame algoritme pateikta 2.4 pav.



2.4 pav. Optimalių slenksčių matricos užpildymo pavyzdys (ilustracija 2D)

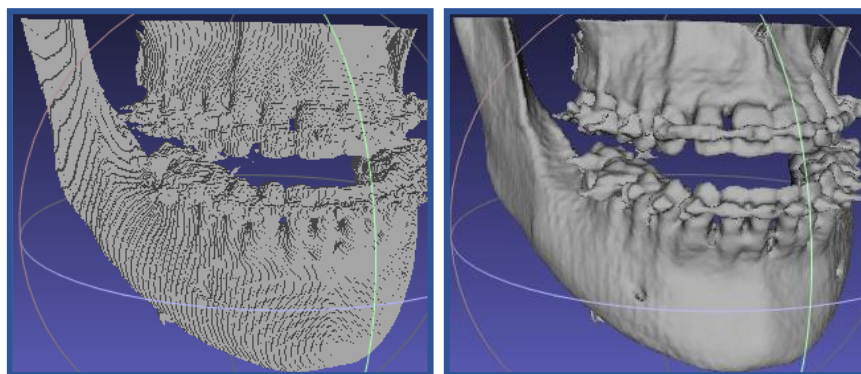
Slenksčių matrica $\mathbf{T}(x, y, z)$ yra užpildoma lokaliai ieškant optimalių slenkstinių verčių nedidelėse tūrinėse srityse $\mathbf{S}(x, y, z)$. Jeigu nagrinėjamose srityse vokselių vertės yra artimos oro (-1000 – -600 HU) arba metalo artefaktų (>1500 HU) vertėms – šie vokseliai nėra įtraukiami į optimalių slenksčių nustatymo procesą. Tokiu būdu apdorojamuose vaizduose yra paliekamos dvi charakteringos sritys: minkštųjų audinių ir akytojo kaulo bei kortikalinių kaulų (>350 HU). Įgyvendinus šias operacijas yra lokaliai surandami optimalūs slenksčiai ir taip užpildoma $\mathbf{T}(x, y,$

z) matrica. Galutiniame etape slenksčių matricos vertės yra lyginamos su originalių KPKT vaizdų $I(x, y, z)$ vertėmis.

2.2 3D paviršiaus rekonstrukcija

Išskirtam 3D taškų masyvui buvo atliekama paviršiaus rekonstrukcija. Tam naudojamas „MeshLab“ (Visual Computing Lab of ISTI – CNR, University of Pisa) programinis paketas, kuriame įdiegtas „tūrinis“ (angl. *volumetric*) paviršiaus rekonstrukcijos algoritmas, atkuriantis išskirtos srities (kaulo) paviršių [32, 33].

Algoritmo pagrindiniai etapai: 1) 3D taškų masyvas yra paverčiamas tūriniu vaizdu (angl. *volume*), 2) sudaroma atstumo funkcija priklausanti nuo svorinių koeficientų, 3) randamas objekto po-paviršinis vaizdas (angl. *iso-surface*), kurio tikslumas optimizuojamas remiantis mažiausių kvadratų kriterijumi (2.5 pav.).



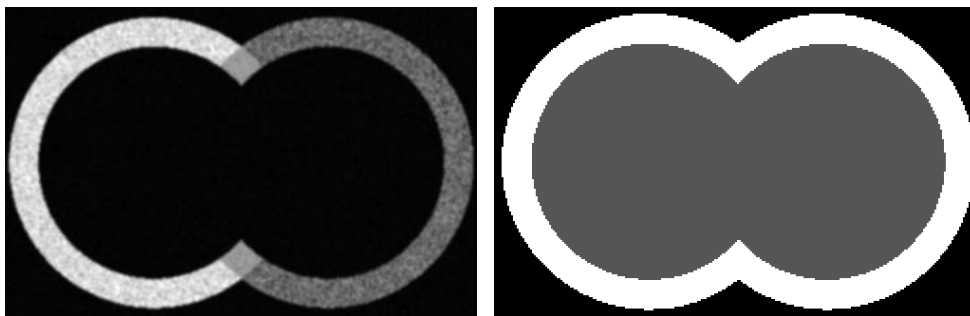
2.5 pav. Išskirtas 3D taškų masyvas (kairėje) ir atkurtas modelio paviršius (dešinėje)

Pagrindinis rekonstrukcijos parametras, kuris naudojamas norint atlikti paviršiaus atkūrimą yra vokselio kraštinės vertė (angl. *voxel side*). Šio parametro vertė turi būti parenkama kuo mažesnė, kad kuo tiksliau būtų galima įvertinti kaulo išskyrimo etapą.

2.3 3D paviršių neatitikčių matavimas

Pasiūlyto algoritmo tikslumas buvo vertinamas palyginimo būdu. Visų pirma išskirtas paviršius buvo sutapdinamas (superimpozicija) su atraminiu („etaloniniu“) paviršiumi, po to atliekamas kiekybinis neatitikčių matavimas. Superimpozicijos tikslas – dviejų 3D paviršių (atraminės – etaloninės ir išskirtos siūlomu būdu) palyginimas. Paviršinių vaizdų sutapdinimui buvo taikomas ICP algoritmas [27, 28]. Sutapdinami **lyginamojo** – pasiūlytu algoritmu išskirtos modelio sritys, kurių vokselių intensyvumo vertės artimos tipiniams apatinio, viršutinio žandikaulių, minkštųjų audinių tankio vienetais pagal HU skalę bei modelio vaizdų skiriamoji geba artima klinikinių KPKT vaizdų skiriamajai gebai ir **atraminio** – modelio sritys, kurių vokselių vertės yra vienodos (pvz. 200 HU, 300 HU, 900 HU), o modelio vaizdų skiriamoji geba

yra ideali bei modelio sritys išskirtos taikant globalų slenksčio parinkimo metodą (2.6 pav.), minimizuojant atstumo tarp paviršių matą.



2.6 pav. Lyginamojo (kairėje) ir atraminio (dešinėje) modelių skerspjūvių vaizdai

Matuojant įvertinama sutaptintų modelių vidutinė nesutapimo (skirtumo) reikšmė (*mm*) ir standartinis nuokrypis (*mm*).

2.4 Skyriaus išvados

Pastebėta, jog norint kuo tiksliau išskirti kortikalinių kaulų segmentus iš klinikinių KPKT vaizdų, tikslinga naudoti ne globalų slenksčio parinkimo metodą, kadangi kaulo tankis skirtingose žandikaulio srityse (pvz. viršutinio ir apatinio žandikaulių) varijuoja. Siūlomas metodas turi adaptyviai nustatyti slenkstinę HU skalės vertę, taip įvertindamas kaulo tankio erdvinius pokyčius. Taikant lokalų optimalių slenkstinių verčių suradimo metodą, kortikalinių kaulų išskyrimas yra objektyvesnis taip pat paprastesnis, nes nereikia ieškoti ir parinkinėti slenkstinių verčių. Taip pat svarbu nustatyti, koks turi būti analizuojamos srities tūris, norint surasti optimalius slenksčius analizuojamuose vaizduose. Tačiau taikant šį metodą ir norint gauti tikslių norimos srities išskyrimą, svarbu įvesti tam tikras sąlygas ir apribojimus.

3. Erdvinių struktūrų KPKT vaizduose skaitmeninis modeliavimas

3.1 Modelio geometrinė forma

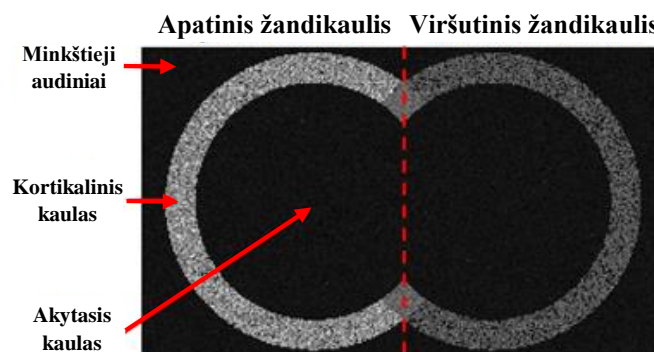
Norint įvertinti naujo segmentavimo algoritmo efektyvumą buvo siekiama sukurti tokį trimatį tūrinį skaitmeninį modelį, kurio atskirų sričių ribos (kontūrai) būtų artimos kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos metu gautų vaizdų kontūrams. Modelio pagalba bus įvertinamas pasiūlyto segmentacijos algoritmo tikslumas, varijuojant modelio parametrais. Pasirinkta trimačio modelio forma – dvi poros norimu atstumu viena su kita sujungtų sferų. Viena pora sferų yra skirta imituoti apatinį, kita – viršutinį žandikaulius. Sferos aprašomos (3.1) formule [34]:

$$\begin{aligned}x &= r \cdot \sin \phi \cdot \cos \theta \\y &= r \cdot \sin \phi \cdot \sin \theta, \\z &= r \cdot \cos \phi\end{aligned}\tag{3.1}$$

kur r – sferos spindulys, θ – kampas z - y plokštumoje pagal Dekarto koordinačių sistemą, ϕ – kampas x - y plokštumoje pagal Dekarto koordinačių sistemą.

3.2 Modelį valdantys parametrai

Modelio tūriniai elementai buvo užpildyti vertėmis, kurios artimos apatinio ir viršutinio žandikaulių tipinių tankio vienetų vertėms pagal HU skalę [35]. Tūrinio vaizdo elemento matmenys atitinka klinikinių KPTK metu gautų vaizdų matmenis (vokselio dydis $0,3 \times 0,3 \times 0,3$ mm). Rezultatas pristatomas trimačio modelio skerspjūvio vaizdu (3.1 pav.).

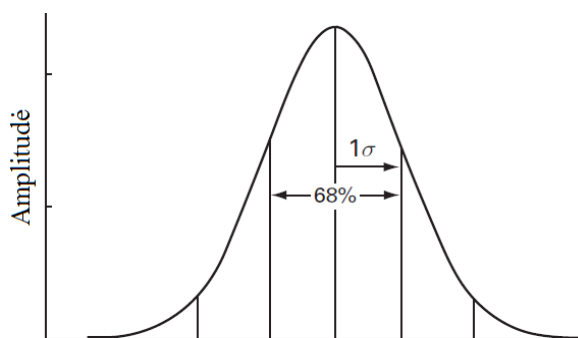


3.1 pav. Modelio skerspjūvio vaizdas

Toks tūrinių vaizdo elementų intensyvumo verčių pasiskirstymas parinktas todėl, jog anatomiškai žandikauliai yra sudaryti iš dviejų pagrindinių sričių: kortikalinio kaulo ir akytojo kaulo. Modelį užpildančių tankio vienetų vidutinės vertės apatinio žandikaulio kortikalinio kaulo yra 900 ± 250 HU, akytojo kaulo – 300 ± 20 HU, viršutinio žandikaulio kortikalinio kaulo yra

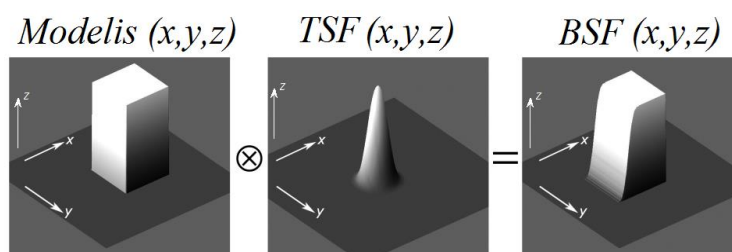
500 ± 150 HU. Sferas supanti erdvė yra užpildyta vidutinėmis vertėmis, kurios yra artimos minkštųjų audinių tankio vienetams (200 ± 30 HU).

Pagrindiniai valdomi parametrai yra vaizdo elementų intensyvumo vertės ir erdvinė skyra. Teoriškai vizualizavimo sistemomis registruojamus vaizdus galima aprašyti kaip idealaus vaizdo ir taško sklaidos funkcijos (TSF) (angl. *Point Spread Function*, PSF), kuri priklauso nuo vaizdinimo sistemos savybių, sąsūką. Skiriamąją gebą galima valdyti keičiant TSF parametro σ (standartinio nuokrypio) vertę (3.2 pav.).



3.2 pav. Taško sklaidos funkcija su pagrindiniu parametru σ , kuris nustatomas 68% nuo maksimalios funkcijos vertės [31]

Idealus vaizdo ($Modelis(x, y, z)$) sąsūkos su taško sklaidos funkcija ($TSF(x, y, z)$) rezultate, gaunamas vaizdas su tam tikra briaunos sklaidos funkcija (BSF) (angl. *Edge Spread Function*, ESF), kuri priklausoma nuo sistemos TSF (3.3 pav.).



3.3 pav. Originalaus vaizdo (Modelio) ir TSF sąsūkos pavyzdys [36]

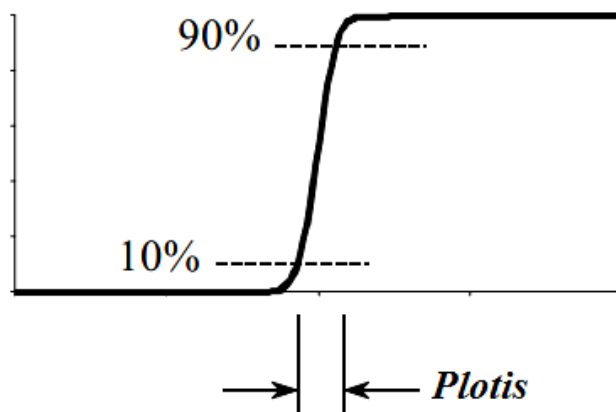
Atlikus sumodeliuoto trimačio skaitmeninio modelio sąsūką su TSF, kurios branduoliu buvo pasirinkta Gauso funkcija, galima pasiekti norimą modelio briaunų sklaidą. Rezultate yra gaunamas norimos erdvinės skyros modelio vaizdas. Gauso funkciją galima užrašyti [37]:

$$G(x, y, z; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^3} e^{-\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}}, \quad (3.2)$$

kur σ standartinis nuokrypis.

Gauso funkcija suteikia galimybę idealaus skaitmeninio trimačio modelio vaizdų erdvinę skiriamąją gebą padaryti panašią į KPKT metu gautų vaizdų erdvinę skyrą. Tokiu būdu modelio atskirų sričių kontūrai tampa artimi klinikiniais KPTK vaizdų kontūrams.

Erdvinė skiriamoji geba gali būti įvertinama briaunos sklaidos funkcijos pločiu. BSF pločio vertinimo pavyzdys pateikiamas 3.4 pav.



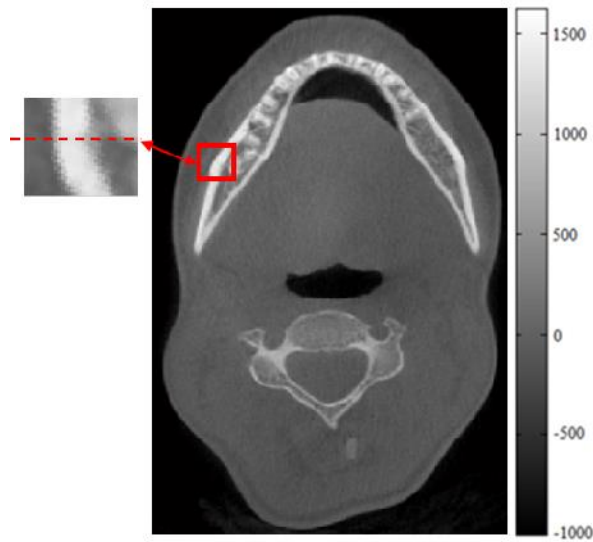
3.4 pav. BSF pločio nustatymo pavyzdys [38]

Remiantis briaunos sklaidos funkcijos pločiu nuo 10 % maksimalios jos vertės iki 90 % maksimalios vertės nustatoma, kokia yra sistemos erdvinė skiriamoji geba [38]. Remiantis šia nuostata galima surasti optimalią Gauso funkcijos σ parametro vertę, kuriai esant apdoroto idealaus skaitmeninio trimačio modelio vaizdų BSF plotis yra artimas klinikinį KPKT metu gautų vaizdų BSF pločiui.

3.2.1 Modeliavimo parametų nustatymas tiriant klininius KPKT vaizdus

Tyrime trimačio skaitmeninio modelio parametrams parinkti buvo naudoti klininiai KPKT metu gauti vaizdai. Tiriamasis objektas – apatinis žandikaulis. Apatinis žandikaulis pasirinktas todėl, jog čia išgaunamas didžiausias kontrastas (vaizdo elementų intensyvumo verčių pokytis) tarp minkštųjų audinių srities ir kaulinės srities. Šiuo tyrimu buvo siekiama nustatyti, kokia yra apytikslė BSF klininių vaizdų atveju.

Ribai nustatyti tarp minkštųjų audinių srities ir apatinio žandikaulio kortikalinio kaulo srities buvo pasirinkta 15 skirtingų KPKT atvejų. Visi atvejai buvo gauti iš Vilniaus implantologijos centro. Kiekvienu atveju buvo imama vaizdo elementų intensyvumų projekcija g , kertanti minėtas sritis. Projekcijos parinktos toje pačioje žandikaulio vietoje, stengiantis išlaikyti projekcijos statmenumą analizuojamai ribai. KPKT vaizdo aksialinis pjūvis su tiriamą sritimi pateikiamas 3.5 pav.



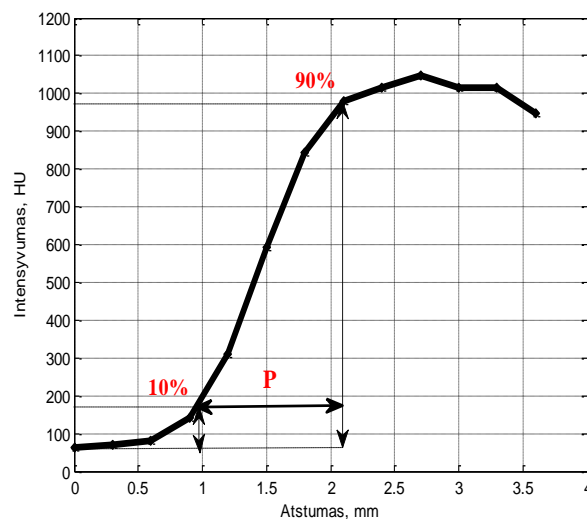
3.5 pav. Aksialinis 3D vaizdo pjūvis kartu su tiriama vaizdo intensyvumų projekcija

Gautos intensyvumų projekcijos buvo suvidurkintos:

$$\bar{g} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n g_i, \quad (3.3)$$

kur \bar{g} - vidutinė intensyvumų projekcija, n – projekcijų skaičius.

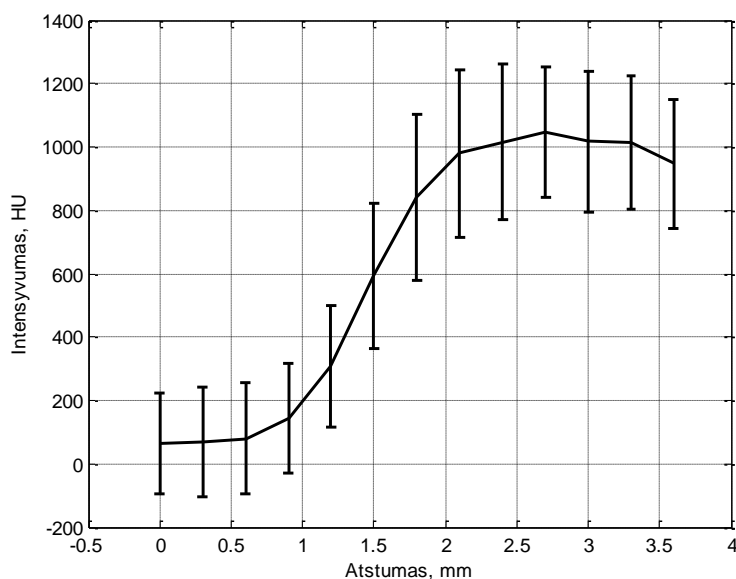
Riba arba plotis, žymintis perėjimą tarp skirtingų anatominių sričių buvo nustatomas remiantis gauta vidutinės intensyvumų projekcijos BSF pločiu P , kuris parodo, kokia yra apytikrė tirtų KPKT vaizdų erdvinė skyra. Rezultatai pateikiami 3.6 pav.



3.6 pav. Vidutinės vaizdo elementų intensyvumų projekcijos BSF pločio nustatymas

Analizuotame rinkinyje vidutinis ribos plotis yra ~1,1 mm. Remiantis gauta suvidurkinta KPKT vaizdų BSF (3.6 pav.) bus atliekama modelio sąsūka su Gauso funkcija, norint gauti artimą BSF plotį modeliniu atveju.

3.7 pav. yra pateikiama vidutinė intensyvumų projekcija visiems 15 atvejų ir sklaidos pasisklidimas intervalas.



3.7 pav. Vidutinė intensyvumų projekcija minkšti audiniai-kaulas riboje kartu su pasisklidimo intervalu

Apskaičiavus pasisklidimą vaizdo elementų intensyvumų vidurkio intervalą su reikšmingumo lygmeniu 0,95 nustatyta, jog mažiausia vaizdo elementų intensyvumų verčių sklaida apie vidurkį (didžiausia tikimybė, kad vaizdo elemento intensyvumo vertė pateks į šį intervalą) yra minkštųjų audinių ir kaulo srityse. Didžiausia sklaida pastebima pereinant minkštiesiems audiniams į kaulinę sritį. Palyginti didelė sklaida yra gaunama todėl, kad sudėtinga parinkti tą pačią vaizdo intensyvumų projekciją kiekvienu atveju, dėl žmonių žandikaulių anatominės ypatybės.

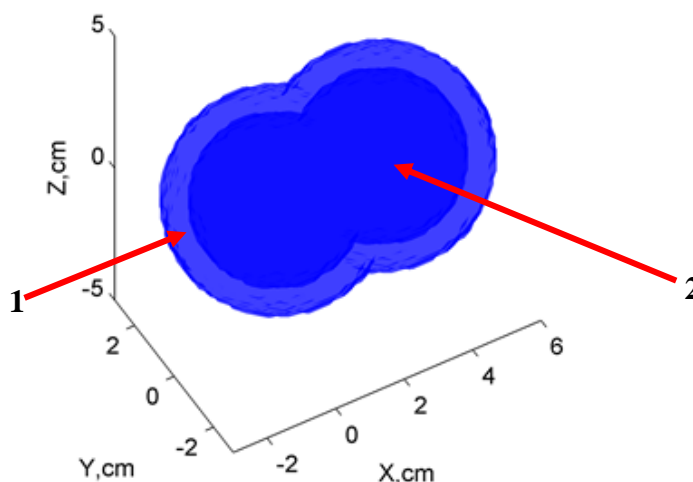
3.3 Skyriaus išvados

Buvo sukurtas trimatis skaitmeninis modelis. Nustatyta, jog pritaikius modelio sąsūką su taško sklaidos funkcija, kurios pagrindas yra Gauso funkcija, galima gauti panašų į klinikinių KPKT metu užregistruotų vaizdų skiriamosios gebos modelio vaizdą. Modeliavimas suteikia galimybę gauti tam tikrų sričių (kortikalinio, akytojo kaulų, minkštųjų audinių) tūrinių vaizdo elementų intensyvumų verčių panašumus į klinikinių vaizdų vokselių matmenis bei jų intensyvumų vertes. Tyrimo su klinikiniais KPKT vaizdais metu nustatyta, jog vidutinė visų 15 atvejų riba skirianti dvi struktūras (minkštieji audiniai – kaulas) yra 1,1 mm. Remiantis gautu klinikinių vaizdų skiriamosios gebos rezultatu bus modeliuojamas testinio trimačio modelio vaizdas.

4. Eksperimentiniai tyrimai ir rezultatai

4.1 Tyrimų rezultatai sintetinių KPKT vaizdų atveju

Remiantis (3.1) išraiška buvo sukurtas skaitmeninis trimatis modelis. Modelio forma – dvi poros norimu atstumu erdvėje sujungtos sferos. Skaitmeninio modelio matmenys: ilgis X kryptimi yra 11,2 cm, plotis Y – 7 cm, aukštis Z – 7 cm. Sukurtas modelis sudarytas iš dviejų sričių: **1** sritis imituoja žandikaulių kortikalinį kaulą, **2** sritis imituoja žandikaulių akytąjį kaulą. Rezultatas pateikiamas 4.1 pav.



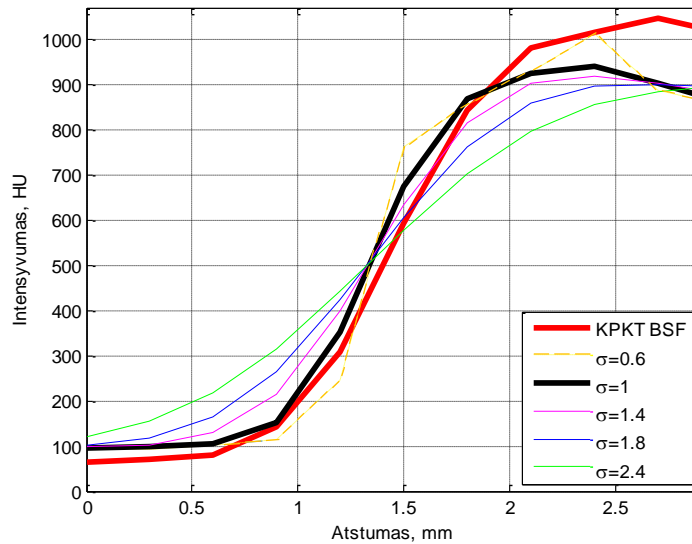
4.1 pav. Modelis trimatėje koordinačių sistemoje

Tūrinio vaizdo elemento matmenys atitinka tipinius KPTK metu gautų vaizdų matmenis ($0,3 \times 0,3 \times 0,3 \text{ mm}$).

4.1.1 Modelio erdvinės skyros tyrimas

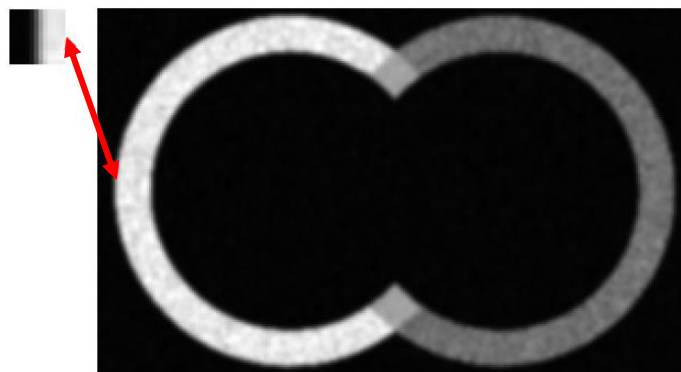
Sumodeliuotas trimatis skaitmeninis modelis buvo apdorojamas Gauso funkcija, t.y. atliekama idealaus vaizdo sąsūka su TSF, kurios branduolys Gauso funkcija (3.2). Funkcijos pagalba buvo siekiama išėjime gauti panašią skaitmeninio modelio vaizdo briaunos sklaidos funkciją į klinikinių KPKT vaizdų BSF.

Tyrimas buvo atliekamas keičiant ir ieškant tokios standartinio nuokrypio (σ) vertės, kuri užtikrintų BSF panašumus, t.y. buvo stengiamasi surasti tokią σ vertę, kuriai esant skaitmeninio modelio imituojamų sričių skiriamoji geba, intensyvumo vertės būtų artimos klinikinių vaizdų skiriamajai gebai bei vokselių intensyvumų vertėms. Standartinio nuokrypio vertės buvo galima laisvai keisti ir tokiu būdu gauti įvairių erdvinė skyrų vaizdus. Skaičiavimų rezultatai pateikiami 4.2 pav.



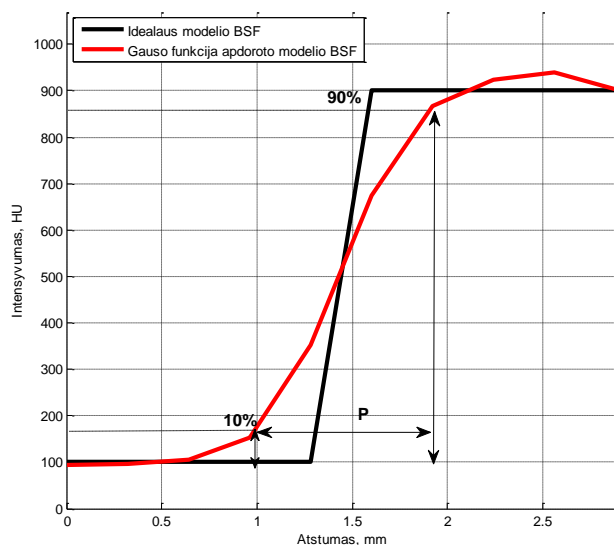
4.2 pav. BSF esant skirtingoms σ vertėms

Tyrimų metu buvo nustatyta, jog artimiausia skaitmeninio modelio BSF į KPKT vaizdų BSF gaunama tada, kai $\sigma = 1$. 4.2 pav. matyti, jog skaitmeninio modelio imituojamų anatomių sričių vokselių intensyvumų vertės pagal HU skalę yra panašios į klinikinių kortikalinio, akytojo kaulų, minkštųjų audinių sričių vokselių intensyvumų vertes pagal HU skalę. Gauso funkcija apdoroto skaitmeninio trimačio modelio skerspjūvio ir briaunos vaizdo fragmento pavyzdys pateikiamas 4.3 pav.



4.3 pav. Sklaidos funkcija apdoroto modelio skerspjūvis kartu su modelio briaunos fragmentu

Gauso funkcija apdoroto modelio BSF ir idealaus modelio BSF pateiktos 4.4 pav.



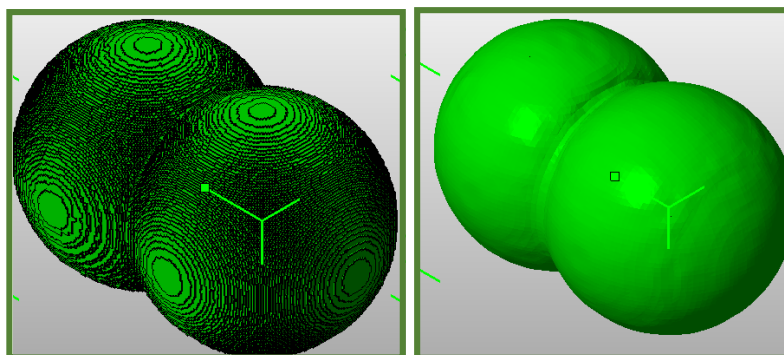
4.4 pav. Gauso funkcija apdoroto ir idealaus vaizdo BSF

Atstumas P tarp srities, kuri imituoja minkštuosius audinius ir skaitmeninio modelio krašto, kuris imituoja kortikalinį žandikaulio kaulą yra $\sim 0,9 \text{ mm}$.

4.1.2 Optimalūs algoritmą valdantys parametrai

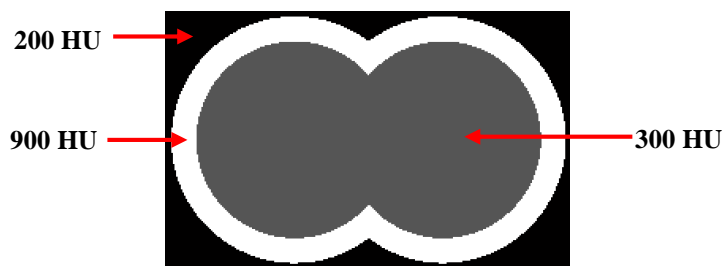
Buvo tiriama, kokio tūrio sritis optimali lokaliai Otsu slenkstinei vertei nustatyti. Pasirinkta per didelė analizuojama tūrio vertė gali sąlygoti netikslų slenkstį dėl erdvinių kaulo tankio pokyčių, o per maža tūrio vertė gali sąlygoti statistiškai netikslų slenkščio įvertį. Todėl svarbu surasti šio parametro optimalią vertę. Tyrime buvo išbandytos skirtingų tūrių sritys lokaliems slenkščiams nustatyti. Analizuojamų sričių tūriai: 24, 72, 161, 303, 512, 799, 976, 2097, 4096 (mm^3).

Atlikus 3D modelio išskyrimą skirtinguose tūriuose nustatytu slenkščiu, buvo atkurti 3D paviršiai. 4.5 pav. pateikiamas išskirtas taškų masyvas ir atkurtas 3D modelio paviršius.



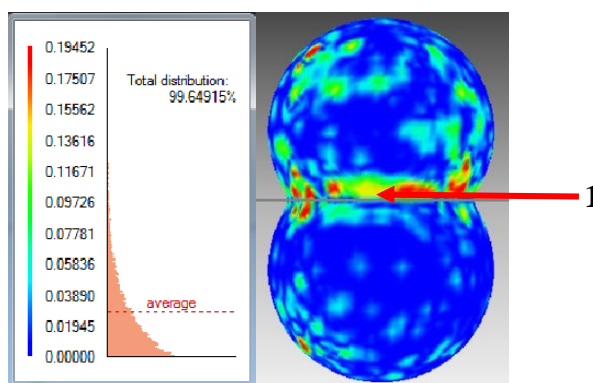
4.5 pav. Išskirtas pradinis taškų masyvas (kairėje) ir atkurtas 3D modelio paviršius (dešinėje)

Rezultatai buvo lyginami su idealios formos, nesuglotnintu (nefiltruotu Gauso funkcija) 3D modeliu, kurio skirtingų imituojamų anatominių sričių bei modelį supančios aplinkos vokselių intensyvumo vertės yra vienodos (4.6 pav.).



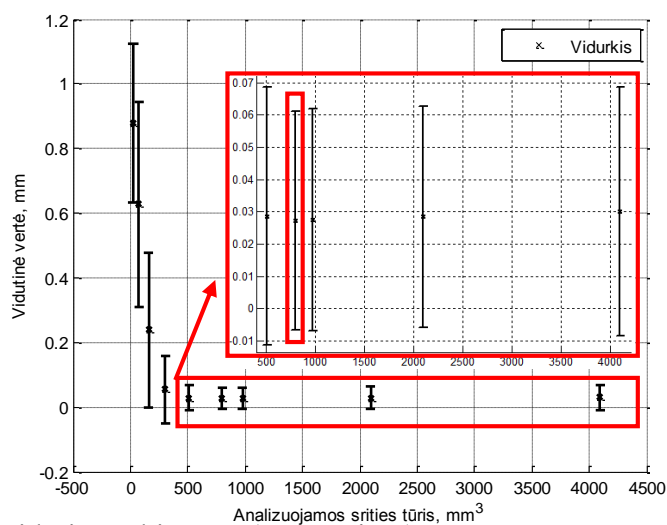
4.6 pav. Idealios skiriamosios gebos modelio skerspjūvis

Buvo įvertintas modelių tarpusavio nesutapimų pasiskirstymas: vidutinės nesutapimo (skirtumų) reikšmės ir standartinių nuokrypių priklausomybės nuo tūrinės srities dydžio. Vienas iš gautų rezultatų pavyzdžių, kai analizuojamos srities tūris yra 303 mm^3 pateikiamas 4.7 pav.



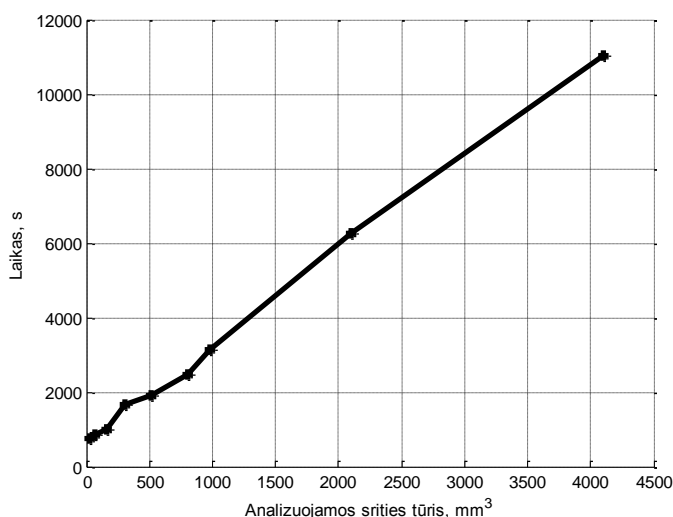
4.7 pav. Išmatuotų skirtumų skirstinys (kairėje) ir skirtumų vertėlapis (dešinėje)

Tyrimų metu buvo pastebėta, jog didžiausi skirtumai tarp modelių yra gaunami sferų sankirtos vietoje (4.7 pav. 1). Tyrimų rezultatai (skirtumų vidutinių ir standartinių nuokrypių verčių priklausomybės nuo analizuojamos srities tūrio) pateikiami 4.8 pav.



4.8 pav. Vidutinės skirtumų (nesutapimų) kartu su standartinių nuokrypių vertės.

Nustatyta, jog optimali tūrio sritis reikalinga slenksčiui nustatyti yra – 799 mm^3 . Esant mažiausiam analizuojamos srities tūriui (24 mm^3) vidutinė nesutapimo vertė tarp modelių yra didžiausia ($0,88 \text{ mm}$), mažiausia nesutapimo vertė – $0,027 \text{ mm}$. Pastebėta, jog vidutinės nesutapimų vertės tolygiai mažėja iki 799 mm^3 tūrio vertės, toliau didėjant analizuojamos srities tūriui vidutinės nesutapimo vertės pradeda didėti, tačiau nežymiai. Taip pat buvo įvertinta skaičiavimų trukmės priklausomybė nuo analizuojamos srities tūrio (4.9 pav.).



4.9 pav. Laiko priklausomybė nuo analizuojamos srities tūrio dydžio

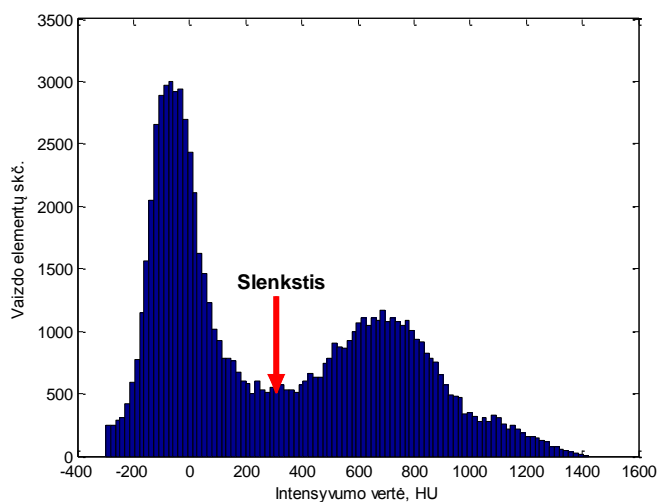
Iš gautos priklausomybės matyti, jog skaičiavimų trukmės yra palyginti didelės. Didinant analizuojamos srities tūrį tiesiškai didėja ir skaičiavimų resursai. Naudojant optimalią tūrio sritį kortikaliųjų kaulų išskyrimui atlikti sugaištama 2485 s ($\sim 41 \text{ min.}$). Tyrimuose naudoto kompiuterio techniniai duomenys: Intel® Core™ i7-4500U, CPU @1.80 GHz, RAM - 8,00 GB, OS - „Windows 7“, 64-bit. Matlab 8.1.0.604 (R2013a) versija.

4.2 Metodo tyrimas realiųjų klinikinių KPKT vaizdų atveju

Pasiūlytas algoritmas pritaikytas pilotiniame tyrime panaudojant KPKT metu užregistruotus vaizdus. Atliktas apatinio ir viršutinio žandikaulių išskyrimas iš minėtų vaizdų. Šiuo atveju, ieškant lokaliųjų optimaliųjų slenkstinių verčių nustatytose tūrio srityse (analizuojamos srities tūris – 799 mm^3), buvo eliminuojamos oro ($< -600 \text{ HU}$) ir galima metalo ($> 1500 \text{ HU}$) sritys, paliekant tik kortikalinio kaulo ir minkštųjų audinių bei aktyvo kaulo sritis:

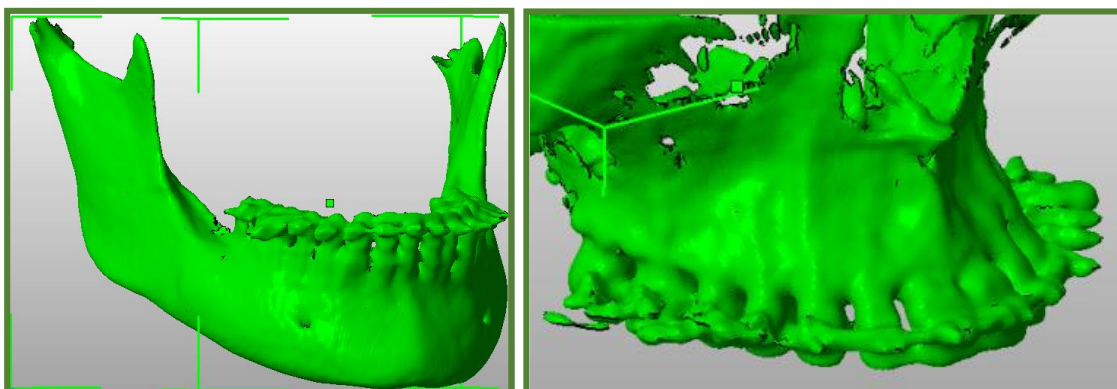
$$-600 < H(i) < 1500$$

Tipinė histograma slenksčiui nustatyti pateikiama 4.10 pav.



4.10 pav. Koreguota vaizdo histograma su optimalia slenksčio verte (šiuo atveju ~350 HU)

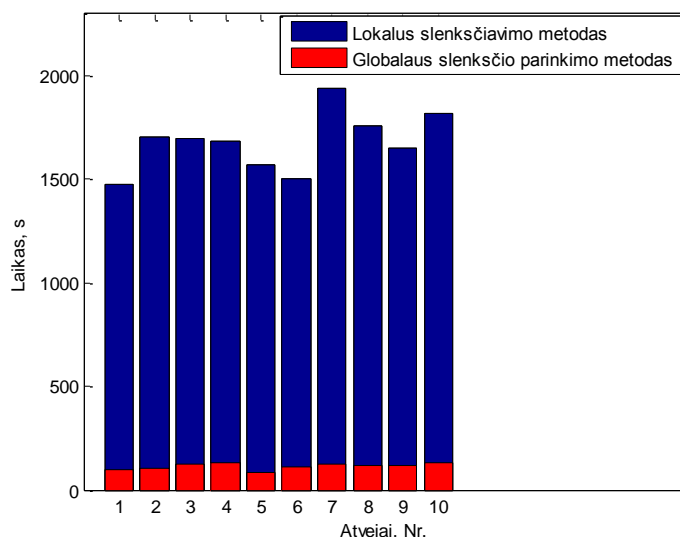
Slenksčio vertė lokaliai keičiasi, ji priklauso nuo anatominių struktūrų proporcijos ir sudėties analizuojamame tūryje. Atkurtų žandikaulių 3D paviršių pavyzdžiai pateikiami 4.11 pav.



4.11 pav. Siūlomu metodu išskirti ir rekonstruoti apatinis ir viršutinis žandikauliai

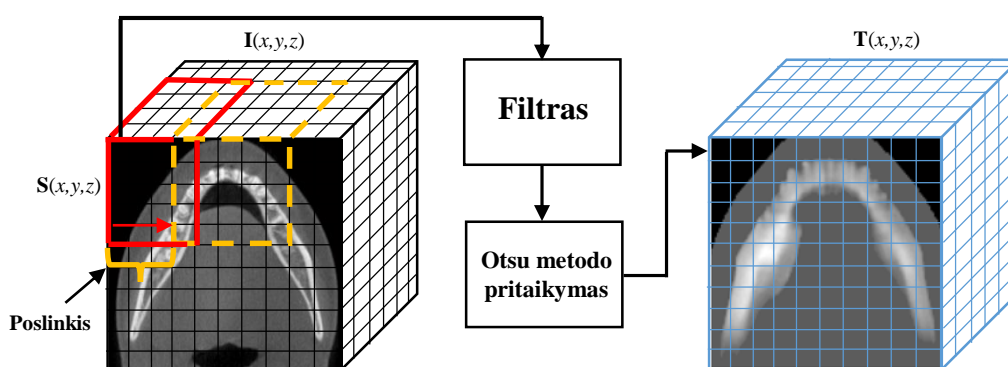
Iš 4.11 pav. matyti, jog algoritmas geba atlikti norimų sričių išskyrimą iš KPKT vaizdų. Tyrimų metu buvo registruojamos apdorojimo trukmės norimos srities išskyrimui atlikti. Tam buvo naudojama 10 skirtingų klinikinių KPKT atvejų.

Pasiūlyto metodo skaičiavimų trukmei įvertinti buvo pasirinkta naudoti globalaus slenksčio parinkimo metodą [26]. Tyrimų metu buvo fiksuojamas laikas kortikalinių kaulų išskyrimui, minėtoms sritims, atlikti. Visais atvejais buvo naudojami tie patys 10 KPKT atvejų. Globalaus slenksčio parinkimo metode panaudotas visiems atvejams 350 HU vertės slenkstis. Gauti rezultatai pateikiami 4.12 pav.



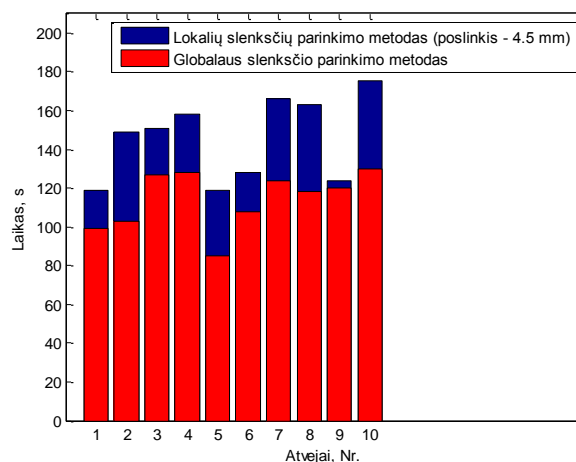
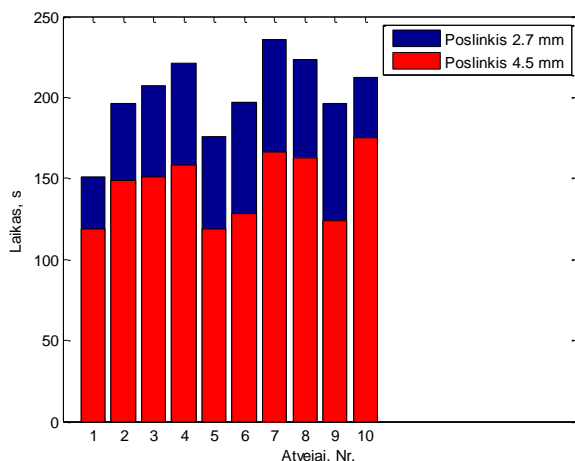
4.12 pav. Skaičiavimo trukmių palyginimas, panaudojant skirtingus kortikalinių kaulų išskyrimo metodus

Remiantis 4.12 pav. pateiktais rezultatais matyti gan žymus segmentacijai atlikti sugaištamo laiko, panaudojant skirtingus metodus, skirtumas. Vidutinis laikas segmentacijai atlikti panaudojant lokalių optimalių slenksčių parinkimo metodą yra **1680 s** (~28 min.), globalų slenksčio parinkimo metodą – **114 s** (~2 min.). Skaičiavimų trukmės, lokalaus slenksčio atveju, yra palyginti didelės, dėl šios priežasties algoritme kortikalinių kaulų išskyrimo trukmei sumažinti pasiūlyta skaičiavimų metu padidinti analizuojamos srities $S(x, y, z)$ tūrio poslinkį (pirminiame variante analizuojamos srities tūrio poslinkis buvo atliekamas kas vokselį (0,3 mm)), t.y. sumažinti gretimų sričių persidengimą. Tyrimams pasirinkta naudoti dvi poslinkio (žingsnio vertes) – 2,7 mm ir 4,5 mm.



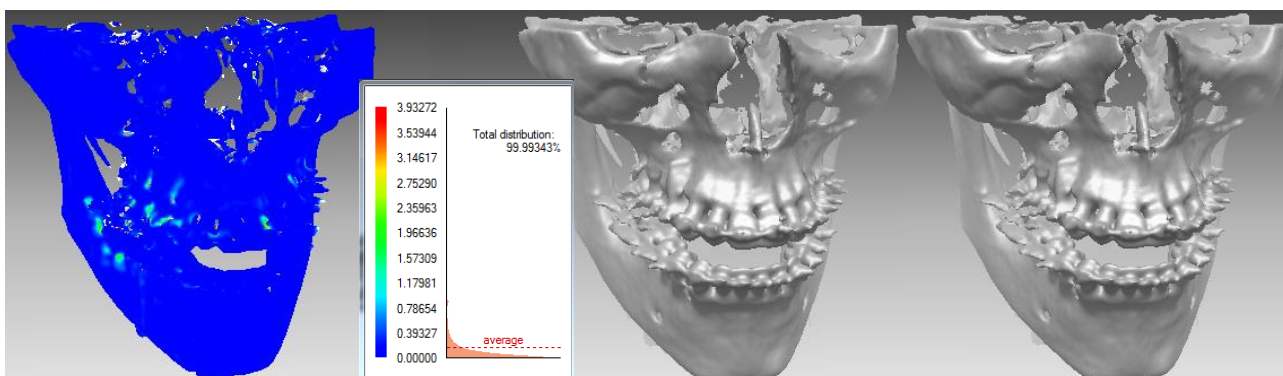
4.13 pav. Koreguota optimalių slenksstinių verčių suradimo schema

Tyrimų rezultatai pateikiami 4.14 pav.



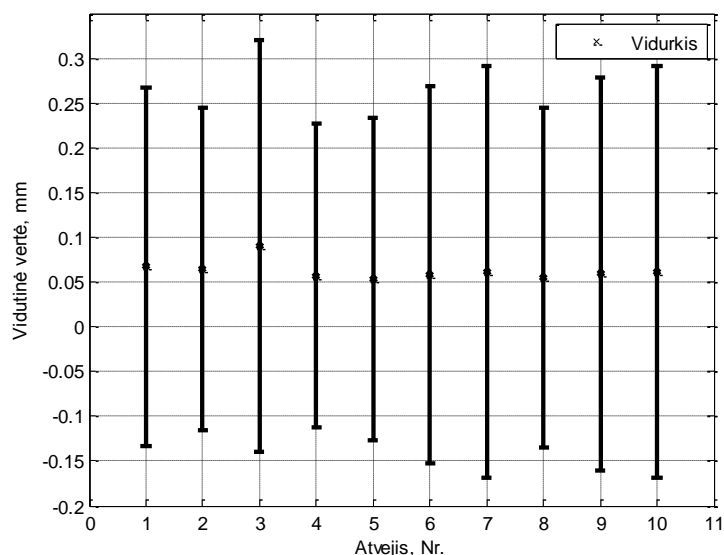
4.14 pav. Optimalių slenksčių parinkimo metodo, esant 2,7 mm ir 4,5 mm analizuojamos srities tūrio poslinkiui, skaičiavimų trukmės (kairėje) ir (dešinėje) palyginamos skaičiavimų spartos taikant optimalių slenksčių parinkimo metodą, esant mažiausiam gretimų sričių persidengimui, su globalaus slenksčio metodu

Atlikus tyrimus nustatyta, jog vidutinė skaičiavimų trukmė, ieškant optimalių slenkstinių verčių, kai analizuojamos srities tūrio poslinkis yra 4,5 mm, gali būti sumažinta iki **145 s** (2,4 min.). Norint įvertinti, ar galutiniam segmentacijos rezultatui nėra padaroma didelė įtaka, t.y. anatomiškai nėra iškraipomi kortikalinio kaulo segmentai, buvo atliktas tyrimas, kurio tikslas palyginti maksimalaus gretimų sričių persidengimo (analizuojamos srities tūrio poslinkis atliekamas kas vokselį – 0,3 mm) atveju išskirtus segmentus (apatinio ir viršutinio žandikaulių kortikalinį kaulų) su segmentais, kurie gauti padidinus analizuojamos srities tūrio poslinkį iki 4,5 mm (4.15 pav.).



4.15 pav. Skirtumų žemėlapis, skirtumų skirstinys (kairėje) ir maksimalaus persidengimo atveju (viduryje) bei mažiausio persidengimo atveju išskirti kortikalinį kaulų segmentai

Gautų rezultatų tarpusavio nesutapimų pasiskirstymas: vidutinės nesutapimo (skirtumų) ir standartinių nuokrypių vertės pateikiamos 4.16 pav.

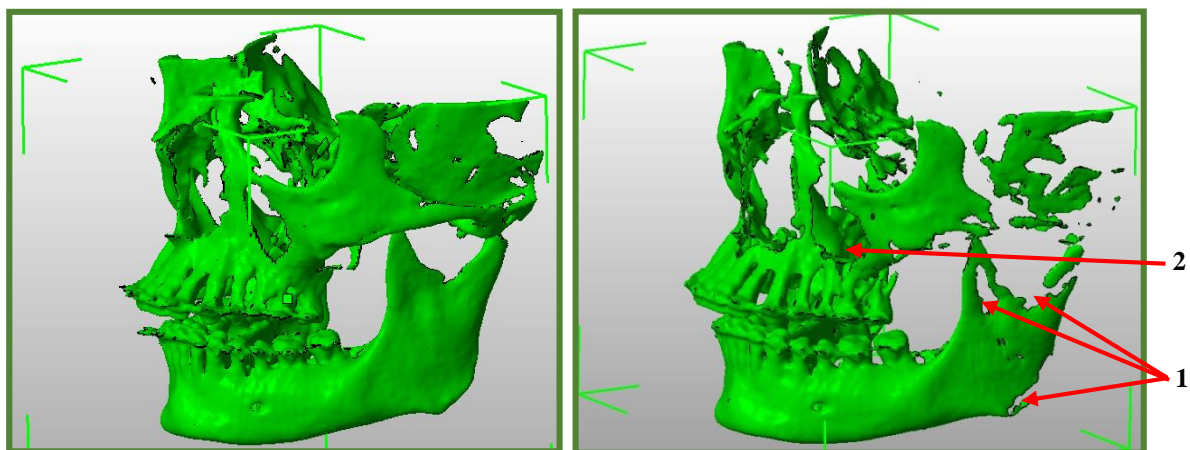


4.16 pav. Gautų rezultatų vidutinės bei standartinių nuokrypių vertės

Iš gautų vidutinių nesutapimo ir standartinių nuokrypių verčių matyti, jog galutiniam segmentacijos rezultatui nėra padaroma didelė įtaka. Nesutapimas tarp maksimalaus persidengimo atveju išskirto segmento ir išskirto pasiūlytu būdu yra labai mažas – vidutinė visų atvejų nesutapimo vertė – **0,0627 mm**.

4.2.1 Globalios slenkstinės vertės metodo ir pasiūlyto metodo kaulo segmentams išskirti palyginimas

Optimalių slenkstinių verčių, išskiriant kortikalinius apatinio ir viršutinio žandikaulių kaulus iš KPKT vaizdų, parinkimo metodas palygintas su globalaus slenkščio metodu. Tyrimuose, metodams palyginti, pasirinkta naudoti tuos pačius KPKT atvejus (10 atvejų). Šiuo atveju, globalaus slenkščio parinkimo metode nustatytas 400 HU vertės slenkstis. Vienas iš gautos segmentacijos rezultatų pavyzdžių pateikiamas 4.17 pav.



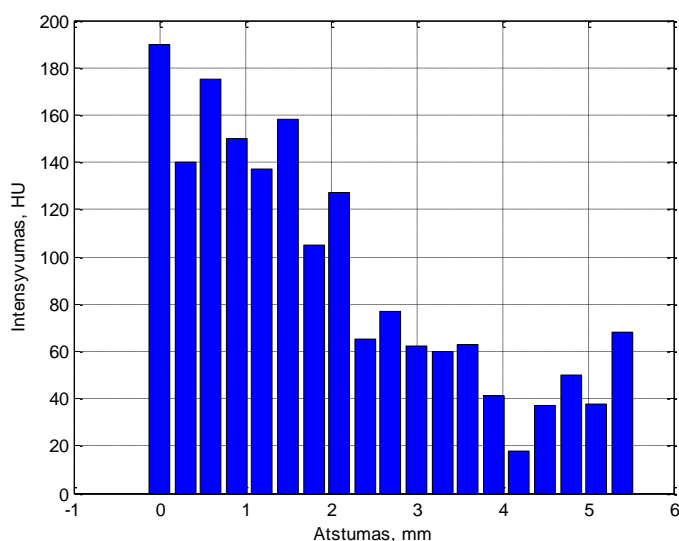
4.17 pav. Segmentacijos rezultatai. Kairėje – pritaikius optimalių slenkstinių verčių, dešinėje – globalaus slenkščio metodus (400 HU)

Panaudojus globalų slenksčio parinkimo metodą gaunamas netikslus tiek apatinio, tiek viršutinio žandikaulių kortikalinių kaulų išskyrimas (4.17 pav. dešinėje). Pritaikius optimalių slenkstinių verčių parinkimo metodą minėtų anatominių sričių išskyrimas yra tikslesnis (po išskyrimo nėra prarandami kauliniai segmentai) (4.17 pav. kairėje). Šiuo atveju, panaudojus globalų slenkstį (400 HU) nepilnai yra išskiriami apatinio žandikaulio šakų (lot. *rami mandibulae*) segmentai (4.16 pav. 1), taip pat viršutinio žandikaulio žandinių ančių kaulinės srities segmentai (4.16 pav. 2). Taip pat ištyrus 10 skirtingų KPKT atvejų nustatyta, jog didžioji dalis žandinių ančių kaulinės srities segmentų intensyvumo vertės yra artimos minkštųjų audinių intensyvumų vertėms pagal HU, todėl jos neišskiriamos nei vienu iš metodų. Tyrimo metu buvo nustatyta, kokia yra vidutinė ploniausios žandinio ančio kaulinės srities vertė pagal HU skalę. Kiekvienu atveju buvo imama vaizdo elementų intensyvumų projekcija, kertanti minėtas sritis. Projekcijos parinktos apytikriai toje pačioje viršutinio žandikaulio ančio vietoje, stengiantis išlaikyti projekcijos statmenumą analizuojamai ribai. KPKT vaizdo aksialinis pjūvis su tiriamomis sritimis pateikiamas 4.18 pav.



4.18 pav. Aksialinis KPKT vaizdo pjūvis su tiriamomis sritimis

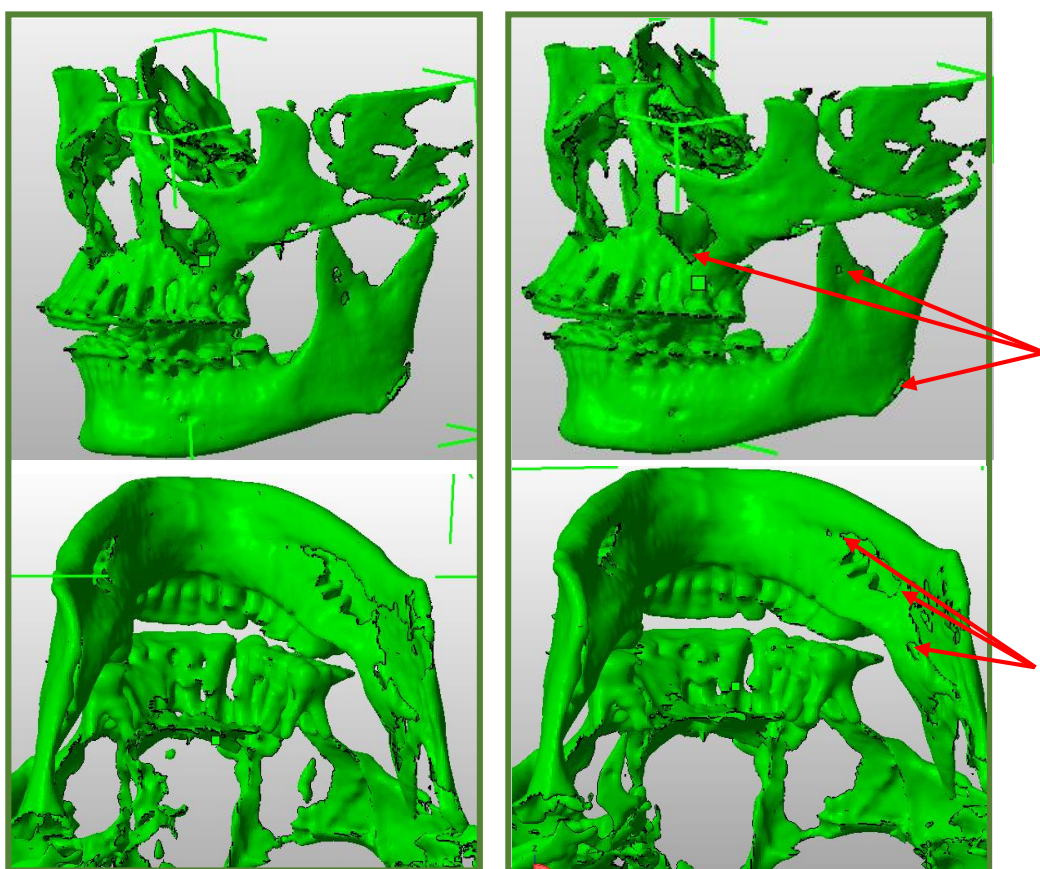
Gauti rezultatai buvo suvidurkinti (4.19 pav.).



4.19 pav. Ploniausios žandinių ančių sričių intensyvumų vertės pagal HU skalę

Nustatyta, jog vidutinė ploniausios ančių kaulinių sričių intensyvumo vertė – **91 HU**. Todėl tiek naudojant globalaus slenksčio, tiek lokaliuos slenkstines vertės parinkimo metodus nebus išskirtos visos ančių kaulinės sritys.

Naudojant globalų slenksčio parinkimo metodą reikia kuo tiksliau parinkti slenkstinę vertę, norint gauti pilną analizuojamų anatomišų sričių (žandikaulių) išskyrimą. Tai padaryti yra gan sudėtinga ir nepatogu. Taikant sukurtą lokaliuos slenkstinių verčių nustatymo metodą išskyrimas yra tikslesnis ir paprastesnis, nereikia ieškoti ir parinkinėti konkrečių slenkstinių verčių kiekvienu atveju, norint išskirti kaulų segmentus. Buvo atlikti tyrimai, siekiant nustatyti, kaip keičiasi kaulų segmentų išskyrimas panaudojant kitas slenkstines vertes: 350 HU ir 300 HU. Gauti rezultatai pateikiami 4.20 pav.



4.20 pav. Segmentacijos rezultatai, kairėje – panaudojus 350 HU, dešinėje – 300 HU intensyvumo slenksčio vertę

Iš gautų rezultatų matyti, jog sumažinus globalią slenksčio vertę yra išskiriama daugiau kortikalinių kaulų segmentų (raudonos rodyklės). Tačiau parinkus per mažą slenksčio vertę gali būti išskiriami kiti – ne kortikalinių kaulų (pvz. minkštųjų audinių) segmentai. Gautas geriausias globalaus slenksčio parinkimo metodo rezultatas, kai slenkstis – 300 HU, palygintas su optimalių slenkstinių verčių parinkimo metodo rezultatu. Nustatyta, jog vidutinė nesutapimo (skirtumo) vertė – **0,4 mm**.

4.3 Skyriaus išvados

Remiantis gautu klinikinių KPKT vaizdų erdvinės skyros rezultatu ir pritaikius idealaus sukurto trimačio modelio vaizdo kompoziciją su TSF, buvo sukurtas skaitmeninis modelis, kurio vaizdo erdvinė skyra artima KPKT metu gautų vaizdų erdvinei skyrai. Tyrimų metu nustatyta, jog modeliniu atveju optimali tūrio sritis, lokaliems slenksčiams nustatyti analizuojamame duomenų rinkinyje, yra 799 mm^3 .

Remiantis nustatyta optimalia tūrio srities verte, algoritmas išbandytas su klinikiniais KPKT vaizdais. Vizualiai nustatyta, jog algoritmas geba išskirti apatinio ir viršutinio žandikaulių kortikalinių kaulų sritis, tačiau pastebėta, jog tam sugaištama nemažai laiko (~28 *min.*), lyginant gautus rezultatus pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą (2 *min.*). Skaičiavimų trukmei sumažinti pasirinkta padidinti analizuojamos srities tūrio poslinkį (sumažinti persidengimą). Atlikti tyrimai, kurių metu nustatyta, jog padidinus tūrio poslinkį iki 4,5 *mm* skaičiavimų trukmė sumažėjo iki 2,4 *min.* Tūrio persidengimas nepadarė reikšmingos neigiamos įtakos kortikalinių kaulų išskyrimo rezultatui – vidutinė nesutapimo vertė 0,0627 *mm*.

Tyrimų metu nustatyta, jog pasiūlytas algoritmas yra objektyvesnis, paprastesnis, nes nereikia kiekvienu atveju nustatinėti konkrečių slenkstinių verčių, norint kuo tiksliau išskirti kaulinę sritį. Pastebėta, jog tiek pasiūlytas, tiek globalaus slenksčio parinkimo metodas nepilnai išskiria viršutinio žandikaulio žandinių ančių sritis, kadangi šių sričių tankis pagal HU yra artimas minkštųjų audinių tankiui.

5. Išvados

5.1 Darbą apibendrinančios išvados

- Literatūros analizės bei pirminių tyrimų metu pastebėta, jog dažniausiai praktikoje ir moksliniuose tyrimuose naudojami kortikalinių kaulų išskyrimo metodai turi tam tikrus trūkumus. Aktyvaus kontūro metodas yra gan kompleksiškas ir sunkiai suvaldomas. Globalaus slenksčio parinkimo metodas remiasi viena slenkstine HU skalės verte, neatsižvelgdamas į anatominių struktūrų tankio erdvinius pokyčius. Dėl to specialistų (ortognatų, mokslininkų) naudojami dabartiniai programiniai paketai, kortikaliniams kaulams išskirti nėra objektyvūs, tikslūs bei spartūs.
- Pasiūlyto algoritmo efektyvumui įvertinti buvo sukurtas testinis skaitmeninis trimatis modelis. Modeliavimas suteikė galimybę neprisiršti prie tam tikrų sąlygų, t.y. keisti imituojamų sričių tūrinių vaizdo elementų matmenis, intensyvumų vertes, pasiskirstymą.
- Ištirta ir nustatyta, kad algoritmo pagrindinio valdomo parametro – optimalios tūrio srities vertė, kuri yra reikalinga lokaliai slenksčiui nustatyti, modeliniu atveju, yra – 799 mm^3 . Esant optimaliai tūrio sričiai gaunama mažiausia skaitmeninių modelių nesutapimo vertė ($0,027 \text{ mm}$).
- Atlikus tyrimus su klinikiniais KPKT vaizdais vizualiai įvertinta, jog optimalių slenksčių nustatymo metodas geba išskirti kortikalinių kaulų segmentus, tačiau pastebėta, jog skaičiavimų sparta stipriai viršija (daugiau nei 10 kartų) skaičiavimų spartą taikant globalaus slenksčio parinkimo metodą. Skaičiavimų resursams sumažinti, algoritme pasiūlyta didinti analizuojamos srities tūrio poslinkį (iki $4,5 \text{ mm}$). Įvertinta, kad tūrio poslinkio padidinimas didesnių paklaidų neįneša (vidutinė nesutapimo vertė - $0,0627 \text{ mm}$), tuo tarpu vidutinė skaičiavimų trukmė sumažėjo 10 kartų (iki $2,4 \text{ min.}$).
- Taikant pasiūlytą metodą nereikia nustatinėti konkrečių slenkstinių verčių, kortikalinių kaulų išskyrimui. Tokiu būdu kaulų išskyrimas yra objektyvesnis ir paprastesnis, negu taikant globalaus slenksčio parinkimo metodą.

5.2 Tolimesnių tyrimų kryptys

- Pasiūlyto metodo tikslumui įvertinti sukurti fantomą, kurį būtų galima nuskenuoti aukštesnio skiriamumo įrenginiu (pvz. optiniu skeneriu). Tokiu būdu gautą rezultatą laikyti „aukso“ standartu, su kuriuo būtų lyginami rezultatai gauti KPKT metu, o segmentai išskirti siūlomą metodu.

- Įvertinti metodo gebėjimą išskirti kaulinius segmentus, esant skirtingiems skenavimo įrenginių parametrams (pvz. vokselio matmenys – $0,25 \times 0,25 \times 0,25 \text{ mm}$, $0,4 \times 0,4 \times 0,4 \text{ mm}$).
- Išbandyti metodą, panaudojant to paties atvejo, bet skirtingų laikotarpių skenavimo vaizdus bei įvertinti, koks yra koreguotų sričių atsikartojamumas (atitiktis).
- Patobulinti ir pritaikyti pasiūlytą metodą, akytojo kaulo sričiai išskirti. Tai yra svarbu norint įvertinti kaulo tūrio pokytį, po kaulo atauginimo procedūros.

6. Literatūros sąrašas

1. CHANG, Y. B., XIA, J. J., YUAN, P., KUO, T. H., XIONG, Z., GATENO, J. and ZHOU X. 3D Segmentation of Maxilla in Cone-beam Computed Tomography Imaging Using Base Invariant Wavelet Active Shape Model on Customized Two-manifold Topology. *J Xray Sci Technol.* 2013 ; 21(2): 251–282. doi:10.3233/XST-130369.
2. BASECKAS, M., ČEPULIS, V., GRYBAUSKAS, S. ir kt. Veido, žandikaulių ir burnos chirurgija / Vilnius, 2008. - 656 p. ISBN 978-9955-884-09-5.
3. ALHADIDI, A. Diagnosis and quantitative assessment of mandibular asymmetry using CBCT image volumes. A thesis submitted to the faculty of the University of North Carolina at Chapel Hill in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the school of Dentistry, (Oral and maxillofacial radiology), 2010.
4. NADA, R., M., MAAL, T., J., J., BREUNING, H., BERGE, S., MOSTAFA, Y., A., KUIJPERS-JAGTAM, A., M. Accuracy and Reproducibility of Voxel Based Superimposition of Cone Beam Computed Tomography Models on the Anterior Cranial Base and the Zygomatic Arches. February 2011 | Volume 6 | Issue 2 | e16520.
5. WIRJADI, O. Survey of 3d image segmentation methods. *Berichte des Fraunhofer ITWM, Nr. 123, 2007.*
6. CHEONG, Y. W., LO, L., Y, MD. Facial Asymmetry: Etiology, Evaluation, and Management. *Chang Gung Med J* 2011;34:341-51.
7. BALIGA, M., UPADHYAYA, C. Versatility of orthognathic surgery in the management of maxillofacial deformities. *Kathmandu University Medical Journal* (2006), Vol. 4, No. 1, Issue 13, 109-114.
8. CHOW, B., LAU, A. The Planning of Orthognathic Surgery – The Digital Era. *Medical Diary, Vol.14, No.6 June 2009.*
9. GRYBAUSKAS, S. / Veidų knyga. 2013.
10. DUTERLOO, H. S., PLANCHE, P., G. Handbook of Chepfalometric Superimposition. 2011.
11. SWENNEN, G., R., J., MOLLEMANS, W. and SCHUTYSER, F. Three-Dimensional Treatment Planning of Orthognathic Surgery in the Era of Virtual Imaging. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons J Oral Maxillofac Surg* 67:2080-2092, 2009.
12. GRYBAUSKAS, S. Šiuolaikinės veido ir žandikaulio chirurgijos galimybės. *Spectrum, Vilniaus Universiteto žurnalas, ISSN 1822-0347, 1(4)/2006.*
13. LUCIA, H. C. CEVIDANES, OLIVEIRA A., M., F., et al. Clinical application of 3D imaging for assessment of treatment outcomes. *Semin Orthod.* 2011 March 1; 17(1): 72–80.
14. GILMORE, J., WELDON, J. and LARES, M. Hamamatsu Corp, CMOS technology for digital dental imaging. April, 2010.
15. VENSKUTONIS, T. Kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos diagnostinių galimybių endodontijoje tyrimai: daktaro disertacija biomedicinos mokslai, odontologija (07B) / LSMU. – Kaunas : 2014. -13p. – Aut. Darbas.
16. SCARFE, W., C., FARMAN, A., G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin N Am* 52 (2008) 707–730.

17. REEVES, TE., MAH, P. and MCDAVID WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofacial Radiology* (2012) 41, 500–508.
18. KRSEK, P., SPANEL, M., KRUPA, P., MAREK, I. and CERNOCHOV, P. Teeth And Jaw 3D Reonstrucion In Stomatology. In *MediVis 2007. International Conference on Medical Information Visualisation - BioMedical Visualisation, 2007.*, pages 23 –28, jul. 2007.
19. STOLL, E., STERN, Ch., STUCKI, P. and WILDERMUTH, S. A new filtering algorithm for medical magnetic resonance and computer tomography images. *Journal of Digital Imaging*, 12:23–28, 1999. 10.1007/BF03168623.
20. RHIENMORA, P., HADDAWY, P., KHANAL, P., SUEBNUKARN, S. and DAILEY, M. N. A virtual reality simulator for teaching and evaluating dental procedures. *Methods of Information in Medicine*, Issue 4 2010:396–405, 2010.
21. LI, Ch., KAO, Ch-Y., GORE, J. C. and DING, Zh. *Implicit Active Contours Driven by Local Binary Fitting Energy*, 2007.
22. YUSHKEVICH, P. A., PIVEN, J., HAZLETT, H. C., SMITH, R., G., HO, S., GEE, J., C. and GERING, G. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006 Jul 1;31(3):1116-28.
23. ZHU, S. C, LEE, T. S and YUILLE, A. L. Region Competition: Unifying Snakes, Region Growing, Energy/Bayes/MDL for Multi-band Image Segmentation. 1995.
24. NOSRATI, M., KARIMI, R., HARIRI, M., MALEKIAN, K. Edge Detection Techniques in Processing Digital Images: Investigation of Canny Algorithm and Gabor Method. *World Applied Programming*, Vol (3), Issue (3), March 2013. 116-121.
25. Canny Edge Detection 09gr820 March 23, 2009. Prieiga internete: www.cse.iitd.ernet.in/~pkalra/csl783/canny.pdf. Žiūrėta [2014-10-12].
26. WIRJADI, O. Survey of 3d image segmentation methods. *Berichte des Fraunhofer ITWM*, Nr. 123, 2007.
27. LEVOY, S., R., M. Efficient Variants of the ICP Algorithm, 2001.
28. NISSEN, E., KRISHNAN, K., A., ARROWSMITH, R. J. and SARIPALLI, S. Three-dimensional surface displacements and rotations from differencing pre- and post-earthquake LiDAR point clouds. *Geophysical research letters*, Vol. 39, L16301, doi:10.1029/2012GL052460, 2012.
29. CEVIDANES, L. H. C., MOTTA, A., WILLIAM, R. P., ACKERMAN, J., L. and STYNER, M. Cranial Base Superimposition for 3D Evaluation of Soft Tissue Changes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 April ; 137(4 Suppl): S120–S129. doi:10.1016/j.ajodo. 2009.04.021.
30. LIAO, P. S., CHEN, T. Sh. and CHUNG, P., Ch. A Fast Algorithm for Multilevel Thresholding. *Journal of information science and engineering* 17, 713-727, 2001.
31. DOUGHERTY, G. *Digital image processing for medical applications*, California State University, Channel Islands, © G. Dougherty 2009.
32. „Meshlab“ programinio paketo internetinis puslapis: <http://meshlab.sourceforge.net/>. Žiūrėta [2015-01-19].
33. CURLESS, B. and LEVOY, M. A Volumetric Method for Building Complex Models from Range Images, 1996.

34. Prieiga internete:
<http://msemac.redwoods.edu/~darnold/math50c/mathjax/spherical/index.xhtml>. Žiūrēta [2015-02-13].
35. BORGES, M. S., MUCHA, J. N. Bone density assessment for mini-implants position. 2010.
36. JOCOBSON, R. E., RAY, S. F., ATTRIDGE, G. G. y axford, N. R. (2000) The Manual of Photography. Focal Press. 9^aEd. London.
37. Prieiga internete:
<http://www.stat.wisc.edu/~mchung/teaching/MIA/reading/diffusion.gaussian.kernel.pdf>. Žiūrēta [2015 01 05].
38. SMITH, S., W. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, Second Edition. 1999. Prieiga internete: <http://www.dspguide.com/ch25/1.htm>. Žiūrēta [2014 12 20].

7. Priedai

7.1 Mokslinės publikacijos darbo tema

- VAITIEKŪNAS, M., GRYBAUSKAS, S., SAKALAUŠKAS, A. Metodos kaulo segmentams kompiuterinės tomografijos vaizduose išskirti, E2TA-2015: Elektronika, elektra, telekomunikacijos, automatika: 12-osios studentų mokslinės konferencijos pranešimų medžiaga, 12th student scientific conference on electronics, energy, tel p. 55-60. Straipsnis pripažintas vienu iš geriausių (skirta III - oji vieta).
- VAITIEKŪNAS, M., SAKALAUŠKAS, A., GRYBAUSKAS, S. Automatinis metodas 3D kaulo sričiai kompiuterinėse tomogramose segmentuoti. Virtualūs instrumentai biomedicinoje 2015, Klaipėda.

7.2 Sertifikatai



7.1 pav. Sertifikatas, liudijantis apie dalyvavimą tarptautinėje mokslinėje konferencijoje „E2TA-2015: Elektronika, elektra, telekomunikacijos, automatika“