

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

MANTAS VAITIEKŪNAS

**VEIDO KAULŲ SEGMENTAVIMO KOMPIUTERINĖS  
TOMOGRAFIJOS DUOMENŲ RINKINIUOSE METODO  
SUKŪRIMAS IR TYRIMAS**

Daktaro disertacijos santrauka

Technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija (T 001)

2021, Kaunas

Disertacija rengta 2015–2021 metais Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos institute.

**Mokslinis vadovas:**

doc. dr. Darius JEGELEVIČIUS (Kauno technologijos universitetas, technologiniai mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija – T 001).

**Redagavo:** Rozita Znamenskaitė (leidykla „Technologija“)

**Elektros ir Elektronikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:**

prof. dr. Arminas RAGAUSKAS (Kauno Technologijos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, T 001) – **pirmininkas**;

doc. dr. Gundega JĀKOBSONE (Rygos Stradins universitetas, Latvija, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija, M 002).

prof. dr. Elena JASIŪNIENĖ (Kauno Technologijos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, T 001);

prof. dr. Tomas LINKEVIČIUS (Vilniaus universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija, M 002);

prof. dr. Darius VIRŽONIS (Kauno Technologijos universitetas, technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija, T 001) ;

Disertacija bus ginama viešame elektros ir elektronikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje 2021 m. rugpjūčio 26 d. 10 val. Kauno technologijos universiteto Disertacijų gynimo salėje.

Adresas: K. Donelaičio g. 73-(403), 44249 Kaunas, Lietuva.

Tel. (370) 37 300 042; faks. (370) 37 324 144; el. paštas doktorantura@ktu.lt.

Disertacijos santrauka išsiųsta 2021 m. liepos 26 d.

Su disertacija galima susipažinti internetinėje svetainėje <http://ktu.edu> ir Kauno technologijos universiteto bibliotekoje (K. Donelaičio g. 20, 44239 Kaunas).

## TRUMPINIŲ SĄRAŠAS

- 2D – dvimatis
- 3D – trimatis
- DPK – Dice panašumo koeficientas
- HA – Hausdorffo atstumas
- HU – Hounsfieldo vienetas
- KMM – koordinatinė matavimo mašina
- KNT – konvoliucinis neuroninis tinklas
- KPKT – kūginio pluošto kompiuterinė tomografija
- KT – kompiuterinė tomografija
- MSAP – maksimalus simetrinis atstumas tarp paviršių
- PKA – principinių komponenčių analizė
- SFM – statistinis formos modelis
- ŠVKSP – šaknies vidutinė kvadratinė simetrinė paklaida tarp paviršių
- TP – tūrinis persidengimas
- VA – veido asimetrija
- VAP – vidutinis atstumas tarp paviršių
- VNP – vidutinis nesutapimas tarp paviršių
- VOP – virtualusis operacijos planas
- VSAP – vidutinis simetrinis atstumas tarp paviršių
- VŠKP – vidutinė šaknies kvadratinė paklaida tarp paviršių

## ĮVADAS

### Tyrimo aktualumas

Trimatis (3D) medicininių vaizdų apdorojimas tampa svarbia galimybe siekiant greičiau diagnozuoti įvairaus pobūdžio ligas, paruošti tikslų virtualųjį operacijos planą (VOP) ar vertinti sveikatos būklės pokyčius pooperaciniu laikotarpiu (1). 3D segmentavimas yra vienas iš labiausiai naudojamų ir svarbiausių įrankių medicininių vaizdų apdorojimo srityje (2, 3–5). Didėjant medicininių vaizdų skaičiui, kuris yra sukaupiamas taikant skirtingus vizualizavimo metodus (tradicinis rentgenas, magnetinio rezonanso tyrimas, kompiuterinės tomografijos tyrimas, ultragarsinis tyrimas ir kt.), trukmė, skirta segmentuoti skirtingiems organams ar jų dalims turi būti sumažinamas taip, kad tiriamų organų ar jų dalių diagnostika būtų tiksli ir objektyvi. Šiuo metu yra platus pasirinkimas programinės įrangos paketų, kuriuos pasitelkus galima segmentuoti norimus organus ar jų dalis. Tačiau segmentavimas įgyvendinamas dažnai taikant tradicinius metodus (rankinis segmentavimas), kai galutinis rezultatas priklauso nuo tyrėjo patirties ir segmentavimui atlikti skirto laiko (6, 7). Segmentavimas itin reikšmingas veido ir žandikaulių chirurgijos srityje, ten tiksliai segmentuoti veido kaulus būtina, norint užtikrinti tikslų paciento būklės įvertinimą, paruošti VOP, objektyviai stebėti paciento būklę priešoperaciniu ar pooperaciniu laikotarpiais (8, 9). Pastarajame dešimtmetyje kūginio pluošto kompiuterinė tomografija (KPKT) tapo pačia populiariausia vizualizavimo priemone odontologinėje praktikoje. Tam įtakos turėjo KPKT tyrimo metu naudojama nedidelė (~10 kartų mažesnė) rentgeno spindulių dozė, trumpesnė skenavimo trukmė, mažesnė skenavimo įrangos kaina lyginant su tradicine daugiasluoksne kompiuterine tomografija (KT). Tačiau kokybiškesni vaizdai gaunami tradicinio daugiasluoksnių KT tyrimo metu lyginant su KPKT vaizdų kokybe. KPKT vaizdai yra triukšmingesni, turi labiau pastebimus spindulių sukietinimo, metalo artefaktus. Dėl šių priežasčių atlikti tikslų veido kaulų segmentavimą yra sudėtinga. Tai būdinga tiems pacientams, kuriems buvo atlikta žandikaulių operacija, kai minkštieji audiniai yra sutinę labiausiai (10–12). Dėl šių priežasčių 3D VOP paruošimas, pooperacinės būklės vertinimas tampa komplikuoatas ir sudėtingas procesas, jam reikia įgudusio tyrėjo bei didelių laiko resursų.

Deja, nėra tikslių ir patikimų metodų norint atlikti segmentavimą automatinio būdu, kuris būtų greitas ir tikslus, ir kurį būtų galima taikyti klinikinėje praktikoje. Wang ir kt. paskelbė tris publikacijas, kuriose pasiūlė visiškai automatinius metodus, skirtus atlikti veido kaulų segmentavimui iš KPKT duomenų rinkinių (6, 13, 14). 2013 (6) ir 2014 (13) metais paskelbtose publikacijose autoriai pritaikė pacientų specifinius atlasus (tikimybinus

žemėlapius), nurodančius tiriamų anatominų sričių: veido kaulų sudarančių tūrinių vaizdo elementų (vokselių) intensyvumą ir jų pasiskirstymą. Specifiniai atlasai buvo sukurti panaudojant KT duomenų rinkinius. Sukaupti atlasai (tikimybiniai žemėlapiai) buvo pritaikyti segmentuojant veido kaulus panaudojus KPKT duomenų rinkinius. Gauti rezultatai parodė tikslius segmentavimo rezultatus, tačiau segmentavimo trukmė vienam atvejui siekė apie 5 val. (13). Taip pat naudotų duomenų įvairumas (pacientai su breketais, metalo plokštelėmis, restauracinėmis medžiagomis, įvairiomis veido deformacijomis) buvo ribotas. 2016 metais ta pati mokslininkų grupė (14) pasiūlė naują visiškai automatinį metodą veido kaulų segmentavimui atlikti iš KPKT duomenų. Naujojo metodo pagrindas – atsitiktinis miško metodas, kuris buvo pritaikytas daugiaklasio klasifikatoriaus sukūrimui. Tyrimo metu pasirinktos trys pagrindinės klasės: viršutinis, apatinis žandikauliai ir minkštieji audiniai. Galutinis segmentavimas rėmėsi tikimybinio principu: buvo skaičiuojamos tikimybės, kurio vokselis kuriai klasei priklauso. Šiame tyrime tyrėjas ekspertas rankiniu būdu sužymėdavo vokselius, priklausančius atskiroms klasėms, šitaip vėl sudarydamas specifinius atlasus, pagal kuriuos buvo atliktas galutinis segmentavimas. Gauti rezultatai buvo tikslūs, tačiau pasiūlytas metodas pasižymėjo panašiais trūkumais, kaip ir ankstesni minėtų autorių pasiūlyti metodai: ribotas kiekis ir įvairumas KPKT duomenų, taip pat nemaža, tačiau, lyginant su ankstesniais atliktais tyrimais, trumpesnė segmentavimo trukmė (~20 min.). Gollmer ir kt. (15) 2012 metais pristatė visiškai automatinį metodą apatinio žandikaulio segmentavimui atlikti. Pasiūlyto metodo pagrindas buvo statistinio formos modelio (SFM) pritaikymas. Autoriai gavo tikslius rezultatus, tačiau tyrimą atliko tik su šešiais KPKT duomenų rinkiniais. Fan ir kt. (16) 2019 metais pristatė automatinį metodą taip pat apatinio žandikaulio segmentavimui atlikti. Autoriai pritaikė pažymėjimo principu veikiančią vandenskyros metodą. Metodas pasižymėjo didele segmentavimo sparta (12–14 min.) ir tikslumu. Tyrime buvo panaudota 20 KPKT duomenų rinkinių. Didžiausios paklaidos gautos dantų srityje bei apatinio žandikaulio sąnarinėse ataugose. Norint nuodugniai atlikti minėtų anatominų sričių segmentavimą, rankinis segmentavimas yra būtinas. Eijnatten ir kt. (17) 2018 metais atliko literatūros apžvalgą, kurioje aptarė skirtingus metodus kaulų segmentavimui atlikti. Autoriai nustatė, jog globalaus slenksčio parinkimo metodas yra vienas iš populiariausių, tačiau rankinis segmentavimas, norint nuodugniai segmentuoti kaulus, yra būtinas. Šis metodas taip pat dažnai taikomas klinikinėje praktikoje.

## **Mokslinis ir technologinis klausimai**

Šioje daktaro disertacijoje sprendžiamos klinikinės svarbos mokslinė ir technologinė problemos: kaip atlikti veido kaulų segmentavimą neatsižvelgiant į tyrėjo patirties įtaką?

Kaip automatinis veido kaulų segmentavimas gali būti atliktas tiksliai lyginant su įgudusio tyrėjo segmentavimo rezultatais ir atliktas per reikšmingai trumpą laiką?

## **Darbinė hipotezė**

Veido kaulų segmentavimas gali būti atliekamas automatinio būdu, neatsižvelgiant į tyrėjo patirties įtaką ir segmentavimo rezultatų sklaidą.

Automatinio segmentavimo pritaikymas suteikia galimybę sutrumpinti laiką, skirtą paruošti virtualiam operacijos planui (VOP) ir įvertinti veido kaulų būklei.

## **Tyrimo objektas**

Metodai, skirti automatizuoti veido kaulų segmentavimui iš KPKT duomenų rinkinių (priešoperacinių ir pooperacinių), siekiant paruošti 3D VOP ir stebėti veido kaulų būklę gydymo metu.

## **Tyrimo tikslas**

Sukurti ir iširti automatinį metodą, skirtą segmentuoti veido kaulams kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos duomenų (KPKT) rinkiniuose.

## **Tyrimo uždaviniai**

1. Iširti priešoperacinių ir pooperacinių KPKT duomenų rinkinius sudarančių tūrinių vaizdo elementų intensyvumą pasiskirstymą pagal Hounsfieldo vienetus (HU).
2. Sukurti automatinį metodą, skirtą atlikti veido kaulų segmentavimui KPKT duomenų rinkinyje.
3. Iširti, kokią įtaką daro 3D slenkančio lango tūris ir poslinkis segmentavimo rezultatams.
4. Iširti ir įvertinti automatinio metodo efektyvumą veido kaulų segmentavimui atlikti panaudojus klinikinius KPKT duomenų rinkinius.

## **Mokslinis naujumas**

Sukurtas automatinis metodas, skirtas veido kaulų segmentavimui atlikti KPKT duomenų rinkiniuose. Veido kaulų segmentavimas yra automatizuotas pagal lokaliai įvertintą tūrinių vaizdo elementų (vokselių) intensyvumą pasiskirstymą. Metodo veikimo pagrindą sudaro trys pagrindiniai elementai: histogramos filtras, 3D slenkantis langas ir N. Otsu slenksčio nustatymo metodas. 3D slenkantčio lango panaudojimas sudarė galimybę nustatyti optimalius slenksčius taikant N. Otsu metodą lokaliuose analizuojamo KPKT duomenų rinkinio tūriuose. Šitaip tyrėjo patirties įtaka segmentavimo rezultatui yra sumažinama. Automatinis metodas pasižymėjo didele segmentavimo sparta ir tikslumu (tikslumas buvo įvertintas pagal segmentavimo rezultatus, gautus taikant globalaus slenksčio nustatymo metodą; jį anksčiau taikė patyręs chirurgas) panaudojant skirtingos kokybės KPKT duomenų rinkinius (priešoperacinius ir pooperacinius, kai minkštieji audiniai yra labiausiai sutinę).

## **Praktinė darbo vertė**

- Sukurtas automatinis metodas veido kaulų segmentavimui gali būti integruotas programinės įrangos paketuose, skirtuose apdoroti kompiuterinės tomografijos duomenų rinkiniams.
- Sukurtas automatinis metodas gali būti taikomas naujų tyrėjų (medikų, medicinos inžinierių), neturinčių patirties, darbe, siekiant greitai ir tiksliai segmentuoti veido kaulus, kurių duomenys reikalingi paruošti VOP bei siekiant įvertinti veido kaulų pooperacinius pokyčius.
- Sukurtas automatinis metodas leidžia sumažinti veido kaulų segmentavimo trukmę. Taip pat šiam metodui nebūtina aparatinė, programinė įranga su galingais parametrais.

## **Ginamieji teiginiai**

1. Lokalus slenksčiavimas gali būti taikomas siekiant surasti optimalius slenksčius analizuojamame KPKT duomenų rinkinyje. Atsižvelgiant į tai, segmentavimas tampa objektyvus ir nepriklausomas nuo tyrėjo patirties įtakos. Lokaliame slenksčiavimui reikia mažiau laiko lyginant su rankiniu ar pusiau automatiniu segmentavimo metodais.
2. Greitas ir efektyvus automatinis metodas veido kaulų segmentavimui buvo sukurtas panaudojus KPKT histogramos filtrą, 3D slenkantį langą bei N. Otsu slenksčio nustatymo metodą. Rezultatai parodė, jog

sukurtu metodu galima kliniškai tiksliai atlikti veido kaulų segmentavimą. Rezultatai palyginti su gydytojo eksperto segmentavimo rezultatais. Skirtumas tarp automatinio būdu segmentuotų veido kaulų tūrių ir segmentuotų gydytojo eksperto buvo statistiškai nereikšmingas ( $p > 0,05$ ).

3. Sukurto metodo pritaikomumas praktikoje (efektyvumas ir segmentavimo sparta) lenkia kitus automatinius metodus (Wang ir kt., 2016; Gollmer ir kt., 2012; Fan ir kt., 2019; Van Eijnatten ir kt., 2018), kurie buvo rasti naujausioje mokslinėje literatūroje.

### **Tyrimo rezultatų apibavimas**

Rengiant daktaro disertaciją buvo publikuoti 2 moksliniai straipsniai tarptautiniuose žurnaluose, turinčiuose citavimo indeksą. Pagrindiniai tyrimų rezultatai pristatyti 3 tarptautinėse mokslinėse konferencijose.

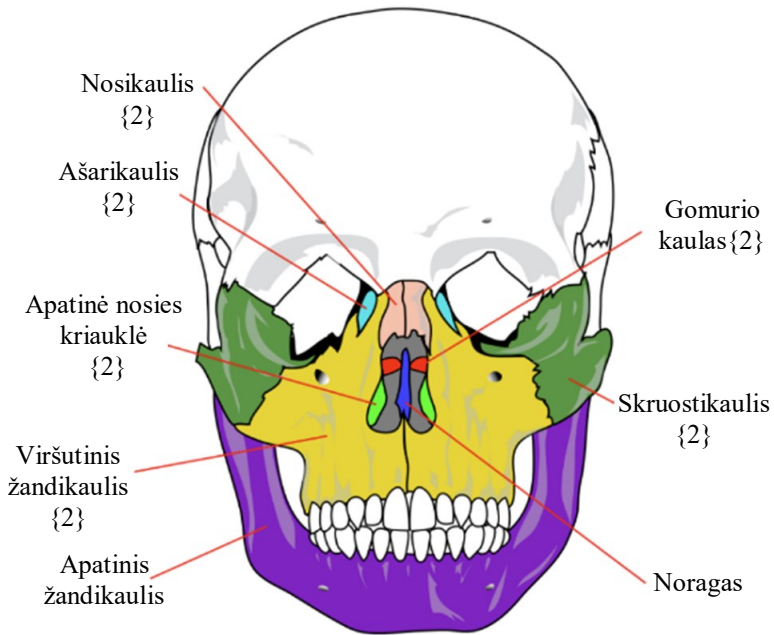


# 1. VEIDO KAULŲ SEGMENTAVIMO REIŠMĖ KLINIKINĖJE PRAKTIKOJE

## 1.1 Medicininė apžvalga

### 1.1.1 Veido kaulai

Jie sudaryti iš keturiolikos kaulų: dviejų nosikaulių, dviejų viršutinio žandikaulio kaulų, dviejų ašarikaulių, dviejų skruostikaulių, dviejų gomurio kaulų, dviejų apatinių nosies kriauklė, norago, apatinio žandikaulio, poliežuvinio kaulo.



1.1 pav. Veido kaulai (18)

Veido kaulai sudaro kaukolės skeleto dalį, kuri yra iš abiejų pusių simetriška. Tačiau iš abiejų pusių simetriški veido kaulai, arba veido simetrija, būna dažniausiai teorinė sąvoka, kuri praktiškai yra retai egzistuojantis reiškinys (19). Dešinės ir kairės veido kaulų pusių skirtumai yra sutinkami visuose gyvuosiuose

organizmuose (20). Veido asimetrijų (VA) etiologija gali būti skirstoma pagal šiuos kriterijus (21–23):

- genetiniai ar įgimti apsigimimai;
- aplinkos veiksniai;
- funkciniai nuokrypiai.

Labiausiai paplitusios genetinės ligos, galinčios daryti įtaką VA (21–24):

- kiškio / vilko lūpa ir gomurys;
- veido kaulų nesuaugimas;
- hemifacialinė mikrosomija;
- neurofibromatozė;
- kreivakaklystė;
- kraniosinostozė;
- kraujotakos sutrikimai;
- osteochondroma;
- kita.

Aplinkos veiksniai yra susiję su traumomis, infekcijomis ir gyvenimo įpročiais. Jeigu šie veiksniai nėra pašalinami, daugelis ligų gali būti išprovokuotos, tokios kaip apatinio žandikaulio sąnario ankilozė, fibrozinė displazija, kauliniai navikai, veido traumos ir kt. Tai labai pavojinga augantiems vaikams ar senyvo amžiaus žmonėms. Trišakio nervo pažeidimas ar uždegimas gali sukelti VA. Tai yra veido raumenų funkcijos ir tonuso praradimas. Žalingi įpročiai, tokie kaip nykščio čiulpimas ar netolygus, žalingas kramtymas, gali taip pat sukelti VA.

Funkciniai nuokrypiai yra susiję su dantų dydžiu ir jų padėtimi apatinio bei viršutinio žandikaulių dantų lankuose. Dėl šios priežasties apatinio žandikaulio judesiai tampa netolygūs. Dėl to kenčia dantys, apatinio žandikaulio sąnarinė galva, kramtomieji raumenys ir kt.

VA daro įtaką žmogaus gyvenimo kokybei. Ji gali sukelti fiziologines, psichologines ir emocines problemas (25, 26).

#### *Fiziologinės problemos*

Atliktos studijos (25–27) parodė šias pagrindines fiziologines problemas, nulemtas VA. Žmonės su VA:

- gali jausti galvos skausmą dažniau nei žmonės, neturintys VA;

- dažniau skundžiasi skrandžio sutrikimais ir kitomis virškinamojo trakto problemomis, tai gali sukelti mitybos sutrikimus, tokius kaip nutukimas ar netinkama mityba;
- gali turėti problemų, susijusių su nerimu (depresijos, nerimo simptomai), šios problemos gali sukelti fizines ligas, fizinę kančią;
- turi daugiau kvėpavimo problemų, ypač miego metu – obstrukcinė miego apnėja yra dažniausiai pasitaikantis simptomas, galintis sukelti širdies ir kraujagyslių ligas;
- dažniau skundžiasi raumenų skausmu, raumenų mėšlungiu.

#### *Psichologinės ir emocinės problemos*

Šios problemos yra dažnos žmonėms, turintiems VA (25, 26, 28, 29). Žmonės su VA:

- patiria dažnesnius nuotaikų svyravimus, jaučiasi labiau prislėgti;
- gali jaustis mažiau patrauklūs, turėti mažesnę savivertę, jie gali būti mažiau bendraujantys; atlikti tyrimai (28, 29) parodė, kad moterims ir vyrams, turintiems VA, gali kilti sunkumų renkantis partnerį;
- gali dažniau jausti pyktį, turėti obsesinį-kompulsinį sutrikimą, būti daug impulsyvesni ir emocingesni, tačiau taip pat mažiau energingi, ne tokie aktyvūs, mažiau laiko praleisti priimdami svarbius sprendimus.

Nėra tikslios statistikos, kokia dalis populiacijos turi VA. VA paplitimas gali būti nuo 21 % iki 85 % populiacijos (30–34). Toks platus procentinis pasiskirstymas nulemtas tam tikrų veiksnių: kokia yra norma, riba tarp veido simetrijos ir asimetrijos, metodai ir įrankiai, naudojami įvertinti VA, ir kt. VA gydymo tikslas – padėti pacientams didinti savivertės jausmą, išspręsti fiziologines, psichologines ir emocines problemas. Šiuo metu yra skirtingų, tačiau tarpusavyje susijusių būdų siekiant išspręsti VA problemas.

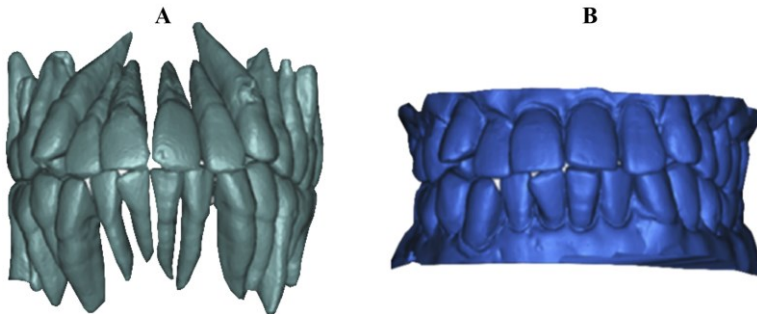
## **1.2 Veido kaulų segmentavimo taikymas**

3D segmentavimo uždavinys – suskirstyti tūrinius vaizdo elementus (vokselius) analizuojamame duomenų rinkinyje į dominančius regionus / sritis (35). Tai labai svarbu apdorojant medicininius vaizdus. Tikslus segmentavimas labai svarbus ruošiant VOP, stebint paciento anatominių sričių pokyčius (2, 36). 3D segmentavimas ypač svarbus veido ir žandikaulių chirurgijoje, ortognatinėje

chirurgijoje (37), ortodontijoje (38), kuriant paciento specifinius chirurginius gidus, naudojamus siekiant atlikti tikslią operaciją, sukurti individualų protezę ar implantą (39). 3D veido kaulų segmentavimas padeda įvertinti veido kaulų būklę, vertinti kaulų pokyčius pooperaciniu laikotarpiu, kuriant chirurginius gidus, implantus (40–42).

### 1.2.1 3D veido kaulų segmentavimo taikymas siekiant įvertinti kaulo būklę

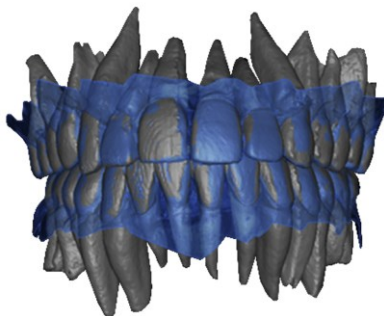
Dantys yra burnos ertmės organas bei svarbūs kaukolės skeletą sudarantys elementai, kurie daro įtaką veido kaulų vystymuisi ir formavimui. Dantų asimetrija yra nulemta tokių veiksnių kaip ankstyvame amžiuje prarasti pirmieji (pieniniai) dantys, įgimtas dantų praradimas / neturėjimas, žalingi įpročiai, tokie kaip nykščio čiulpimas, dažnas minkštos struktūros maisto kramtymas. Dėl genetinių sutrikimų, kurie lemia dantų vystymąsi, gali daryti įtaką mezodistalinio vainiko skersmens asimetrijos formavimuisi (21). 3D dantų segmentavimas yra svarbus ir reikšmingas siekiant paskirti ortodontinį gydymą, planuojant chirurgines intervencijas. Dvi pagrindinės technologijos, siekiant gauti 3D dantų modelius, yra taikomos klinikinėje praktikoje: intraoralinis / ekstraoralinis skenavimai ir 3D dantų segmentavimas iš KT duomenų rinkinio. Intraoralinis / ekstraoralinis skenavimai suteikia galimybę gauti skaitmeninius 3D paviršinius dantų modelius, tačiau vidinė dantų struktūra (dantų šaknys, kanalai ir kt.) gali būti gaunama ir vertinama atliekant 3D dantų segmentavimą iš KT duomenų rinkinio (1.2 pav.) (43, 44).



**1.2 pav.** Skaitmeniniai 3D modeliai: **A** – segmentuoti iš KPKT duomenų rinkinio; **B** – gauti pritaikius intraoralinį skenavimą (44)

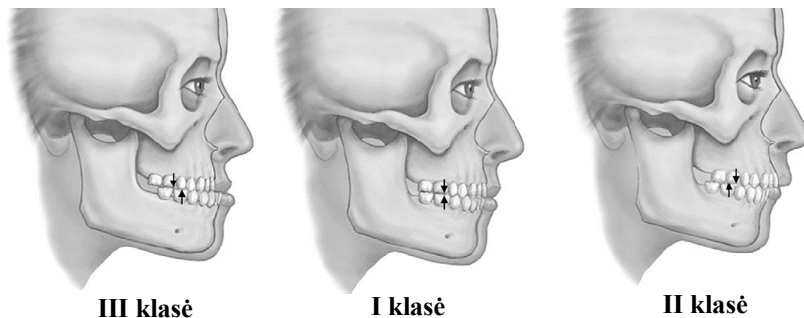
Tikslesnis 3D modelis gaunamas taikant intraoralinį skenavimo būdą palyginti su 3D modeliu, gautu taikant 3D segmentavimą iš KPKT duomenų rinkinio. Tačiau abiem būdais, ir dar pritaikant 3D sutapatinimo

(superimpozicijos) metodus, dantų būklė gali būti įvertinta tiksliausiai (45) (1.3 pav.).



**1.3 pav.** Sutapatinti erdvėje segmentuoti dantys iš KPKT duomenų rinkinio su 3D dantų modeliais, gautais taikant intraoralinį skenavimą (44)

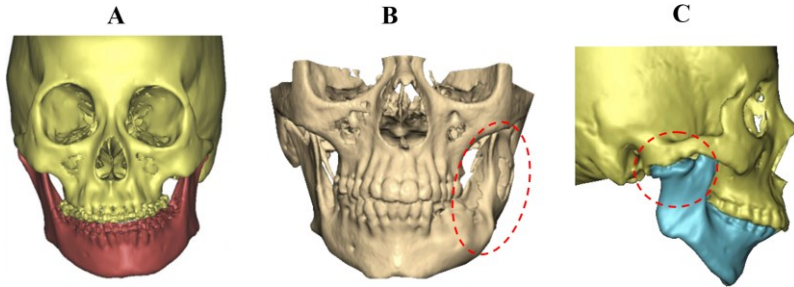
3D veido kaulų segmentavimas suteikia galimybę įvertinti skeleto asimetriją. Ji susijusi su apatinio ir viršutinio žandikaulių vystymusi. Skeleto asimetrija klasifikuojama į tris pagrindines klases: I, II ir III klases (1.4 pav.) (46).



**1.4 pav.** Pagrindinės skeletinės klasės kartu su pateikiamu krūminių dantų santykiu tarp viršutinio ir apatinio žandikaulių (pažymėta rodyklėmis) (46)

**I klasė.** Santykis tarp viršutinio ir apatinio žandikaulių yra normalus. **II klasė.** Apatinio žandikaulio padėtis lyginant su viršutinio žandikaulio padėtimi yra labiau užpakalinėje dalyje. Dėl šios priežasties viršutinis žandikaulis yra labiau atsikišęs lyginant su apatiniu. **III klasė.** Apatinio žandikaulio padėtis lyginant su viršutinio žandikaulio padėtimi yra labiau priekinėje dalyje (46). Išsamus veido kaulų būklės įvertinimas yra atliekamas pagal nustatytą protokolą. Pagrindinės procedūros siekiant įvertinti skeletinę klasę yra KPKT / KT tyrimas, 3D anatominio modelio (veido kaulų) segmentavimas iš KPKT / KT duomenų rinkinio, skaitmeninių dantų modelių

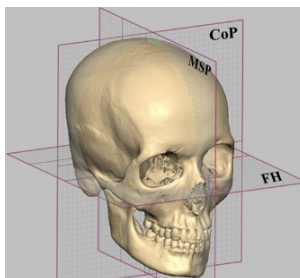
vertinimas. 3D veido kaulų segmentavimas leidžia gydytojui tiksliai ir objektyviai įvertinti kaulų būklę esant aiškiems klinikiniais atvejams (1.5 pav., *a, b, c*) (47–49).



**1.5 pav.** Segmentuoti veido kaulai iš KPKT / KT duomenų rinkinių: **A** – 3D veido kaulai, skirti įvertinti skeletinei asimetrijai (47); **B** – 3D veido kaulai, skirti įvertinti kaulų auglio dydžiui (48); **C** – 3D veido kaulai, skirti įvertinti apatinio žandikaulio sąnarinės galvos ankilozei (49)

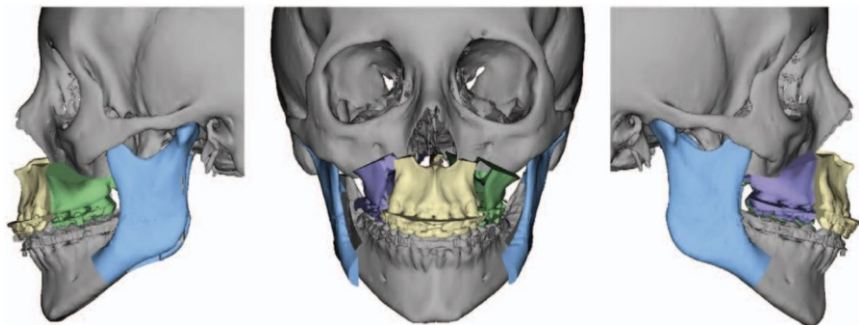
### 1.2.2 3D veido kaulų segmentavimo taikymas ruošiant VOP

Tikslus veido kaulų būklės įvertinimas bei atliktas tikslus 3D veido kaulų segmentavimas yra patys svarbiausi etapai siekiant paruošti tikslų VOP (50, 51). Segmentuoti 3D veido kaulai iš KPKT duomenų rinkinio yra naudojami siekiant išmatuoti pagrindinius atstumus tarp anatominių sričių. Taip pat naudojami sukurti atraminės plokštumos (vertikalioji vidurinioji išilginė plokštuma (angl. MSP), vertikalioji skersinė plokštuma (angl. CoP), Frankfurto horizontalioji plokštuma (angl. FH)), leidžiančioms nustatyti tikslią galvos padėtį skaitmeninėje erdvėje bei įvertinti asimetrijas tarp parinktų anatominių sričių (1.6 pav.).



**1.6 pav.** Trys pagrindinės plokštumos, skirtos VA įvertinti ir tiksliai galvos padėčiai nustatyti (52)

Tiksli galvos padėtis skaitmeninėje erdvėje yra vienas iš svarbiausių faktorių, lemiantis tolimesnius veiksmus: asimetrijų įvertinimą bei VOP ruošimą (52–55). VOP dažniausiai yra paruošiamas kvalifikuoto veido ir žandikaulių chirurgo, kartais planavimas gali būti įgyvendintas medicinos inžinieriaus kartu tiesiogiai bendradarbiaujant su chirurgu. VOP gali būti įgyvendintas panaudojant pačius populiariausius rinkoje esančius specializuotus programų paketus (56–59). Tam tikri kaulai ar jų grupės planavimo metu yra koreguojami siekiant gauti patį taisyklingiausią sąkandį, simetrišką veido profilį (1.7 pav.)

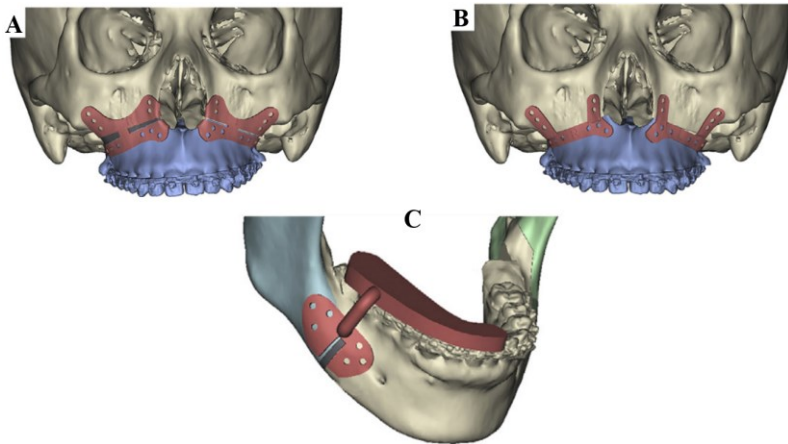


**1.7 pav.** Įgyvendintas VOP (56)

Dažnai veido kaulų segmentavimas yra atliekamas taikant primityvius bei paprastus metodus: rankinį segmentavimą ar globalaus slenksčio parinkimą. Rankinis segmentavimo būdas pareikalauja iš tyrėjo daug laiko, pastangų bei patirties. Dėl šių priežasčių galutinis rezultatas – gydymas – tampa, kur kas sunkiau pasiekiamas. Globalaus slenksčio parinkimo metodas remiasi vienos slenkstinės vertės pagal Hounsfieldo vienetus parinkimu. Šis metodas nėra tikslus, kadangi sunku nustatyti tikslią vertę, pagal kurią būtų atliekamas tikslus visų veido kaulų segmentavimas, todėl įgyvendinus globalaus slenksčio parinkimo metodą, rankinis segmentavimas dažnai taikomas siekiant patikslinti segmentavimo rezultatą.

### 1.2.3 3D veido kaulų segmentavimo taikymas gaminant paciento specifinius chirurginius gidus

Chirurginių gairių naudojimas suteikia galimybę pasiekti tikslesnę operacijos rezultatą (60, 61). Chirurginių gairių naudojimas atliekant įvairius veido kaulų koregavimus operacijų metu pateikiamas 1.8 pav. (63).



**1.8 pav.** **A** – pjovimo gairės (raudonos plokštelės), sukurtos pagal paruoštą VOP, siekiant koreguoti viršutinio žandikaulio padėtį; **B** – plokštelės, sukurtos įtvirtinti koreguoto viršutinio žandikaulio padėtį pagal paruoštą VOP; **C** – Pjovimo gairės (raudonos plokštelės), sukurtos pagal paruoštą VOP, siekiant koreguoti apatinio žandikaulio padėtį (63)

Tiksliai atliktas 3D veido kaulų segmentavimas suteikia galimybę sukurti tikslius paciento specifinius gidus bei tiksliai atlikti suplanuotą operaciją (62). Paciento specifiniai gidai dažniausiai naudojami veido ir žandikaulių chirurgijoje (63, 64), aliekant įvairias kaukolės operacijas (61, 65).

Paciento specifinis gidas yra sukuriamas kiekvienam pacientui individualiai, vertinant ir panaudojant 3D segmentuotus veido kaulus / visą kaukolę, atsižvelgiant į paciento patologiją ir atsižvelgiant į gydytojo reikalavimus gido kūrimumi.

#### 1.2.4 3D veido kaulų segmentavimo taikymas stebint paciento būklę

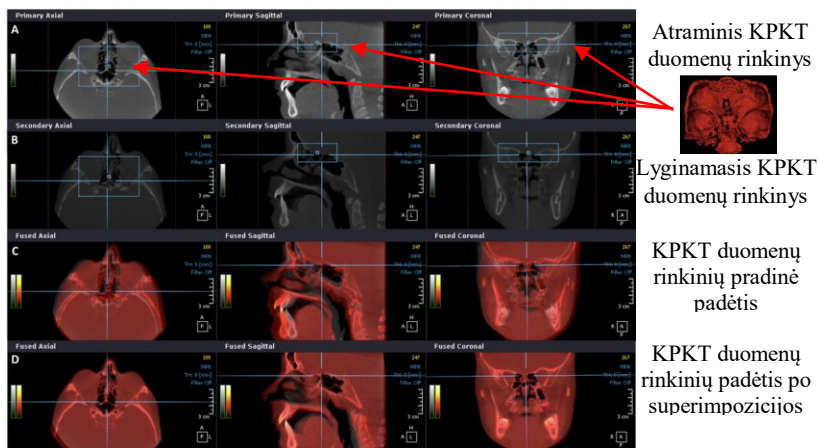
Pastarąjį dešimtmetį atlikto ortodontinio gydymo ar atliktos žandikaulių operacijos rezultatai vertinami panaudojant 3D veido kaulų segmentavimo rezultatus bei taikant atitinkamus skaitmeninių 3D modelių sutapatinimo (superimpozicijos) metodus (66–68). Superimpozicijos metodai gali užtikrinti tikslų ir patikimą gydymo rezultatų įvertinimą. Norint tiksliai įvertinti rezultatus, svarbu atlikti KPKT skenavimą pritaikant vienodus skenavimo parametrus, tiksliai atlikti 3D segmentavimą (69–72), parinkti stabilią, nekintančią, neoperuotą anatomicinę sritį / sritis, pagal kurią bus aliekamas sutapatinimas superimpozicijos metu (73– 75). Įgyvendinus šiuos pagrindinius reikalavimus, pasirinktų anatominių sričių įvertinimo procesas tampa tikslus ir objektyvus.



Literatūroje išskiriami trys pagrindiniai superimpozicijos metodai, taikomi klinikinėje praktikoje: 1) atraminiais taškais pagrįstas metodas; 2) paviršiaus savybėmis pagrįstas metodas ir 3) intensyvumu pagrįstas metodas. 3D modelių superimpozicija dažniausiai atliekama taikant atraminiais taškais pagrįstą metodą (76) arba paviršinėmis savybėmis pagrįstą metodą (76, 77). Atraminiais taškais pagrįstas metodas dažniausiai yra taikomas siekiant atlikti pirminę superimpoziciją, kai dviejų 3D modelių padėtis skaitmeninėje erdvėje vienas kito atžvilgiu yra labai skirtinga. Metodas įgyvendinamas pažymint taškų poras ant geros raiškos / geros kokybės 3D modelių (atraminio ir lyginamojo) anatominių sričių. Superimpozicijos rezultatas priklauso nuo vartotojo, kuris žymi atraminius taškus, patirties bei nuo 3D modelių kokybės (78).

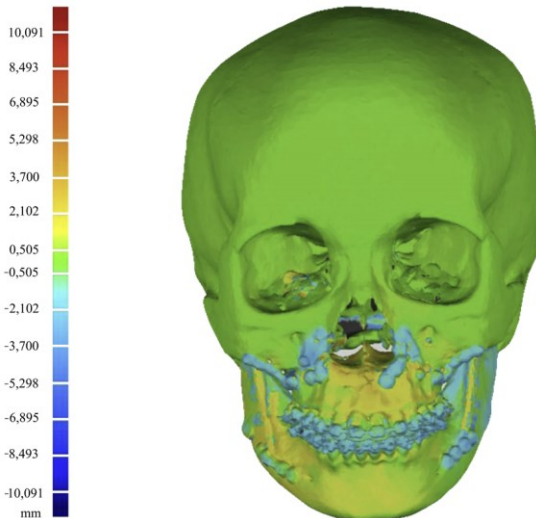
Po pirminės superimpozicijos taikomas paviršiaus savybėmis pagrįstas metodas, ir tokiu būdu patikslinama superimpozicija (77). Metodo veikimas yra pagrįstas arčiausiai esančių ir pasikartojančių taškų (viršūnių), sudarančių 3D modelius, sutapatinimu. 3D modelių artimiausi taškai suskirstomi / suporuojami siekiant atlikti erdvinę transformaciją, tam pritaikomas mažiausiųjų vidutinių kvadratų (MVK) algoritmas, taip minimizuojant atstumą tarp suporuotų taškų. Superimpozicijos rezultatas priklauso nuo 3D modelių kokybės.

Norint įvertinti bendrus apatinio žandikaulio sąvarnių galvų pokyčius ortodontinio gydymo metu (79), vertinti kaulų pokyčius po žandikaulių operacijos (80–83), klinikinėje praktikoje dažnai taikomas intensyvumu pagrįstas metodas. Tam naudojama atraminė sritis yra kaukolės pagrindas (82) (1.9 pav.).



**1.9 pav.** Intensyvumais pagrįsto superimpozicijos metodo pritaikymas, kaukolės pagrindas – atraminė sritis siekiant įgyvendinti metodą (82)

Pritaikius intensyvumu pagrįstą superimpozicijos metodą, gali būti atliekamas veido kaulų segmentavimas. Kaulų pokyčiai gali būti įvertinti pagal sukurtą 3D spalvinį žemėlapi. Atstumai tarp sutapatintų paviršių yra koduojami spalvinėmis vertėmis, kurios turi atitinkamą reikšmę pagal nustatytą SI sistemos mato vienetą ( $\mu\text{m}$ , mm, cm) (1.10 pav.).



**1.10 pav.** 3D spalvinis žemėlapis, gautas pritaikius intensyvumu pagrįstą superimpozicijos metodą (83)

3D spalvinis žemėlapis padeda gydytojui tiksliau įvertinti pokyčius bei priimti sprendimus, lemiančius tolimesnį gydymą (52, 84).

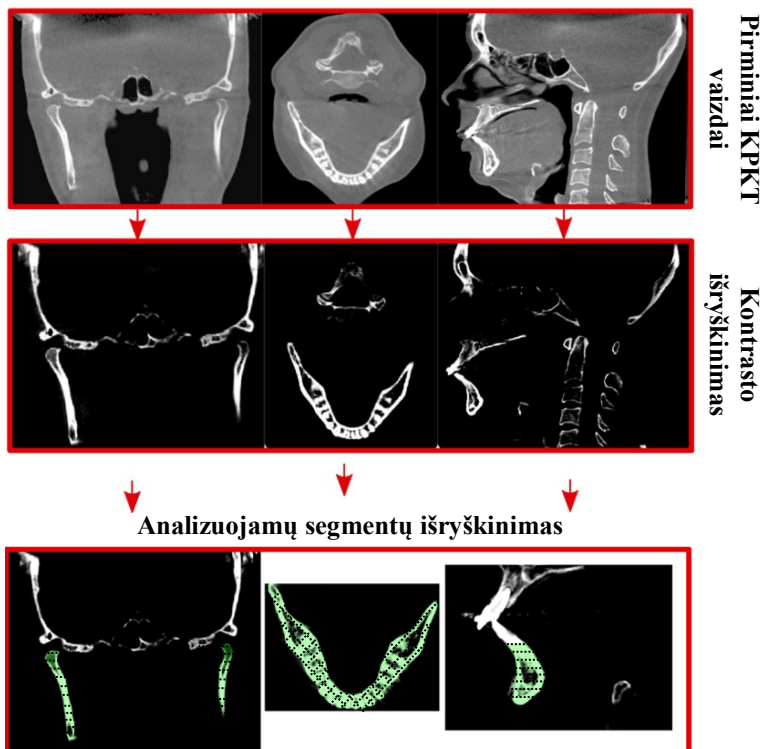
## 2. VEIDO KAULŲ SEGMENTAVIMO METODŲ APŽVALGA

Pagrindiniai metodai veido kaulų segmentavimui atlikti gali būti suskirstyti į tris pagrindines grupes: rankinis segmentavimas, globalus segmentavimas, ribų detektavimas ir segmentuojamų sričių „auginimo“ metodas (17).

### 2.1 Rankinis segmentavimas

Tai vienas iš dažniausiai taikomų metodų segmentavimui atlikti klinikinėje praktikoje. Taikant šį metodą, analizuojamų anatomiinių sričių tūriniai vaizdo elementai pažymimi rankiniu būdu KPKT vaizduose. Šis metodas dažniausiai taikomas kaip atraminis, norint palyginti kitus, kuriuos naujus segmentavimo

metodus (85–88). Taikant rankinį segmentavimą, rezultatai labai priklauso nuo tyrėjo (mediko, medicinos inžinieriaus) patirties. Taip pat taikant šį metodą sugaištama daugiausia laiko, visgi segmentavimo rezultatai gaunami tiksliausi (85). Rankinio segmentavimo seka siekiant segmentuoti apatinį žandikaulį pateikiama 2.1 pav.



**2.1 pav.** Rankinio segmentavimo taikymo schema. Segmentai pažymėti punktyrine linija

Taikant šį metodą, svarbu sureguliuoti kontrastą taip, kad būtų išryškinama segmentuojama anatomicinė sritis analizuojamuose KPKT / KT / MRT vaizduose. Suregulius kontrastą, tūriniai vaizdo elementai žymimi rankiniu būdu. Žymima visuose trijuose KT rinkinio sagitaliniuose, aksialiniuose ir koronariniuose vaizduose.

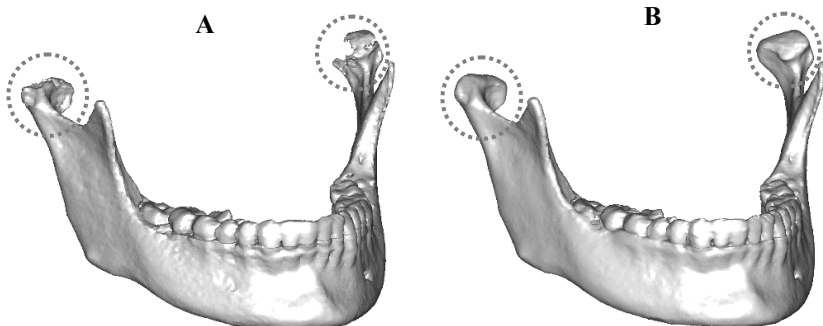
### 2.1.1 Globalaus slenksčio parinkimo metodas

Dažniausiai rankinis segmentavimas yra atliekamas prieš tai pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą (2.1), jeigu tam tikros reikšmingos anatominės sritys nėra iki galo segmentuotos po globalaus slenksčiavimo.

$$g(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y, z) \geq \theta ; \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (2.1)$$

čia  $g(x, y, z)$  – segmentuotos sritys matrica;  $\theta$  – pasirinkta globali slenkstinė vertė;  $f(x, y, z)$  – originali 3D vaizdo matrica.

Taikant globalaus slenksčio parinkimo metodą, sudėtinga tiksliai segmentuoti tas anatomines sritys, kurių vokselių intensyvumas pagal HU yra artimas minkštųjų audinių vokselių intensyvumui. Tai aktualu siekiant segmentuoti apatinio žandikaulio sąnarinės ataugas, sinusus, taip pat šis metodas jautrus įvairiems artefaktams (pvz., metalo artefaktams) (89). 2.2 pav. **A** dalyje yra pateikiamas segmentuotas apatinis žandikaulis pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą. Šiuo atveju buvo parinkta 350 HU vertė. Iš pateikto pavyzdžio matyti, jog apatinio žandikaulio sąnarinė galvų segmentai nėra iki galo segmentuoti ir rankinis segmentavimas yra būtinas (2.2 pav., **B**).

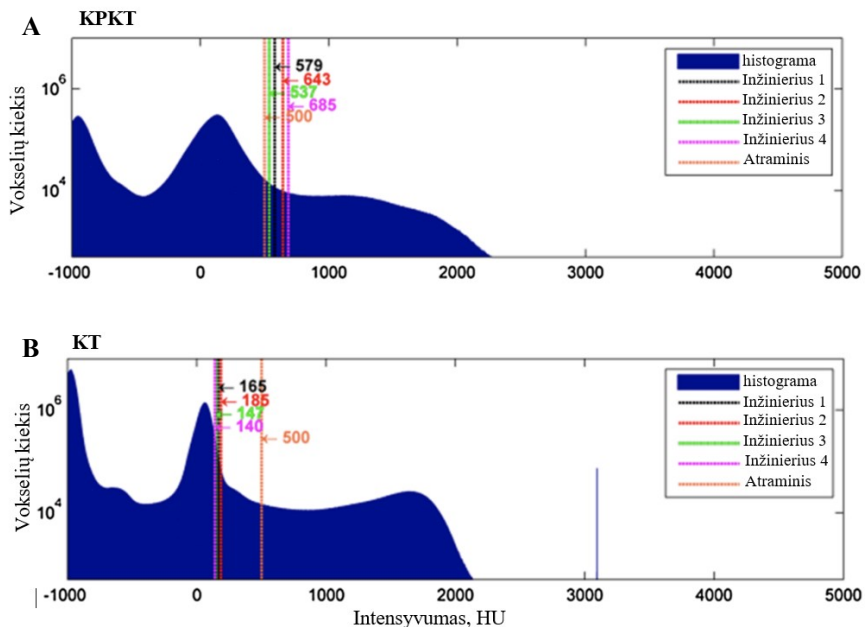


**2.2 pav.** Segmentuotas apatinis žandikaulis pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą (**A**) ir pritaikius rankinį segmentavimą (**B**)

Šis dvigubas metodas dažnai yra taikomas klinikinėje praktikoje, norint gauti tikslų segmentavimo rezultatą (89). Dėl šių priežasčių segmentavimo procesas tampa ilgas, jam reikia daug tyrėjo patirties.

Globali slenkstinė vertė gali būti parenkama rankiniu būdu vertinant analizuojamą KPKT duomenų rinkinį sudarančių tūrinių vaizdo elementų histogramą (90). 2.3 paveiksle pateikiamas pavyzdys, kuris rodo, kokie yra

skirtumai tarp skirtingų tyrėjų, pasirinkusių slenkstines vertes siekiant segmentuoti kaulą skirtingais KPKT įrenginiais.



**2.3 pav.** Skirtingų tyrėjų parinktos slenkstinės vertės pagal HU: **A** – KPKT duomenų rinkinio histograma; **B** – KT duomenų rinkinio histograma (90)

Rezultatai buvo lyginami su skaitmeniniu 3D modeliu, gautu nuskenavus kaukolės paviršių (minkštieji adiniai buvo pašalinti atliekant preparaciją) didelės skiriamosios gebos optiniu skeneriu. Skirtumai tarp paviršių (lyginant segmentuotus kaulus iš KPKT duomenų rinkinių su skaitmeniniu 3D modeliu) buvo apskaičiuoti, vertės pasiskirstė šiose ribose: nuo  $-2,3$  mm iki  $+4,8$  mm. Šis tyrimas parodė, jog segmentavimo rezultatas priklauso nuo individualaus tyrėjo patirties, taip pat nuo taikomos skenavimo technologijos (90).

Globalus segmentavimas gali būti pritaikytas ir adaptuotas automatiniais metodams. Vienas iš jų – N. Otsu pasiūlytas metodas (91), kai optimalus slenkstis gali būti nustatytas automatiškai. Optimali slenkstinė vertė surandama pagal diskriminantinę analizės metodiką. Taikant šį metodą, didinamas atskiriamumas tarp skirtingų klasių. Didžiausias šio metodo trūkumas tas, jog analizuojama histograma turi būti sudaryta iš gerai išreikštų dviejų sričių. Otsu metodo veikimas pagrįstas vaizdo histogramos statistine analize, taip

automatiškai surandant optimalų slenkstį. Histogramoje išskiriamos dvi atskiros sritys (segmentai)  $C_0$ , kurios intensyvumo intervalas  $[1, \dots, T]$  ir  $C_1$ , kurios intensyvumo intervalas  $[T+1, \dots, L]$ .  $L$  yra viršutinė / didžiausioji intensyvumo vertė analizuojamame, šiuo atveju, tūryje,  $T$  – optimali slenkstinė vertė, skirianti dvi sritis dvimodalinėje histogramoje. Tikimybė, kad atsitiktinai parinktas vaizdo elementas turės  $i$  intensyvumo vertę:

$$p_i = \frac{n_i}{N}; \quad (2.2)$$

čia  $n_i$  – tūrinių vaizdo elementų, kurių intensyvumas  $i$ , skaičius vaizde;  $N$  – bendras vaizdo elementų skaičius vaizde.

Tada tikimybės, kad atsitiktinai parinktas tūrinis vaizdo elementas priklausys vienai iš sričių, galima išreikšti indeksais, žymimais atitinkamai sritims  $C_0$  ir  $C_1$ :

$$C_0 : \omega_0(T) = \sum_{i=0}^T p_i; \quad (2.3)$$

$$C_1 : \omega_1(T) = \sum_{i=T+1}^L p_i. \quad (2.4)$$

Sričių  $C_0$  ir  $C_1$  vidurkiai apibrėžiami taip:

$$C_0 : \mu_0 = \frac{\sum_{i=1}^T i \cdot p_i}{\omega_0(T)}; \quad (2.5)$$

$$C_1 : \mu_1 = \frac{\sum_{i=T+1}^L i \cdot p_i}{\omega_1(T)}. \quad (2.6)$$

Viso vaizdo intensyvumo vidurkis išreiškiamas taip:

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T; \quad (2.7)$$

$$\omega_0 + \omega_1 = 1. \quad (2.8)$$

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

$$\sigma_B^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2. \quad (2.9)$$

Tada optimali slenkstinė intensyvumo vertė surandama pagal:

$$T^* = \underset{1 \leq T < L}{\operatorname{Arg\,Max}} \{ \sigma_B^2(T) \}. \quad (2.10)$$

Tačiau KPKT duomenų rinkinio histograma nėra sudaryta iš dviejų sričių; dėl šios priežasties Otsu metodas neveiks tiksliai siekiant surasti optimalų slenkstį KPKT histogramoje tarp minkštųjų audinių ir kaulo.

Barandiaran ir kt., 2009 (92) pritaikė Otsu metodą apatiniams žandikauliams segmentuoti iš tradicinės daugiasluoksnės kompiuterinės tomografijos duomenų rinkinių. Otsu metodo pritaikymo tikslas buvo surasti optimalius slenksčius, pagal kuriuos būtų atskiriamos skirtingos klasės (anatominės sritys), galutinis segmentavimas atliktas taikant regionų auginimo metodą. Vidutinis laikas atlikti segmentavimui buvo 10 s. Tačiau tyrėjai nenurodė KT skenavimo parametrų, taip pat neįvertino segmentavimo tikslumo (92).

Indraswari ir kt., 2019 (93) pristatė automatinį metodą priekinės dalies apatinio žandikaulio segmentavimui atlikti iš KPKT duomenų rinkinio. Gauso maišytasis modelis (angl. *Gaussian mixture model*) buvo pritaikytas atlikti segmentavimui. Vidutinis segmentavimo tikslumas, jautrumas ir specifiškumas buvo apskaičiuoti atitinkamai: 96,82 %, 85,96 %, 97,60 %.

### 2.1.2 Segmentavimas pagal regionų „auginimo“ metodą

Pagrindinis metodo tikslas – suskirstyti vaizdo elementus į atitinkamus regionus. Pagrindiniai žingsniai, norint įgyvendinti pasiūlytą metodą (94):

- pažymimos nedidelės sritys pagal panašumo požymius;
- parenkamas sutartinis – pagrindinis – tūrinis vaizdo elementas, pagal kurį yra lyginami kaimyniniai tūriniai vaizdo elementai;
- sujungiami kaimyniniai tūriniai vaizdo elementai su panašiomis savybėmis kaip ir pagrindinio tūrinio vaizdo elemento, sujungti elementai formuoja beaugantį regioną;
- nustojus augti parinktam regionui, kito regiono sutartinis – pagrindinis – tūrinis elementas parenkamas iš naujo, taip pradėdamas auginti kitas regionas;
- šis procesas yra tęsiamas tol, kol visi elementai tampa vienu bendru regionu.

Regionų auginimo metodas buvo sukurtas siekiant segmentuoti tam tikras sritis dvimačiuose (2D) vaizduose. Tačiau keletas tyrėjų pritaikė šį metodą kaulų segmentavimui 3D vaizduose (95, 96). Minnema ir kt. 2018 (89) metais pritaikė šį metodą siekdami automatiškai segmentuoti kaulus. Regionų auginimo metodas buvo įgyvendintas kartu su konvoliuciniu neuronų tinklu (KNT). KNT buvo apmokytas panaudojant šešių skirtingų daugiasluoksnių KT duomenų rinkinius (89). Autoriai nustatė tūrinių vaizdo elementų regionus, kurių plotas buvo  $33 \times 33$  tūrinio vaizdo elementų. Aplinkui nustatytą plotą buvo ieškoma kaimyninių tūrinių vaizdo elementų, turinčių panašius intensyvumus. Surinkta informacija buvo panaudota apmokyti KNT. Rezultatai palyginti su kaulais, segmentuotais patyrusio medicinos inžinieriaus. Pagrindiniai statistiniai įverčiai, pagal kuriuos buvo vertinamas sukurto metodo efektyvumas, buvo Dice panašumo koeficientas (DPK), vidutinė vertė buvo lygi 0,92 ir vidutinis nesutapimas tarp paviršių (VNP) 0,44 mm. Gauti rezultatai parodė tikslų segmentavimą, tačiau medicinos inžinieriaus segmentavimo patikimumas nebuvo įvertintas.

Wang ir kt. 2013 (6) ir 2014 (13) metais pasiūlė du automatinius metodus, skirtus segmentuoti veido kaulams. Pristatytų metodų veikimas buvo pagrįstas pacientų specifinių atlasų panaudojimu. Atlasai buvo sukurti panaudojant tradicinės KT duomenis. Tyrimo tikslas – automatiškai segmentuoti apatinį bei viršutinį žandikaulius ir aplinkinius audinius. Sukurti atlasai buvo integruoti ir pritaikyti atliekant minėtų anatominių sričių segmentavimą iš KPKT duomenų rinkinių. Metodų efektyvumui įvertinti buvo panaudoti šie įverčiai: DPK, VNP ir Hausdorffo atstumas (HA). Abiejų studijų pagrindiniai rezultatai pateikiami 2.1 lentelėje.

**2.1 lentelė.** Apskaičiuoti statistiniai įverčiai metodų efektyvumui įvertinti (6, 13)

Įvertis	Segmentuota sritis	Wang ir kt., 2013 (6)	Wang ir kt., 2014 (13)
<b>DPK</b>	Apatinis žandikaulis	$0,91 \pm 0,02$	$0,92 \pm 0,02$
	Viršutinis žandikaulis	$0,87 \pm 0,02$	$0,87 \pm 0,02$
<b>VNP, mm</b>	Apatinis žandikaulis	$0,61 \pm 0,17$	$0,65 \pm 0,19$
<b>HA, mm</b>	Viršutinis žandikaulis	$0,92 \pm 0,47$	$0,96 \pm 0,53$

Rezultatai buvo gauti tikslūs taikant abu metodus, tačiau laikas atlikti segmentavimui, kaip pažymi autoriai, buvo itin ilgas (vidutiniškai ~5 val. vienam segmentavimui). Dėl šios priežasties tokio metodo pritaikymas klinikinėje praktikoje sunkiai įgyvendinamas ir nėra prasmingas.

Ta pati tyrėjų grupė 2016 metais (14) pristatė naują automatinių metodą, kurio pagrindas buvo atsitiktinio miško metodas (angl. *random forest method*). Daugiaklasis klasifikatorius buvo pritaikytas siekiant sukurti tikimybinį žemėlapi



kiekvienu segmentuojamai sričiai: viršutiniam, apatiniam žandikauliams ir minkštiesiems audiniams. Tyrime buvo panaudoti 30 KPKT duomenų rinkiniai. Tyrimą sudarė keturi pagrindiniai žingsniai: 1) pradinis tikimybinų žemėlapių vertinimas; 2) KPKT tūrinių vaizdo elementų savybių analizė; 3) klasifikatoriaus apmokymas, paremtas atsitiktinio miško metodu; 4) kartojami 2 ir 3 žingsniai tol, kol pasiekama konvergencija tarp atskirų segmentuojamų sričių. Tikimybiniai žemėlapiai buvo sukurti remiantis patyrusio chirurgo segmentavimo rezultatais. Rezultatai pateikiami 2.2 lentelėje.

**2.2 lentelė.** Apskaičiuoti statistiniai įverčiai metodo efektyvumui įvertinti (14)

Įvertis	Segmentuota sritis	Wang ir kt., 2013 (14)
<b>DPK</b>	Apatinis žandikaulis	0,94 ± 0,02
	Viršutinis žandikaulis	0,91 ± 0,03
<b>VNP, mm</b>	Apatinis žandikaulis	0,42 ± 0,15
<b>HA, mm</b>	Viršutinis žandikaulis	0,74 ± 0,25

Pasiūlytas naujas automatinis metodas parodė geresnius rezultatus lyginant su atliktomis ankstesnėmis studijomis. Tačiau segmentavimo trukmė vidutiniškai siekė 20 min. Taip pat autoriai pažymėjo, jog vienas iš tyrimo trūkumų – ribotas KPKT duomenų rinkinių kiekis ir įvairovė.

Visiškai automatinis metodas buvo pristatytas Fan ir kt. 2019 metais (16). Tam pritaikytas vandenskyros metodas (angl. *marker based watershed transform method*). Pasiūlytas metodas buvo pritaikytas segmentuoti apatiniams žandikauliams. Segmentuojant buvo pažymėti du pagrindiniai regionai. Visų pirma, pradinė KPKT duomenų rinkinio matrica buvo transformuota į gradientinę matricą taikant Gauso branduolio išvestinę. Transformuota matrica pakeitė tūrinių vaizdo elementų intensyvumų vertes. Transformacijos tikslas buvo išryškinti anatominių sričių ribas. Segmentavimui buvo panaudoti du žymenys: apatinio žandikaulio ir minkštųjų audinių. Tokiu būdu apatiniai žandikauliai buvo segmentuoti ir atskirti nuo aplinkinių sričių – minkštųjų audinių. Šiame tyrime panaudota 20 KPKT duomenų rinkinių. Vienas įvertis panaudotas siekiant įvertinti segmentavimo tikslumą – DPK. Vidutinė visų atvejų DPK vertė buvo 0,97. Tai parodė didelį pasiūlyto metodo tikslumą. Autoriai pažymėjo, jog didžiausios paklaidos gautos apatinio žandikaulio sąnarinėse ataugose, dantų srityse, ten, kur tūrinių vaizdo elementų intensyvumas reikšmingai skiriasi.

### 2.1.3 Segmentavimas, pagrįstas kontūro išskyrimu

Gollmer ir kt. 2012 metais (15) pasiūlė taikyti statistinį formos modelį (SFM) apatinio žandikaulio segmentavimui. Šis metodas rėmėsi aprašyta

segmentuojamos sritys – apatinio žandikaulio – forma, pritaikant principinių komponentų analizę (PKA). SFM įgyvendinimui autoriai pritaikė tris skirtingus metodus: iškraipymų minimizavimas (*distmin*), *detcov* svorio funkcija (sukurta pagal Kotcheff ir Taylor) ir sferinės harmonikos aprašymo metodas (*spharm*). Metodas buvo išbandytas su šešiais KPKT duomenų rinkiniais. Pagrindiniai įverčiai nustatyti metodo efektyvumui buvo vidutinis simetrisis atstumas tarp paviršių (VSAP), šaknies vidutinė kvadratinė simetrinė paklaida tarp paviršių (ŠVKVP), maksimalus simetrisis atstumas tarp paviršių (MSAP) ir tūrinis persidengimas (TP). Rezultatai pateikiami 2.3 lentelėje.

**2.3 lentelė.** Rezultai pritaikius SFM metodą (15)

Metodas	VSAP, mm	ŠVKSP, mm	MSAP, mm	TP, %
<i>distmin</i>	0,9 ± 0,2	1,4 ± 0,3	9,6 ± 2,5	24,3 ± 0,2
<i>spharm</i>	0,9 ± 0,1	1,4 ± 0,2	10,9 ± 3,7	23,3 ± 0,2
<i>detcov</i>	0,8 ± 0,1	1,2 ± 0,2	10,0 ± 3,2	20,9 ± 3,9

Apskaičiuoti statistiniai įverčiai gauti panašūs taikant skirtingus metodus, norint įgyvendinti segmentavimą pagal SFM. Tačiau tiriamųjų atvejų kiekis buvo labai mažas (6 atvejai).

Wallner ir kt. 2019 metais (1) atliko sistematinį tyrimą, kuriame pritaikė šešis skirtingus segmentavimo metodus: *GrowCut* metodą, kuris remiasi regionų auginimo principu, aktyvaus kontūro metodą, tradicinį regionų auginimo metodą, Otsu metodą kombinuojant su Picking metodu, Canny metodą ir geodezinį segmentacinį metodą, kurio pagrindas – *level set speed* funkcija. Tyrėjai nustatė, jog tiksliausi rezultatai buvo gauti taikant *GrowCut* metodą (DPK – 85,6 %, HA – 33,5 vokselio).

## 2.2 Pagrindiniai veiksniai, darantys įtaką KPKT duomenų kokybei

### 2.2.1 KPKT vizualizavimo technologija

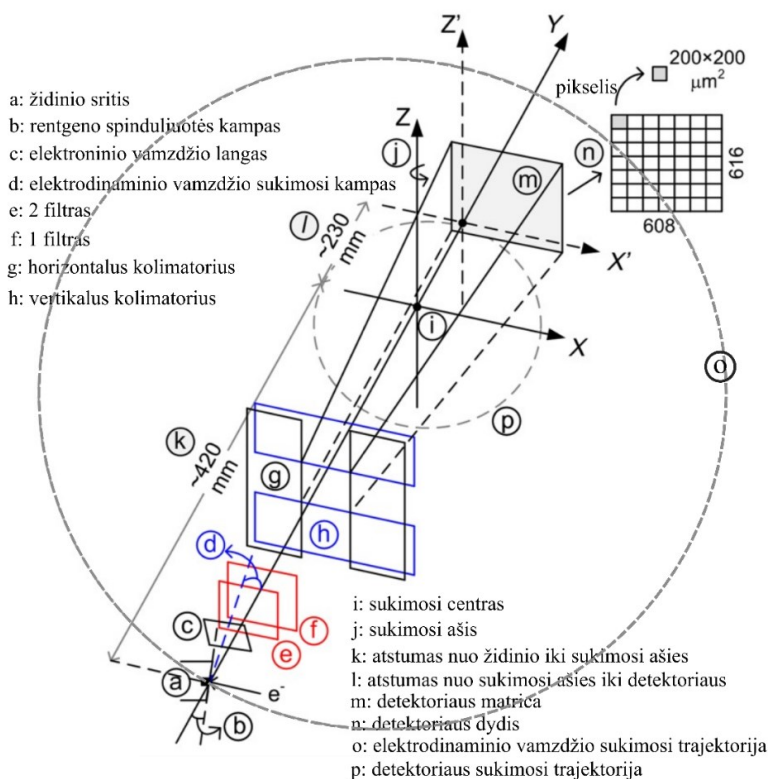
KPKT yra viena iš labiausiai taikomų vizualizavimo technologijų odontologinėje praktikoje. Taikant šią vizualizavimo technologiją, naudojama iki 10 kartų mažesnė rentgeno spindulių dozė, skenavimo trukmė žymiai trumpesnė, pačios skenavimo įrangos kaina mažesnė lyginant su tradiciniu KT metodu (97). Vaizdai gauti naudojamas sukamasis rėmas, kuriame įtaisyti rentgeno spindulių šaltinis ir detektorius. Tyrimo metu šaltinis sukuria kūgio formos jonizuojančiųjų 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, nelygu KPKT skenerio rūšis, apie sukimosi tašką (žmogaus galvą, esančią skenavimo sistemos centre). KPKT metodas taikomas norint įvertinti kaulo tankį prieš pradėdamas

implantologinį gydymą, taip pat įvertinti žandikaulių padėtį, formą, būklę; pagal tai sprendžiama, ar reikalingas chirurginis gydymas (98, 99).

Trūkumai, susiję su KPKT skenavimu: padidėjęs rentgeno spindulių išsibarstymas, ribotas rentgeno spindulių detektoriaus plotas, spindulių kietinimo, metalo artefaktų susidarymas; taip apsunkinama galimybė gauti stabiliai tikslius vokselių intensyvumus pagal Hounsfieldo vienetus lyginant su tradicine KT (98).

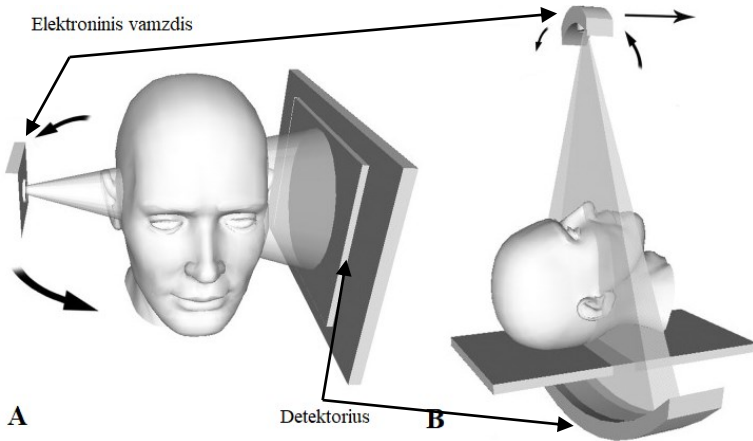
## 2.2.2 KPKT skenavimo principas

Šiuolaikinis KPKT įrenginys skiriasi savo struktūra ir skenavimo protokolu lyginant su pirmaisiais KPKT įrenginiais (98). Tačiau jo esmę galima perteikti 2.4 pav.



2.4 pav. KPKT skenavimo struktūra su pagrindiniais elementais (*Scanora 3D*) (100)

Rentgeno spindulių šaltinis yra sudarytas iš elektroninio vamzdžio, kuris sukasi apie skenuojamą objektą, generuodamas tam tikrą 3D rentgeno spindulių pluoštą. Rentgeno spindulių pluoštą galima keisti pagal matymo lauką. Dažniausiai naudojami du greta esantys fiziniai filtrai, kurie yra pagaminti iš 0,1 mm storio varinės plokštelės. Šaltinis – detektorius sukasi apie skenuojamą objektą. Šaltinis pulsuojančiu režimu generuoja rentgeno spindulių pluoštą skenavimo metu (100). Lyginant su tradicine KT, KPKT skenavimas yra greitesnis. Tradicinio KT skenavimo metu rentgeno spindulių šaltinis generuoja 2D rentgeno spindulių pluoštą, dažniausiai vėduoklės formos, bei sukasi apie skenuojamą objektą spirale (101) (2.5 pav.).



2.5 pav. KT skenavimo principai: A – KPKT; B – KT (vėduoklės principas) (101)

### 2.2.3 Hounsfieldo vienetai

Tūrinių vaizdo elementų vertės yra gaunamos pagal Hounsfieldo vienetus. Hounsfieldo vienetai (HU) nusako, koks yra rentgeno spindulių slopinimas audiniuose. Hounsfieldo vienetai apskaičiuojami remiantis formule (102):

$$HU_{medžiagos} = 1000 \times \frac{\mu_{medžiagos} - \mu_{vandens}}{\mu_{medžiagos}} ; \quad (2.11)$$

čia  $\mu_{medžiagos}$  – medžiagos linijinis slopinimo,  $\mu_{vandens}$  – vandens linijinis slopinimo koeficientai. Vandens vertė yra lygi 0 HU, oro – 1000 HU.

Tam tikros vertės pagal Hounsfieldo vienetus pateikiamos 2.4 lentelėje.

## 2.4 lentelė. Tipinės tam tikrų medžiagų vokselių vertės pagal HU KT vaizduose (102)

<i>Medžiaga</i>	<i>Vertė pagal HU</i>	<i>Pastaba</i>
Oras	-1000	Vakuumas
Riebalai	-100	
Vanduo	0	Distiliuotas vanduo, kambario temperatūros
Raumenys	+40	
Kraujas	+40	
Kaulas	>400	Platus diapazonas, gali siekti ~1200 HU
Aliuminis	2640	Taikoma 60 KeV galia

HU vertės gali būti taikomos norint įvertinti kaulo tankį. Kaulo tankio matavimai taikant KPKT klinikinėje praktikoje turi būti atlikti tiksliai. Tai yra vienas iš svarbiausių uždavinių.

Buvo atlikta išsami literatūros analizė. Analizės metu buvo siekiama nustatyti KPKT duomenų rinkinį sudarančių tūrinių vaizdo elementų pasiskirstymą pagal HU. Misch (103) 1999 metais atliko tyrimą ir suskirstė veido kaulų tankius pagal HU vertes. Autorius išskyrė 5 pagrindines sritis:  $D_1 > 1250$  HU,  $D_1$  aprašo kortikalinio kaulo (lot. *cortical*) intensyvumą, į šią sritį patenka tik apatinio žandikaulio kaulas, ir tai sudaro tik apie 8 % žandikaulio.  $D_2$ , 850–1250 HU, šiai sričiai priskiriama daugiausiai apatinio žandikaulio (lot. *mandible*) paviršinio kaulo (lot. *cortex*).  $D_3$ , 350–850 HU, šiai sričiai priskiriamas viršutinio žandikaulio (lot. *maxilla*) paviršinis kaulas.  $D_4$ , 150–350 HU, šiai sričiai yra priskiriamas užpakalinis (lot. *posterior*) viršutinio žandikaulio kaulas.  $D_5 < 150$  HU, šiai sričiai priklauso labai mažo tankio kaulas, tai dažniausiai yra viršutinio žandikaulio žandinių ančių (lot. *sinus maxillaris*) sritys.

Šiek tiek vėliau kita tyrėjų grupė, vadovaujama Norton ir kt. (104), 2001 metais atliko tyrimą ir veido kaulo tankį pagal HU vienetus suskirstė taip: priekinė apatinio žandikaulio dalis  $>850$  HU, vidinė apatinio žandikaulio ir priekinė viršutinio žandikaulio dalis 500–850 HU, vidinė viršutinio žandikaulio dalis 1–500 HU, vidinis / minkštasis kaulas – 0 HU.

Atliktas tyrimas Naitoh ir kt. (105) 2004 metais pradė, jog veido kaulų tūrinių vaizdo elementų vertės pagal HU nėra absoliučiosios. Ta pati tyrėjų grupė (106) 2009 metais atliko tyrimą siekdami nustatyti apatinio žandikaulio tankį pagal HU KPKT duomenų rinkiniuose. Gautos vertės pasiskirstė intervale: 350–1380 HU.

Aranyarachkul ir kt., 2005 (107) įvertino apatinio ir viršutinio žandikaulių tankį pagal HU KPKT duomenų rinkiniuose. Autoriai nustatė, jog kaulų tankis svyruoja tarp 80 HU ir 1143 HU.

Liang ir kt., 2010 (108) atliko tyrimą, siekdami nustatyti geometrinius skirtumus tarp segmentuotų veido kaulų iš tradicinių KT duomenų rinkinių ir KPKT duomenų rinkinių. Tyrėjai nustatė, jog tikslesnis segmentavimo rezultatas gaunamas panaudojant tradicinius KT duomenų rinkinius, tam įtakos turėjo faktas, jog tradiciniuose KT skeneriuose naudojama didesnė rentgeno spindulių

dozė, taikant KPKT naudojamas siauresnis skenavimo laukas, dėl šių priežasčių KPKT vaizdai yra triukšmingesni, riba tarp kaulo ir minkštųjų audinių nėra tokia aiški palyginus su tradicinės daugiasluoksnės KT vaizdais. Atlikti minėtų autorių tyrimai (103–108) parodė panašius veido kaulo tankio pasiskirstymus pagal HU vertes. Tačiau dėl KPKT skenavimo technologijos dažnai tūrinių vaizdo elementų vertės pagal HU būna iškraipomos, kai vaizduose atsiranda metalo, spindulių sukietinimo artefaktų ir kitokio pobūdžio triukšmų. Dėl šių priežasčių veido kaulų segmentavimas tampa sudėtingas, jam reikia netradicinių, žymiai sudėtingesnių segmentavimo metodų pritaikymo.

### 3. KPKT SKENAVIMO SISTEMOS RIBOJIMO IR ATRAMINĖS SKENAVIMO SISTEMOS NUSTATYMO TYRIMAI

Remiantis atlikta išsamia literatūros analize buvo nustatyta, jog KPKT vaizdai yra triukšmingesni ir jautresni erdviniams iškraipymams palyginus su tradicinės KT vaizdais. Taip pat literatūros analizės metu nustatyta, jog kaulo tankis pagal HU yra plačiame diapazone KPKT duomenų rinkinyje. Dėl šių priežasčių tikslus veido kaulų segmentavimas gali būti atliktas remiantis įgudusio tyrėjo patirtimi. Šiame skyriuje pateikiami gauti rezultatai siekiant nustatyti KPKT skenerio (*i-CAT FLX V17, Imaging Sciences International, JAV*) (109) erdvinę skiriamąją gebą bei eksperimentinių tyrimų metu nustatyti atraminės skenavimo sistemos tikslumą.

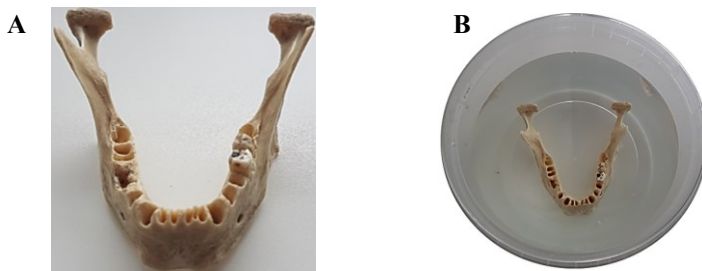
#### 3.1 Erdvinės skiriamosios gebos įvertinimas

Tyrimų metu buvo nustatyta KPKT skenerio (*i-CAT FLX V17*) skiriamoji geba. Tam panaudotas apatinis žandikaulis. Tyrimo objektas nuskenuotas du kartus. Pirmą kartą apatinis žandikaulis buvo nuskenuotas atskirai, antrą kartą – panardinus į distiliuotą kambario temperatūros vandenį. Tyrimo metu taikyti skenavimo parametrai pateikiami 3.1 lentelėje.

#### 3.1 lentelė. Skenavimo parametrai taikant KPKT

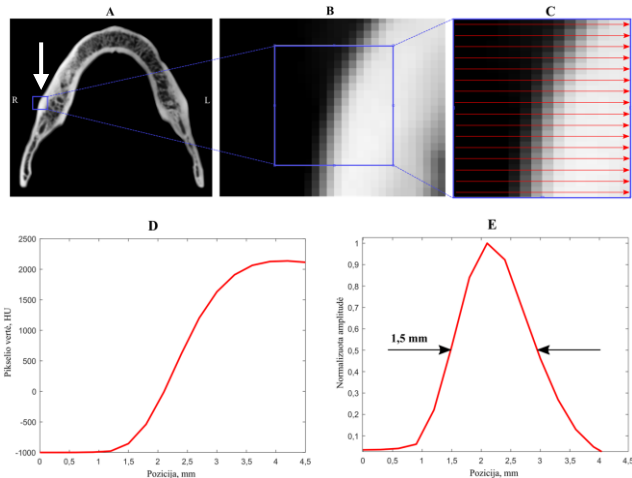
Elektroninio vamzdžio įtampa (kV)	120
Elektroninio vamzdžio srovė (mA)	5
Atstumas tarp elektroninio vamzdžio ir detektoriaus (mm)	71,4
Skenavimo trukmė (s)	7
Sukimosi kampas (°)	360
Detektoriaus matricos dydis	768 (eilučių) × 768 (stulpelių)
Kūgio kampas (°)	±10
Atkurto matricos dydis	768 × 768 × 576
Atkuriamo tūrio matmenys (mm)	230 × 230 × 173
Atkurto vokselio matmenys (mm)	0,3 × 0,3 × 0,3
Atkūrimo algoritmas	FDK

Apatinis žandikaulis buvo gautas iš Lietuvos sveikatos mokslų universiteto (LSMU) Anatomijos instituto (3.1 pav.).



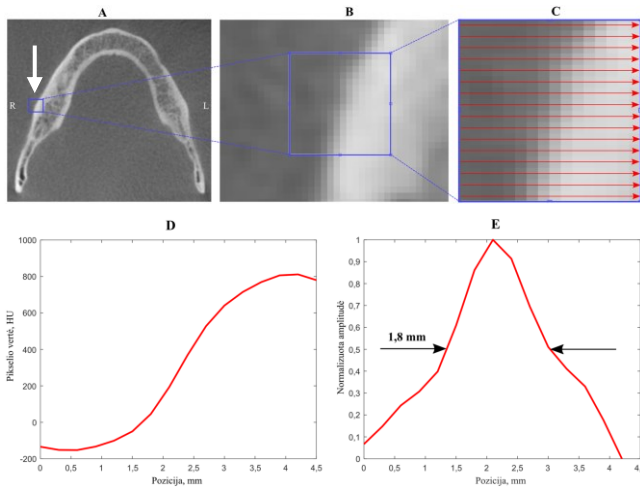
**3.1 pav.** Apatinis žandikaulis, paruoštas skenavimams su KPKT skeneriu: **A** – padidintas vaizdas; **B** – paruoštas bandinys

Erdvinei skiriamajai gebai nustatyti buvo pritaikyta linijos sklaidos funkcija (LSF). Kiekvienu atveju buvo imama vaizdo elementų intensyvumų projekcija storiausioje apatinio žandikaulio srityje (110). Tiriamos srities matmenys –  $16 \times 16$  pikselių (izotropinis pikselio dydis – 0,3 mm). Gautieji pikselių intensyvumai projekcijose buvo suvidurkinti. Gautos intensyvumų vertės normalizuotos pagal gauto skirstinio amplitudės pusės didžiausios vertės plotį (3.2 pav.).



**3.2 pav.** Erdvinės skiriamosios gebos įvertinimas: **A** – aksialinis KPKT duomenų rinkinio pjūvis; **B** – tiriamoji sritis; **C** – projekcijos, skirtos įvertinti pikselių intensyvumų pasiskirstymui; **D** – apskaičiuota krašto sklaidos funkcija (KSF); **E** – apskaičiuota ir normalizuota LSF

Erdvinė skiriamoji geba buvo lygi 1,5 mm žandikaulį nuskenavus be distiliuoto vandens, nuskenavus panardintą į distiliuotą vandenį – 1,8 mm (3.3 pav.).



**3.3 pav.** Erdvinės skiriamosios gebos įvertinimas: **A** – aksialinis KPKT duomenų rinkinio pjūvis; **B** – tiriamoji sritis; **C** – projekcijos, skirtos įvertinti pikselių intensyvumą pasiskirstymui; **D** – apskaičiuota krašto sklaidos funkcija (KSF); **E** – apskaičiuota ir normalizuota LSF

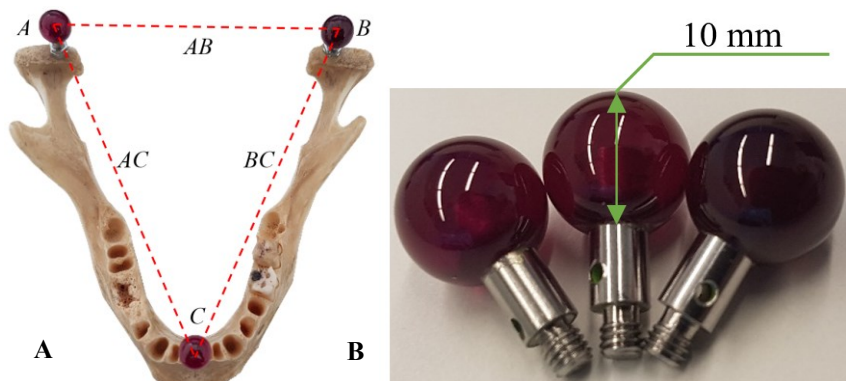
Atliktas tyrimas parodė, jog erdvinė skiriamoji geba sumažėjo, kai žandikaulis buvo panardintas distiliuotame vandenyje. Erdvinė skiriamoji geba gali būti paveikiama – sumažėti esant realioms sąlygoms, kai skenuojama žmogaus galva, ypač po operacijos, kai minkštieji audiniai yra labiausiai sutinę. Dėl šių priežasčių atlikti veido kaulų segmentavimą yra sudėtinga net ir taikant labiausiai praktikoje paplitusį metodą – globalaus slenksčio.

### 3.2 Atraminės skenavimo sistemos nustatymas

Tas pats apatinis žandikaulis buvo panaudotas siekiant nustatyti atraminę skenavimo sistemą. Koordinatinė matavimo mašina (KMM) *Mitutoyo Crysta Apex S* (*Mitutoyo America Corporation*, JAV) (111) panaudota siekiant kuo tiksliau išmatuoti atstumus tarp pažymėtų matavimo kūnų, kurie buvo pritvirtinti ant naudojamo anatomicinio modelio. Remiantis KMM rezultatais (apskaičiuotais atstumais tarp matavimo kūnų) buvo nustatyta, kokią skenavimo sistemą naudoti kaip atraminę – optinę ar KPKT. Visų pirma ant apatinio žandikaulio buvo



pritvirtinti trys matavimo kūnai – sferos. Linijiniai atstumai tarp matavimo kūnų sudarė Bonville trikampį (112) (3.4 pav).



**3.4 pav.** A – paruoštas KMM matavimams atlikti anatomicinis modelis; B –matavimo kūnai (sferų skersmuo – 10 mm)

Matavimai buvo atlikti išmatuojant tris atstumus:  $AB$ ,  $AC$  ir  $BC$ .

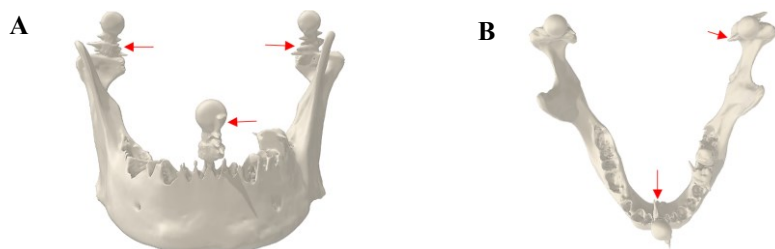
Po KMM matavimų anatomicinis modelis buvo nuskenuotas su optiniu skeneriu *Handy Scan 700* (*Creaform*, JAV) (113). Deklaruojamas skenerio tikslumas – 30  $\mu\text{m}$ , tūrinis tikslumas – 20  $\mu\text{m}$  + 60  $\mu\text{m}/\text{m}$ . Prieš atliekant skenavimą, optinis skeneris buvo sukalibruotas pagal gamintojo nustatytą protokolą. Skenavimą atliko vienas tyrėjas. Skaitmeninis modelis išsaugotas stereolitografiniu (STL) formatu (3.5 pav.).



**3.5 pav.** 3D modelis, gautas nuskenavus anatomicinį modelį rankiniu optiniu skeneriu

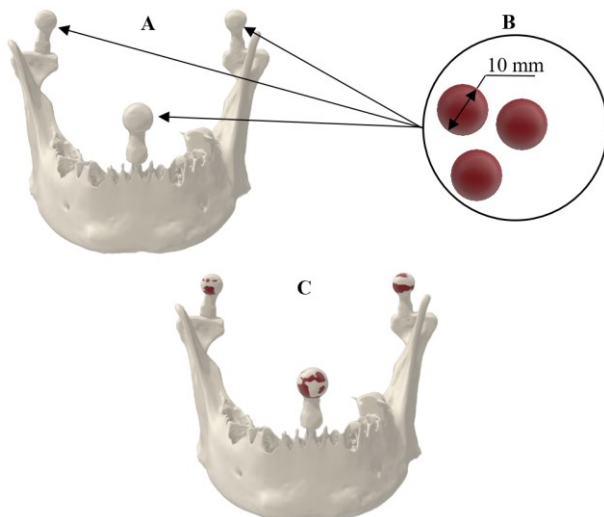
Tas pats anatomicinis modelis buvo nuskenuotas KPKT skeneriu *i-CAT FLX V17*. Anatomicinio modelio segmentavimą iš KPKT duomenų rinkinio atliko patyręs chirurgas, taikydamas globalaus slenksčio bei rankinį metodus. Rankiniu segmentaciniu metodu chirurgas segmentavo tas sritis, kurių nepavyko

segmentuoti pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą, taip pat rankinis segmentavimo metodas buvo pritaikytas siekiant pašalinti metalo artefaktus (3.6 pav.), kurie gauti dėl to, jog matavimo kūnų pagrindas buvo metalinis.



**3.6 pav.** Segmentuotas anatomicinis modelis su metalo artefaktais: **A** – vaizdas iš priekio; **B** – vaizdas iš viršaus

Siekiant padidinti matavimų tikslumą, skaitmeniniu būdu sukurtos trys sferos, kurių skersmuo buvo analogiškas matavimo kūnus sudarančių sferų skersmenims – 10 mm. Skaitmeninės sferos sutapatintos su sferomis, gautomis po segmentavimo iš KPKT duomenų rinkinio (3.6 pav.) bei po optinio skenavimo (3.6 pav.) (siekiant kuo tiksliau atlikti linijinius matavimus tarp sferų centrų) (3.7 pav.).



**3.7 pav.** **A** – skaitmeninis 3D modelis, gautas po segmentavimo; **B** – skaitmeninės sferos (skersmuo 10 mm); **C** – sutapatintos skaitmeninės sferos su 3D modelio sferomis

Sferų sutapdinimas buvo atliktas taip pat ir su optiniu būdu gautomis 3D modelio sferomis. Siekiant įvertinti sutapatinimo tikslumą, buvo apskaičiuotas nesutapimas tarp išorinių paviršių sudarančių viršūnių (taškų), tam pritaikytas vidutinės šaknies kvadratinės paklaidos tarp paviršių (VŠKP) įvertis:

$$V\check{S}KP = \frac{1}{\sqrt{n}} \cdot \sqrt{\sum_{x,y,z=1}^n (a_{x,y,z} - b_{x,y,z})^2}; \quad (3.1)$$

čia  $a_{x,y,z}$  – lyginamojo paviršiaus viršūnių (taškų) koordinatės;  $b_{x,y,z}$  – atraminio paviršiaus viršūnių (taškų) koordinatės,  $n$  – viršūnių (taškų) skaičius. Rezultatai pateikiami 3.2 lentelėje.

**3.2 lentelė.** Apskaičiuotos VŠKP vertės tarp sutapatintų sferų paviršių

Matavimo kūnai	Segmentuota sfera su skaitmenine sfera	Optinio skenerio sfera su skaitmenine sfera
	VŠKP, mm	
<b>A</b>	0,151	0,041
<b>B</b>	0,114	0,043
<b>C</b>	0,111	0,055

Atstumai tarp sferų centrų buvo išmatuoti kiekvienu atveju po sutapatinimų. Rezultatai pateikiami 3.3 lentelėje.

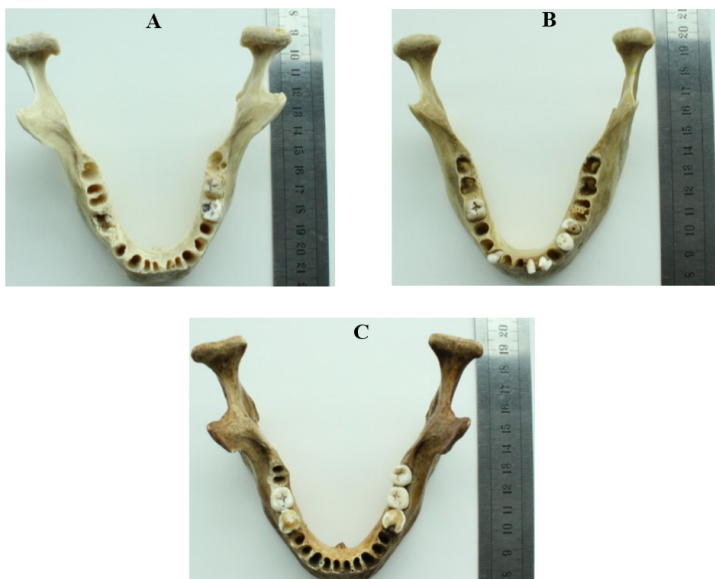
**3.3 lentelė.** Apskaičiuoti atstumai tarp sferų centrų

Įrenginiai	Atstumai, mm		
	AB	BC	AC
KMM	88,278	107,012	110,867
Optinis skeneris	88,397	107,046	110,890
KPKT	88,438	106,896	110,923

Iš gautų rezultatų matyti, jog tiksliausi rezultatai buvo gauti taikant optinį skenavimą. Dėl šios priežasties siekiant sukurti atraminį 3D modelį, pagal kurį būtų nustatomi optimalūs 3D slenkančio lango tūris ir poslinkis, tolimesniems tyrimams buvo pritaikytas optinio skenavimo būdas.

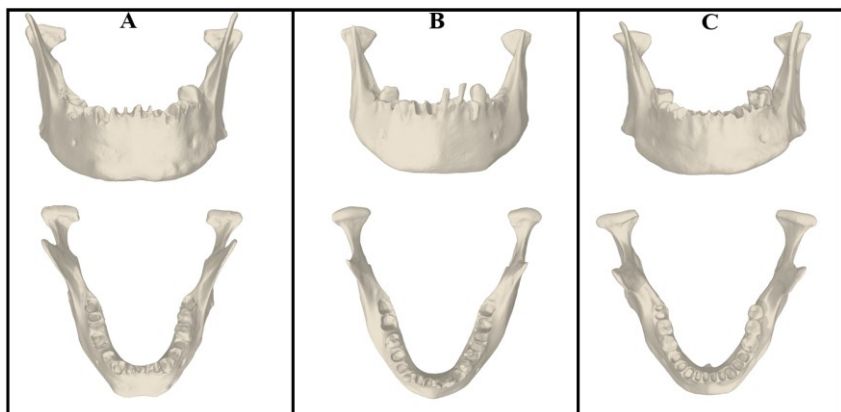
### 3.3 Optinis skenavimas

Trys apatiniai žandikauliai (3.8 pav.) buvo nuskenuoti tuo pačiu rankiniu optiniu skeneriu *Handy Scan 700*, to paties tyrėjo, tą pačią dieną.



**3.8 pav.** Anatomiciniai modeliai, panaudoti tyrime siekiant sukurti atraminius skaitmeninius 3D modelius taikant optinį skenavimo būdą

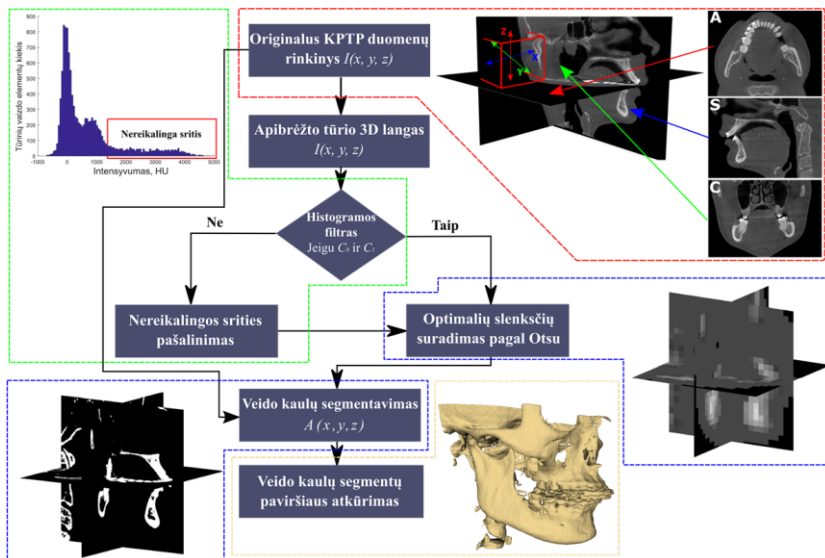
Optinis skeneris prieš skenavimus buvo sukalibruotas pagal gamintojo pateikiamą kalibracijos protokolą. Gauti skaitmeniniai 3D modeliai pateikiami 3.9 pav.



**3.9 pav.** Skaitmeniniai 3D modeliai gauti optinio skenavimo būdu: viršuje – vaizdas iš priekio; apačioje – vaizdas iš viršaus

#### 4. SIŪLOMO METODO VEIDO KAULAMS SEGMENTuoti KPKT DUOMENŲ RINKINIuose KONCEPCIJA

Naujas sprendimas buvo pasiūlytas norint įgyvendinti automatinį veido kaulų segmentavimą iš KPKT duomenų rinkinio. Norint atlikti automatinį segmentavimą buvo panaudoti trys pagrindiniai elementai: KPKT histogramos filtras, apibrėžto tūrio 3D slenkantis langas ir N. Otsu metodas (toliau – Otsu) (91). 4.1 pav. pateikiama pasiūlyto automatinio metodo įgyvendinimo schema.



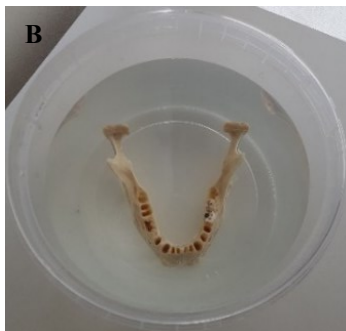
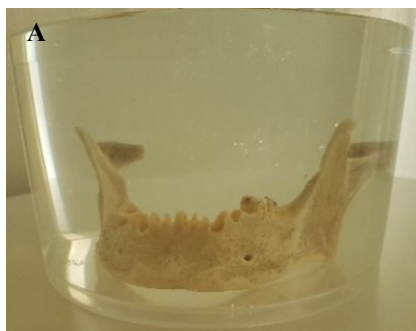
4.1 pav. Siūlomo automatinio metodo įgyvendinimo schema (114)

Nereikalingos anatomicinės sritys iš analizuojamos KPKT histogramos buvo pašalintos pritaikius histogramos filtrą. Filto uždavinys – palikti tūrinius vaizdo elementus, priklausančius minkštųjų audinių ir kaulo sritims.

3D slenkantis langas buvo panaudotas siekiant surasti optimalius slenkščius pagal Otsu metodą analizuojamo KPKT duomenų rinkinio lokaliuose tūriuose.

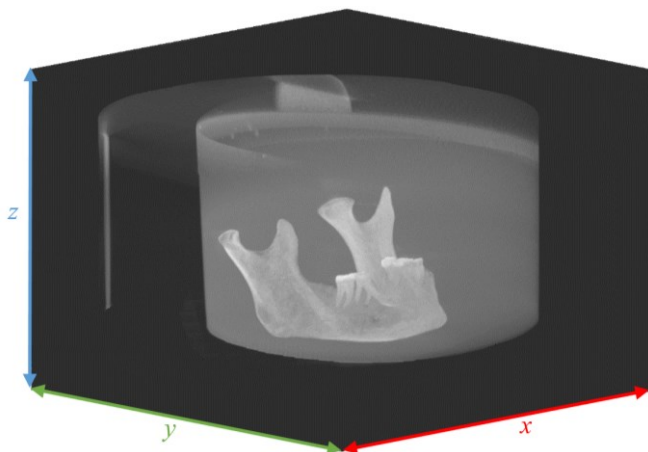
##### 4.1 KPKT duomenų rinkinį sudarančios histogramos analizė

**Duomenys.** Trys apatiniai žandikauliai buvo nuskenuoti KPKT skeneriu i-CAT FLX V17. Prieš skenavimą modeliai buvo panardinti į distiliuotą vandenį siekiant imituoti minkštuosius audinius (4.2 pav.).



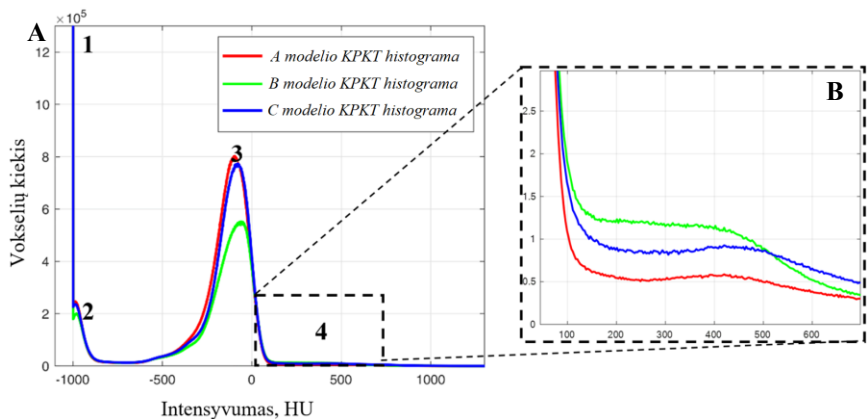
**4.2 pav.** Anatomicinis modelis, paruoštas skenavimui KPKT skeneriu: **A** – vaizdas iš priekio; **B** – vaizdas iš viršaus

Pagrindiniai parametrai, pritaikyti KPKT skenavimo metu: tūrinio vaizdo elemento dydis 0,3 mm (izotropinis), 230 mm × 170 mm – skenavimo laukas, skenavimo trukmė 7 s, elektroninio vamzdžio įtampa 120 kV, srovė 5 mA. Gautas KPKT duomenų rinkinys, kurio dydis –  $I(768(x) \times 768(y) \times 576(z))$  vokselio) (4.3 pav.).



**4.3 pav.** Pirminis KPKT duomenų rinkinys

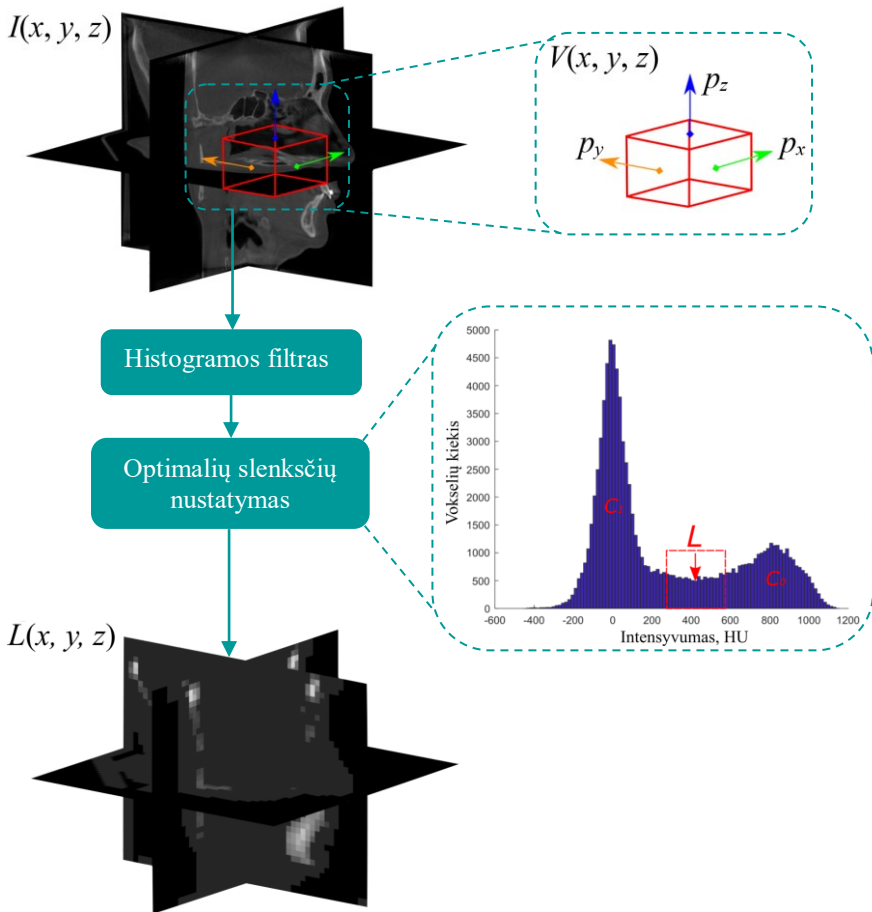
**Rezultatai.** Nuskenuoti KPKT skeneriu anatomiciniai modeliai buvo segmentuoti panaudojant skirtingų tūrių ir poslinkių 3D langus. Anatomicinių modelių KPKT histogramos pateikiamos 4.4 pav.



**4.4 pav. A** – anatomiųjų modelių KPKT histogramos (1 sritis – oras, 2 sritis – vidinės anatominės sritys turinčios oro, 3 sritis – distiliuotas vanduo. **B** – išdidinta 4-oji anatominė sritis, žyminti kaulus sudarančių vokselių pasiskirstymą

Vokselių intensyvumo verčių pasiskirstymas visais atvejais yra labai panašus. Matomos trys gerai išreikštos sritys. Ketvirtoji sritis labiau matoma išdidintoje dalyje. Pagal pateiktas histogramas buvo nustatytos filtro savybės: viršutinė ir apatinė filtravimo ribos. Viršutinė riba parinkta pagal vidutinę didžiausiąją visų atvejų vertę, apatinė riba – pagal Otsu metodu automatiškai surastą (kiekvienam atveju skirtingai) slenksstinę vertę. Tarp trečiosios ir ketvirtosios srities buvo ieškomi optimalūs slenksčiai nustatytų skirtingų tūrių ir poslinkių 3D languose.

3D slenkantis langas ( $V(x, y, z)$ ) yra panaudotas norint įgyvendinti segmentavimą lokaliuose tūriuose, siekiant atlikti objektyvų ir nuo tyrėjo nepriklausomą segmentavimą. Optimalūs slenksčiai pagal Otsu metodą buvo rasti 3D lange po kiekvieno jo poslinkio ( $p_x, p_y, p_z$ ). Tokiu atveju segmentavimas tapo lokalus. Visi surasti optimalūs slenksčiai buvo išsaugoti lokalių slenksčių matricioje ( $L(x, y, z)$ ). 3D slenkancio lango veikimas pateikiamas 4.5 pav.



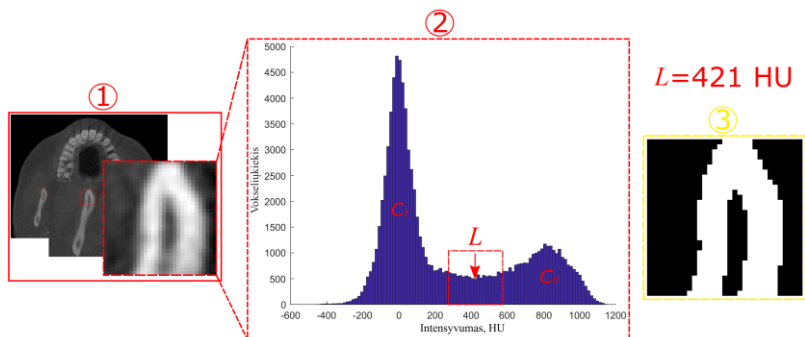
4.5 pav. Automatinio segmentavimo veikimo schema pritaikius slenkantį langą ( $V$ )

Po optimalių slenkstinių verčių suradimo lokalių slenksčių matrica buvo užpildyta. Rastos vertės buvo palygintos su pradinėmis vaizdo matricos vertėmis ( $I(x, y, z)$ ). Tokiu būdu atliekamas galutinis veido kaulų segmentavimas:

$$S(x, y, z) = \begin{cases} 0 & \text{jeigu } I(x, y, z) < L(x, y, z) \\ 1 & \text{kitu atveju} \end{cases} \quad (4.1)$$

Analizuojama histograma slenkančiame 3D lange yra pateikiama 4.6 pav.





**4.6 pav.** Analizuojama histograma 2 nustatyto apibrėžto tūrio 3D lange 1 siekiant surasti optimalią slenksstinę vertę  $L$  ir atlikti segmentavimą 3

Dėl tokio sprendimo segmentavimo rezultatui įtakos galėjo turėti slenkančio lango dydis ir poslinkis. Dėl šios priežasties 3D lango įtaka segmentavimo rezultatui buvo įvertinta tyrimų metu. Tam panaudoti skirtingų tūrių langai, taip pat skirtingi 3D lango poslinkiai KPKT histogramos tūryje.

3D slenkančio lango tūriai buvo parinkti atsižvelgiant į pradinio KPKT duomenų rinkinio ilgiausią matmenį ( $d_{maks} = 768$  vokseliai). Tyrimuose buvo panaudoti keturi skirtingi tūriai ( $V_1, V_2, V_3, V_4$ ), tačiau izotropinių dydžių, kurie buvo nustatyti tokiu būdu: 50 %, 38 %, 25 % ir 13 %  $d_{maks}$  ilgio.

$$V_1 = [96 \times 96 \times 96] \text{ vokselių} = 24 \text{ cm}^3 (13 \% d_{maks});$$

$$V_2 = [192 \times 192 \times 192] \text{ vokselių} = 191 \text{ cm}^3 (25 \% d_{maks});$$

$$V_3 = [288 \times 288 \times 288] \text{ vokselių} = 645 \text{ cm}^3 (38 \% d_{maks});$$

$$V_4 = [384 \times 384 \times 384] \text{ vokselių} = 1529 \text{ cm}^3 (50 \% d_{maks}).$$

Lango poslinkiai ( $p_x, p_y, p_z$ ) buvo nustatyti atsižvelgiant į kiekvienu atveju naudojamo tūrio dydį (4.1 lentelė).

**4.1 lentelė.** Parinkti poslinkiai (pagal vokselių kiekį ir kokį ilgį sudaro mm) siekiant įvertinti segmentavimą pasiūlytu automatiniu metodu

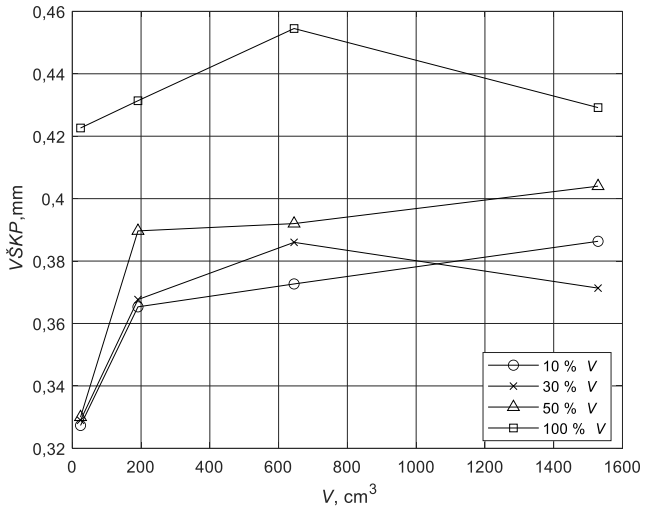
Tūriai	Poslinkiai ( $p_x, p_y, p_z$ )							
	10 % $V$		30 % $V$		50 % $V$		100 % $V$	
	vokseliais	mm	vokseliais	mm	vokseliais	mm	vokseliais	mm
$V_1$	10	3	29	8	48	14	96	29
$V_2$	19	6	58	17	96	29	192	58
$V_3$	29	9	86	26	144	43	288	86
$V_4$	38	12	115	35	192	58	384	115

Poslinkiai visomis kryptimis ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) buvo vienodo ilgio. Kiekvienas tūris pradėjo judėti nuo analizuojamo KPKT duomenų rinkinio pradžios  $x$  kryptimi, po to  $y$  ir  $z$  kryptimis. Norint nustatyti segmentavimo efektyvumą buvo taikomi du pagrindiniai parametrai: vidutinė šaknies kvadratinė paklaida tarp paviršių (VŠKP) ir segmentavimo trukmė. Gauti rezultatai pateikiami 4.2 lentelėje.

**4.2 lentelė.** Apskaičiuoti pagrindiniai parametrai segmentavimus atliekant su nustyto tūrio ir poslinkio 3D langais

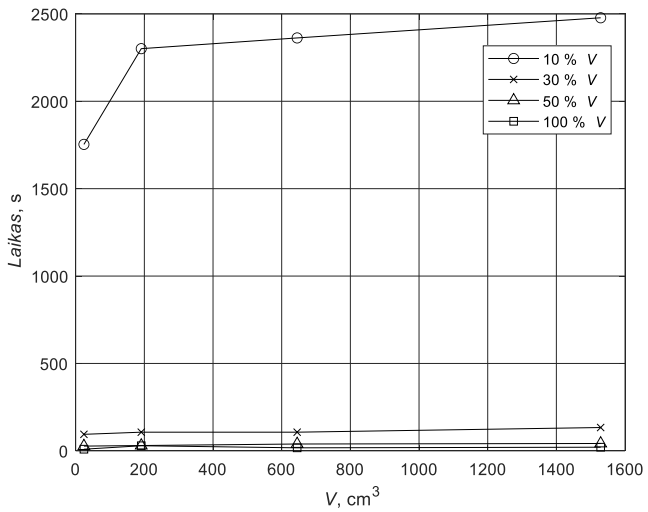
Modelis	$V$ , cm <sup>3</sup>	Poslinkiai, mm							
		100 % $V$		50 % $V$		30 % $V$		10 % $V$	
		VŠKP, mm	Laikas, s	VŠKP, mm	Laikas, s	VŠKP, mm	Laikas, s	VŠKP, mm	Laikas, s
A	24	0,406	9,92	0,338	30,42	0,340	101,88	0,337	1856
	191	0,479	14,54	0,403	33,04	0,368	111,31	0,366	2451
	645	0,501	18,11	0,408	43,57	0,389	118,14	0,377	2541
	1529	↑0,502	21,53	0,484	43,06	0,406	133,15	0,398	↑2813
B	24	0,469	9,53	0,349	23,85	0,359	91,03	0,359	1642
	191	0,413	14,17	0,454	28,38	0,431	99,68	0,426	2063
	645	0,406	15,94	0,427	32,32	0,458	101,89	0,434	2102
	1529	0,451	20,31	0,388	41,15	0,389	138,05	0,452	2165
C	24	0,3929	↓8,80	0,303	27,12	0,288	90,65	↓0,286	1762
	191	0,4021	11,77	0,312	29,85	0,304	109,31	0,304	2389
	645	0,4565	17,89	0,341	41,47	0,311	112,39	0,307	2444
	1529	0,3345	20,51	0,340	42,10	0,319	129,17	0,309	2455

Apskaičiuotos parametų vertės parodė, jog tiksliausi segmentavimo rezultatai gaunami, kai 3D lango tūris ir poslinkis yra minimalūs, tačiau segmentavimo trukmė taikant šiuos parametrus yra ilgiausia. Visų tirtų atvejų vidutinės VŠKP vertės ir vidutinės segmentavimo trukmės yra pateikiamos 4.7, 4.8, 4.9 pav.



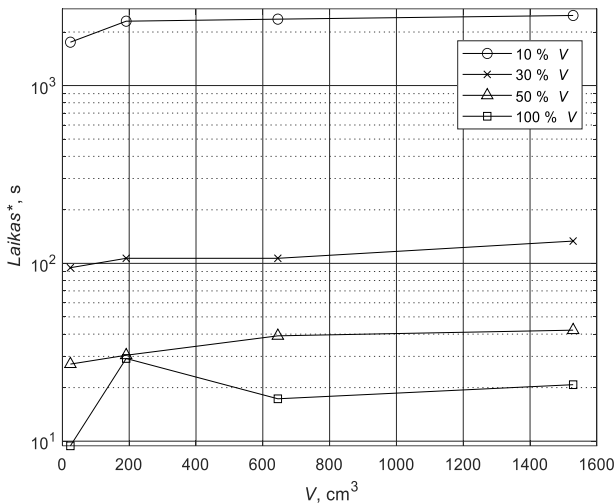
4.7 pav. Apskaičiuotos vidutinės VŠPK vertės esant skirtingų tūrių ir poslinkių 3D langams

Visų tirtų atvejų vidutinės segmentavimo trukmės pateikiamos 4.8 pav.



4.8 pav. Vidutinės segmentavimo trukmės esant skirtingų tūrių ir poslinkių 3D langams

Aiškesniam gautų rezultatų įvertinimui apskaičiuotos pradinės laiko vertės paverstos logaritminėmis (4.9 pav.)



4.9 pav. Laiko priklausomybės nuo skirtingų 3D lango tūrių ir poslinkių, pradinės laiko vertes verčiant logaritminėmis dėl aiškesnio rezultatų įvertinimo

**Diskusija.** Vertinant gautus rezultatus nuspręsta, jog tinkamiausi 3D slenkančio lango parametrai – tūris: 191 cm<sup>3</sup>, poslinkis: 29 mm. Toks sprendimas priimtas įvertinant segmentavimo trukmes bei atsižvelgiant į skirtumus tarp apskaičiuotų VŠPK verčių esant skirtingų tūrių ir poslinkių 3D langams.

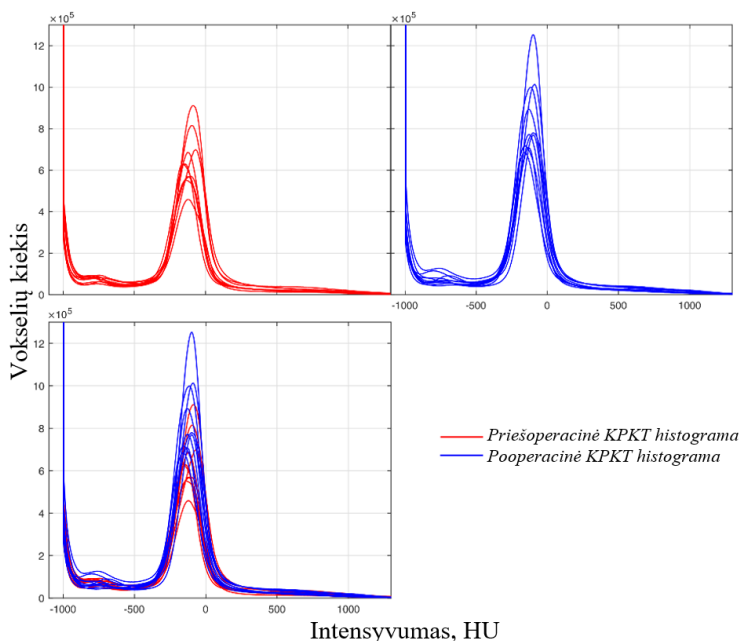
## 5. PASIŪLYTO AUTOMATINIO METODO PRITAIKYMAS

**Duomenys.** Pirmą kartą buvo atliktas bandomasis tyrimas, kuriame panaudoti atsitiktinai parinkti dešimties pacientų KPKT duomenų rinkiniai. KPKT duomenų rinkiniai gauti likus vienai savaitei iki operacijos ir praėjus vienai savaitei po operacijos. Šiuo tyrimu buvo siekiama nustatyti, koks yra tūrinių vaizdo elementų (vokselių) pasiskirstymas pagal HU. Duomenys gauti panaudojant KPKT skenerį i-CAT FLX V17 (110), tūrinio vaizdo elemento dydis – 0,3 mm (izotropinis), skenavimo laukas – 230 mm × 170 mm, skenavimo trukmė – 7 s, elektroninio vamzdžio įtampa – 120 kV, srovė – 5 mA.

Pasiūlyto metodo visiškam išpildymui buvo panaudota 40 naujų KPKT duomenų rinkinių iš Simono Grybausko klinikos duomenų bazės. Prieš atliekant

tyrimus duomenys buvo nuasmeninti. Pusė KPKT tyrimų buvo atlikti žmonėms prieš abiejų žandikaulių operaciją, kita pusė – praėjus apytiksliai vienai savaitei po operacijos. Buvo naudojami tų pačių pacientų duomenys. Visi KPKT duomenys surinkti tomis pačiomis sąlygomis kaip ir bandomajame tyrime.

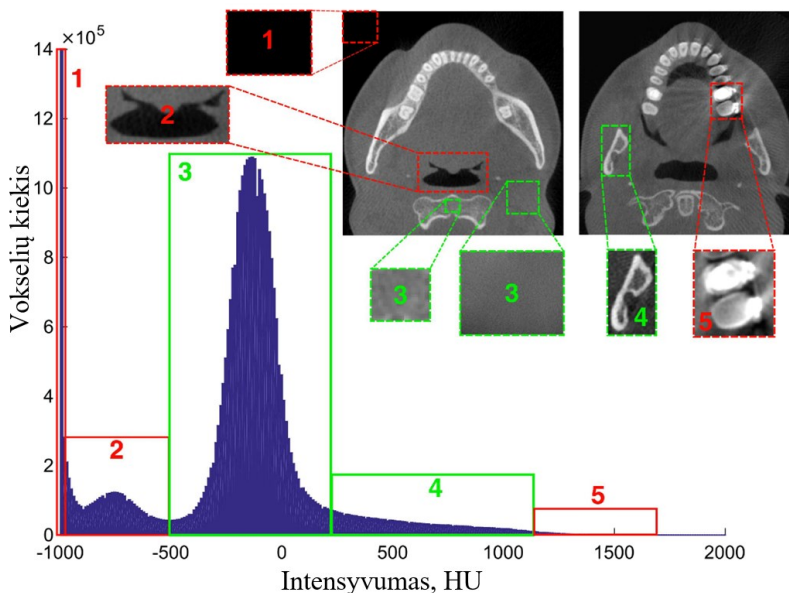
**Rezultatai.** Analizuojant priešoperacines ir pooperacines KPKT histogramas buvo gautos trys gerai išreikštos sritys: oras, vidinės anatominės sritys, turinčios oro, minkštieji audiniai. Veido kaulų sritis nebuvo aiškiai išreikšta. Nevertinant oro srities, kai vertė yra absoliuti ir nekintanti ( $-1000$  HU), minkštųjų audinių sritis buvo labiausiai išreikšta visais tirtais atvejais. Rezultatai pateikiami 5.1 pav.



**5.1 pav.** 10 priešoperacinių ir 10 pooperacinių KPKT histogramų formos

Iš gautų rezultatų buvo nustatytas statistškai reikšmingas skirtumas palyginus pooperacinių KPKT duomenų rinkinį sudarančių vokselių kiekį, sudarantį minkštuosius audinius, su priešoperacinių KPKT duomenų rinkinį sudarančių vokselių kiekiais, sudarančiais minkštuosius audinius (panaudotas porinis *t*-kriterijus,  $p < 0,05$ ). Tam įtakos turėjo pooperacinė paciento būklė. Pooperaciniu laikotarpiu, per pirmąją savaitę, paciento minkštieji audiniai yra labiausiai sutinę, tas ir atsispindi pateiktuose rezultatuose. Kitų sričių statistškai reikšmingi skirtumai atlikus skaičiavimus nebuvo gauti (panaudotas porinis *t*-

kriterijus,  $p > 0,05$ ). Iš bandomajame tyrime panaudotų KPKT duomenų rinkinių buvo surastas vidutinis vokselių pasiskirstymas pagal HU (5.2 pav.).

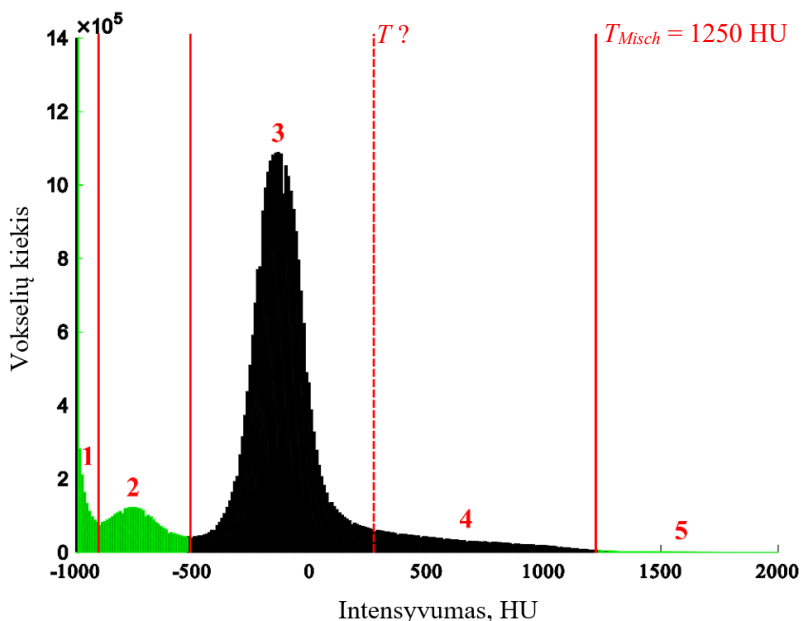


5.2 pav. Tipinė KPKT duomenų rinkinio histograma (114)

Įvertinus atliktą literatūros analizę (103–108) bei bandomąjį tyrimą, KPKT histogramoje gali būti apibrėžtos penkios pagrindinės sritys : oras (5.2 pav., **1**), vidinės anatinės sritys, turinčios oro (kvėpavimo takai, sinusų ertmės) (5.2 pav., **2**), minkštieji audiniai ir veido kaulai (5.2 pav., **3, 4**), taip pat metalo artefaktai ir restauracinės medžiagos (5.2 pav., **5**). Vokselių pasiskirstymas pagal normalųjį skirstinį yra matomas tik 2 ir 3 srityse (5.2 pav.). Nustatyti optimalų slenkstį, kuris galėtų atskirti 3 sritį nuo 4 srities, yra sudėtinga. Taip pat remiantis atlikta literatūros analize (103–108), veido kaulų vokselių intensyvumų pasiskirstymas yra platus, gali svyruoti nuo 0 HU iki 1380 HU. Pritaikius Otsu metodą, automatinio būdu galima surasti du slenkščius, pagal kuriuos galima atlikti 1 ir 2 srities filtraciją iš analizuojamo KPKT duomenų rinkinio.

Atsižvelgiant į anksčiau pristatytą Otsu metodo idėją, histogramos filtras buvo panaudotas siekiant pašalinti nereikalingas sritis. Pagal 5.2 pav. pateiktą histogramą, Otsu metodu automatiškai suradami slenkščiai, pagal kuriuos pašalinama 1 ir 2 sritys. Trečiąjį slenkstį nuspręsta panaudoti kaip nekintantį pagal atliktą literatūros analizę (103–107), jo vertė parinkta pagal Misch (103) klasifikaciją ( $T_{\text{Misch}} = 1250 \text{ HU}$ ). Pagal tai kiekvienos KPKT histogramos

analizės metu yra pašalinamos 1, 2 ir 5 sritys. Nufiltruota histograma pateikiama 5.3 pav.



**5.3 pav.** Nufiltruota histograma, palikus dvi pagrindines sritis, tarp kurių bus ieškoma optimalaus slenksčio pagal Otsu metodą

Įvertinus nufiltruotą histogramą optimalaus slenksčio radimas lieka komplikotas, kadangi nėra matoma gerai išreikšta antroji sritis (veido kaulų). Taip pat galimas persidengimas tarp skirtingų sričių vokselių intensyvumo verčių. Dėl šios priežasties buvo panaudotas 3D slenkantis langas, kuriame atliekama filtracija bei ieškoma optimalaus slenksčio kiekvieno 3D lango poslinkio metu.

Visi KPKT duomenų rinkiniai buvo segmentuoti patyrusio gydytojo taikant globalaus slenksčio parinkimo metodą. Siekiant įvertinti gydytojo segmentavimo patikimumą, šis gydytojas atliko visų atvejų segmentavimus du kartus (dvejų savaitių laikotarpis tarp segmentavimų). Tam buvo apskaičiuotas tarpklasinių koreliacijos koeficientas (angl. *Intraclass Correlation Coefficient*, ICC). Gauti rezultatai parodė stiprią koreliaciją tarp segmentavimų, atliktų skirtingais laikotarpiais. Priešoperacinių atvejų ICC = 0,958, pooperacinių ICC = 0,931.

Pasiūlyto metodo efektyvumui įvertinti buvo pritaikyti penki pagrindiniai parametrai: VŠKP (3.1 formulė), Hausdorfo atstumas (HA):

$$HA = (A, B) = \max \{h(A, B), h(B, A)\}; \quad (5.1)$$

čia  $h(A, B)$  tiesioginis HA:

$$h(A, B) = \max_{a_{x,y,z} \in A} \left\{ \min_{b_{x,y,z} \in B} \|a - b\| \right\}. \quad (5.2)$$

Vidutinis atstumas tarp visų paviršiaus viršūnių (taškų) (VAP):

$$VAP = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^n (a_{x,y,z} - b_{x,y,z}); \quad (5.3)$$

čia  $a_{x,y,z}$  – lyginamojo paviršiaus viršūnių (taškų) koordinatės,  $b_{x,y,z}$  – atraminio paviršiaus viršūnių (taškų) koordinatės,  $N$  – viršūnių (taškų) skaičius. Teigiamos ir neigiamos VAP vertės taip pat buvo apskaičiuotos.

Dice panašumo koeficientas (DPK) buvo apskaičiuotas siekiant įvertinti tūrinį 3D modelių persidengimą:

$$DPK = \frac{2|A \cap B|}{(|A| + |B|)}; \quad (5.4)$$

čia  $A$  – pasiūlytu metodu segmentuotas 3D modelio tūris;  $B$  – gydytojo metodu segmentuotas 3D modelio tūris.

Taip pat buvo apskaičiuotas laikas, kurio prireiks atlikti veido kaulų segmentavimui.

Tyrimams naudotas asmeninis kompiuteris, kurio parametrai buvo šie: *Intel(R) Core(TM) i7-4790 CPU @ 3,60 GHz*, operatyvioji atmintis (RAM) – 16 GB, operacinė sistema – 64-bit *Windows 10*. Metodas buvo įgyvendintas naudojant *Matlab* programinį paketą (licencijos numeris – 40875229, *Mathworks*, JAV).



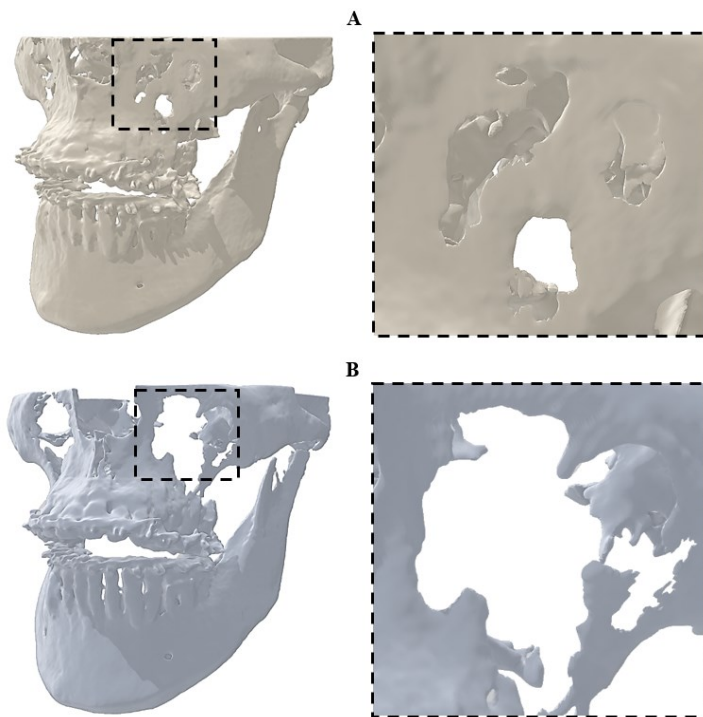
Rezultatai pateikiami 5.1 lentelėje.

**5.1 lentelė.** Rezultatų pateikimas atlikus veido kaulų segmentavimus pasiūlytu automatiniu metodu

Įvertis	Apskaičiuotos parametru vertės
VŠKP, mm	$(0,559 \pm 0,099)^a$   $(0,647 \pm 0,176)^b$
HA, mm	$(0,239 \pm 0,084)^a$   $(0,312 \pm 0,148)^b$
VAP, mm	$(0,043 \pm 0,106)^{1a}$   $(0,102 \pm 0,048)^{2a}$   $(-0,096 \pm 0,064)^{3a}$ $(0,057 \pm 0,134)^{1b}$   $(0,139 \pm 0,013)^{2b}$   $(-0,065 \pm 0,061)^{3b}$
DPK	$(0,921 \pm 0,015)^a$   $(0,911 \pm 0,021)^b$
Laikas, s	$(45 \pm 3,43)^a$   $(47 \pm 2,180)^b$

*a* – priešoperaciniai KPKT; *b* – pooperaciniai KPKT; 1 – VAP; 2 – teigiamas VAP; 3 – neigiamas VAP

Kokybinis metodo įvertinimas pateikiamas 5.4 pav.



**5.4 pav.** Segmentuoti veido kaulai pritaikius automatinį segmentacinį metodą (A), pritaikius globalaus slenksčio parinkimo metodą (B): kairėje – bendras vaizdas; dešinėje – išdidintas vaizdas

**Diskusija ir išvados.** Išdidintose srityse parodyti segmentavimo kokybės skirtumai taikant pasiūlytą automatinį metodą ir globalaus slenksčio parinkimo metodą, kuris dažniausiai taikomas klinikinėje praktikoje. Pateiktas rezultatas rodo, jog segmentavimas taikant 3D slenkančio lango principą suteikia galimybę tiksliau segmentuoti plonus kaulus, šiuo atveju sinusus. Apskaičiuoti įverčiai parodė, kad segmentavimo rezultatai yra tikslūs. Palyginus gautus rezultatus su kitų tyrėjų (6, 13, 14, 16) – taip pat taikant automatinius metodus – pasiektais rezultatais, pasiūlytas metodas nenusileido savo tikslumu. Labiausiai išsiskyrė segmentavimo sparta – vidutinė veido kaulų segmentavimo sparta lygi 46 s. Taip pat HA, VAP įverčiai žymiai skyrėsi (buvo mažesni) lyginant su kitų tyrėjų gautais rezultatais (6, 13, 14, 16).

**Atlikto tyrimo trūkumai – apribojimai.** Šioje daktaro disertacijoje pasiūlyto automatinio metodo įvertinimui buvo panaudoti sausi žmogaus apatiniai žandikauliai. Siekiant įvertinti segmentavimo tikslumą pasiūlytu automatinio metodu tyrimuose turėtų būti naudojami realūs fantomai – žmogaus galva, kuri kartu su minkštaisiais audiniais būtų nuskenuojama KPKT įrenginiu, o tada, pašalinus minkštuosius audinius, veido kaulus nuskenuojant didelės skiriamosios gebos optiniu skeneriu arba mikrokompiuteriniu tomografu. Šitaip būtų gaunamas atraminis 3D modelis, pagal kurį būtų galima apskaičiuoti erdvinius ir tūrinius skirtumus. Dėl finansinių ir technologinių apribojimų to padaryti šiame tyrime nebuvo galimybės. Segmentavimo rezultatai, tyrime gauti taikant pasiūlytą metodą, buvo lyginami su gydytojo gautais rezultatais, siekiant padidinti vertinimo objektyvumą – ekspertų-tyrėjų imtis ateities tyrimuose turėtų būti didesnė. Visi išvardinti tyrimo trūkumai ir apribojimai nesumenkina gautų segmentavimo rezultatų vertės pritaikius automatinių segmentavimo metodą.

## IŠVADOS

1. Ištirtas priešoperacinių ir pooperacinių KPKT duomenų rinkinius sudarančių tūrinių vaizdo elementų pasiskirstymas pagal Hounsfieldo vienetus (HU). Taip pat atlikti bandomieji tyrimai parodė, jog statistiškai reikšmingas skirtumas yra minkštųjų audinių srityje lyginant priešoperacinius pacientų KPKT duomenų rinkinius su pooperaciniais. Bandomojo tyrimo rezultatai bei atlikta išsami literatūros analizė parodė, jog kaulo tankis yra plačiame diapazone pagal HU. Aiškią ribą (vieną slenkstinę vertę) tarp minkštųjų audinių srities ir kaulo visais atvejais nustatyti yra sudėtinga analizuojant KPKT duomenų rinkinio histogramą. Dėl šių priežasčių tradicinis globalaus slenksčio metodas nėra efektyvus, bet jis plačiausiai taikomas praktikoje, siekiant segmentuoti veido kaulus.
2. Siekiant segmentuoti veido kaulus iš KPKT duomenų rinkinio buvo taikomas automatinis metodas. Automatinio metodo koncepciją leido įgyvendinti trys pagrindiniai elementai: KPKT histogramos filtras, 3D slenkantis langas ir Otsu slenksčiavimo metodas. KPKT histogramos filtras buvo panaudotas siekiant analizuojamoje KPKT histogramoje pašalinti nereikalingų sričių (oras, vidinės anatominės sritys, turinčios oro, metalas, restauracinės medžiagos) vokselius, paliekant minkštųjų audinių bei veido kaulų vokselius. 3D slenkantis langas suteikė galimybę surasti optimalias slenkstines vertes lokaliuose apdorojamo KPKT duomenų rinkinio tūriuose. Otsu slenksčiavimo metodu optimalūs slenksčiai tarp minkštųjų audinių srities ir veido kaulų buvo surasti automatiškai.
3. Automatinis veido kaulų segmentavimas, pritaikius 3D slenkantį langą, tapo lokalus. Bandomojo tyrimo metu įvertinta 3D slenkančio lango parametrų įtaka segmentavimo rezultatams. Nustatyta, jog segmentavimo rezultatai gaunami tiksliausi, kai 3D lango tūris yra  $191 \text{ cm}^3$  ir poslinkis – 29 mm.
4. Pasiūlytas automatinis metodas veido kaulų segmentavimui atlikti buvo ištirtas ir įvertintas panaudojus klinikinius KPKT duomenų rinkinius. Automatinio segmentavimo rezultatai palyginti su veido ir žandikaulių chirurgo gautais segmentavimo rezultatais. Apskaičiuoti įverčiai: vidutinė nesutapimo tarp 3D paviršių vertė, vidutinė kvadratinė šaknies vertė tarp 3D paviršių, vidutinis Dice panašumo koeficientas, vidutinė segmentavimo trukmė – parodė galimybę siūlomą metodą pritaikyti klinikinėje praktikoje.

## LITERATŪROS ŠARAŠAS

1. WALLNER, Jürgen, et al. Computed tomography data collection of the complete human mandible and valid clinical ground truth models. *Scientific data*. 2019, (6): 190003.
2. TAHA, A. A. and A. HANBURY. Metrics for evaluating 3D medical image segmentation: analysis, selection, and tool. *BMC medical imaging*. 2015, 15(29).
3. LEBRE, Marie-Ange, et al. Automatic segmentation methods for liver and hepatic vessels from CT and MRI volumes, applied to the Couinaud scheme. *Computers in biology and medicine*. 2019, 110, 42-51.
4. SAKINIS, Tomas, et al. Interactive segmentation of medical images through fully convolutional neural networks. *arXiv preprint arXiv:1903.08205*, 2019.
5. FRIPP, Jurgen, et al. Automatic segmentation of the bone and extraction of the bone–cartilage interface from magnetic resonance images of the knee. *Physics in Medicine & Biology*. 2007, 52(6), 1617-1631.
6. WANG, Li, et al. Automated segmentation of CBCT image using spiral CT atlases and convex optimization. In: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013. pp. 251-258.
7. DESPOTOVIĆ, Ivana; GOOSSENS, Bart; PHILIPS, Wilfried. MRI segmentation of the human brain: challenges, methods, and applications. *Computational and mathematical methods in medicine*. 2015, 2015.
8. DEEB, George, et al. Is cone-beam computed tomography always necessary for dental implant placement? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017, 75(2), 285-289.
9. FOURIE, Zacharias, et al. Segmentation process significantly influences the accuracy of 3D surface models derived from cone beam computed tomography. *European journal of radiology*. 2012, 81(4), 524-530.
10. PAUWELS, Ruben, et al. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015, 44(1).
11. PAUWELS, Ruben, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *The British journal of radiology*. 2013, 86(1021).

12. KATSUMATA, Akitoshi, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2006, 101(5), 652-657.
13. WANG, Li, et al. Automated bone segmentation from dental CBCT images using patch-based sparse representation and convex optimization. *Medical physics*. 2014, 41(4), 1-14.
14. WANG, Li, et al. Automated segmentation of dental CBCT image with prior-guided sequential random forests. *Medical physics*. 2016, 43(1), 336-346.
15. GOLLMER, S., T., and T., M., BUZUG. Fully automatic shape constrained mandible segmentation from cone-beam CT data. In: *2012 9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), May 2-5, 2012, Barcelona, Spain*. IEEE, 2012. pp. 1272-1275.
16. FAN, Yi, et al. Marker-based watershed transform method for fully automatic mandibular segmentation from CBCT images. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2019, 48(2).
17. VAN EIJNATTEN, Maureen, et al. CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. *Medical engineering & physics*. 2018, 51, 6-16.
18. JINKINS, J. Randy (ed.). *Atlas of neuroradiologic embryology, anatomy, and variants*. Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
19. MARDIA, Kanti, et al. Statistical assessment of bilateral symmetry of shapes. *Biometrika*. 2000, 87(2), 285-300.
20. CHEONG, Y., W., and L. LUN-JOU. Facial asymmetry: etiology, evaluation, and management. *Chang Gung Medical Journal*. 2011, 34(4), 341-351.
21. LUNDSTRÖM, Anders. Some asymmetries of the dental arches, jaws, and skull, and their etiological significance. *American Journal of Orthodontics*. 1961, 47(2), 81-106.
22. BISHARA, S., E., et al. Dental and facial asymmetries: a review. *The Angle Orthodontist*. 1994, 64(2), 89-98.
23. ANISON, Job Jacob et al. Understanding Asymmetry—A Review. *Biomedical and Pharmacology Journal*. 2015, 8(October Spl Edition), 659-668.
24. SRIVASTAVA, Dharendra, et al. Facial asymmetry revisited: Part I-diagnosis and treatment planning. *Journal of oral biology and craniofacial research*. 2018, 8(1), 7-14.
25. WANG, Tim T., et al. Discriminative thresholds in facial asymmetry: a review of the literature. *Aesthetic surgery journal*. 2017, 37(4), 375-385.

26. SHACKELFORD, T., K., and R., J., LARSEN. Facial asymmetry as an indicator of psychological, emotional, and physiological distress. *Journal of personality and social psychology*. 1997, 72(2), 456-466.
27. THORNHILL, R., and A., P., MØLLER. Developmental stability, disease and medicine. *Biological Reviews*. 1997, 72(4), 497-548.
28. BUSS, David M. Sex differences in human mate selection criteria: An evolutionary perspective. *Sociobiology and psychology: Ideas, issues, and applications*. 1987, 335-352.
29. RHODES, Gillian, et al. Facial symmetry and the perception of beauty. *Psychonomic Bulletin & Review*. 1998, 5(4), 659-669.
30. SAMMAN, Nabil, et al. Analysis of 300 dentofacial deformities in Hong Kong. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1992, 7(3), 181-185.
31. SEVERT, T., R., and W., R., PROFFIT. The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1997, 12(3), 171-176.
32. HARAGUCHI, Seiji, et al. Facial asymmetry in subjects with skeletal Class III deformity. *The Angle Orthodontist*. 2002, 72(1), 28-35.
33. KATSUMATA, Akitoshi, et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005, 99(2), 212-220.
34. CHEW, Ming Tak. Spectrum and management of dentofacial deformities in a multiethnic Asian population. *The Angle Orthodontist*. 2006, 76(5), 806-809.
35. LITJENS, Geert, et al. A survey on deep learning in medical image analysis. *Medical Image Analysis*. 2017, 42, 60-88.
36. PHAM, D., L., et al. Current methods in medical image segmentation. *Annual review of biomedical engineering*, 2000, 2(1), 315-337.
37. HO, Cheng-Ting, et al. Three-dimensional surgical simulation improves the planning for correction of facial prognathism and asymmetry: A qualitative and quantitative study. *Scientific reports*. 2017, 7(1), 1-10.
38. SANTANDER, Petra, et al. Comprehensive 3D analysis of condylar morphology in adults with different skeletal patterns – a cross-sectional study. *Head & Face Medicine*. 2020, 16(1), 1-10.
39. LIN, Hsiu-Hsia, et al. 3D printing in orthognathic surgery – A literature review. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2018, 117(7), 547-558.

40. LOUBELE, Miet, et al. Assessment of bone segmentation quality of CT scanners using laser scanning. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2006, 1(7), 400-402.
41. POLETI, M., L., et al. Analysis of linear measurements on 3D surface models using CBCT data segmentation obtained by automatic standard pre-set thresholds in two segmentation software programs: an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2016, 20(1), 179-185.
42. ENGELBRÉCHT, W., P., et al. The influence of the segmentation process on 3D measurements from cone beam computed tomography-derived surface models. *Clinical oral investigations*. 2013, 17(8), 1919-1927.
43. CUI, Z., et al. Automatic tooth instance segmentation and identification from cone beam CT images. In *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. 2019. pp. 6368-6377.
44. LEE, R., J., et al. Monitoring of tyodont root movement via crown superimposition of single cone-beam computed tomography and consecutive intraoral scans. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014, 145(3), 399-409.
45. JUNG, W., et al. Combining volumetric dental CT and optical scan data for teeth modeling. *Computer-Aided Design*. 2015, 67, 24-37.
46. MORCOS, S., S., and P., K., PATEL. The vocabulary of dentofacial deformities. *Clinics in plastic surgery*. 2007, 34(3), 589-599.
47. BAI, Shizhu, et al. Computer-aided design and computer-aided manufacturing locating guides accompanied with pre-bent titanium plates in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012, 70(10), 2419-2426.
48. ISSA S., A. and H., A. ABDULNABI. Outcomes of using pre-bent reconstruction plates in mandibular reconstruction. *European Journal of oral and Maxillofacial Surgery*. 2020, 4(1), 1-7.
49. HU, YiHui, et al. Simultaneous treatment of temporomandibular joint ankylosis with severe mandibular deficiency by standard TMJ prosthesis. *Scientific Reports*. 2017, 7, 45271.
50. KIM, Jung-Hoon, et al. Accuracy of 3-dimensional virtual surgical simulation combined with digital teeth alignment: a pilot study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017, 75(11), 2441.e1-2441.e13.
51. HWANG, Hyeon-Shik, et al. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006, 130(6), 779-785.

52. JI, H., et al. Computer-assisted osteotomy guides and pre-bent titanium plates improve the planning for correction of facial asymmetry. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2019, 48(8), 1043-1050.
53. SWENNEN, Gwen RJ, et al. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009, 67(10), 2080-2092.
54. CEVIDANES, Lucia HC, et al. Clinical application of 3D imaging for assessment of treatment outcomes. *Seminars in orthodontics*. 2011, 17(1), 72-80.
55. CHEN, Hui, et al. Accuracy of MDCT and CBCT in three-dimensional evaluation of the oropharynx morphology. *European Journal of Orthodontics*. 2018, 40(1), 58-64.
56. HAMMOUDEH, J., A., et al. Current status of surgical planning for orthognathic surgery: traditional methods versus 3D surgical planning. *Plastic and reconstructive surgery Global open*. 2015, 3(2), e307.
57. Materialise Mimics. Available online: <https://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite/mimics> (accessed on 5 May 2017).
58. Dolphin imaging. Available online: <https://www.dolphinimaging.com/> (accessed on 15 December 2015).
59. NemoFab. Available online: <https://www.nemotec.com/en/software/nemofab> (accessed on 4 July 2017).
60. MARDINI, Samir, et al. Three-dimensional preoperative virtual planning and template use for surgical correction of craniosynostosis. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. 2014, 67(3), 336-343.
61. GARCÍA-MATO, D., et al. Craniosynostosis surgery: workflow based on virtual surgical planning, intraoperative navigation and 3D printed patient-specific guides and templates. *Scientific reports*. 2019, 9(1), 1-10.
62. CAITI, Giuliana, et al. Positioning error of custom 3D-printed surgical guides for the radius: influence of fitting location and guide design. *International journal of computer assisted radiology and surgery*. 2018, 13(4), 507-518.
63. LI, Biao, et al. A new approach of splint-less orthognathic surgery using a personalized orthognathic surgical guide system: a preliminary study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2017, 46(10), 1298-1305.



64. GIOVANNI, Badiali, et al. Validation of a patient-specific system for mandible-first bimaxillary surgery: ramus and implant positioning precision assessment and guide design comparison. *Scientific Reports*. 2020, 10(1).
65. STEINBACHER, D., M. Three-dimensional analysis and surgical planning in craniomaxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015, 73(12), S40-S56.
66. CEVIDANES, Lucia HS, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005, 34(6), 369-375.
67. WEISSHEIMER, André, et al. Fast three-dimensional superimposition of cone beam computed tomography for orthopaedics and orthognathic surgery evaluation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2015, 44(9), 1188-1196.
68. SHAHEN, Shereef, et al. United Reference Method for three-dimensional treatment evaluation. *Progress in orthodontics*. 2018, 19(1), 1-8.
69. GKANTIDIS, Nikolaos, et al. Evaluation of 3-dimensional superimposition techniques on various skeletal structures of the head using surface models. *PLoS One*. 2015, 10(2), e0118810.
70. PERIAGO, Danielle R., et al. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *The Angle Orthodontist*. 2008, 78(3), 387-395.
71. SUOMALAINEN, Anni, et al. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008, 37(1), 10-17.
72. LIANG, Xin, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European journal of radiology*. 2010, 75(2), 270-274.
73. KOERICH, Leonardo, et al. Rapid 3D mandibular superimposition for growing patients. *The Angle Orthodontist*. 2017, 87(3), 473-479.
74. ALMUKHTAR, Anas, et al. Comparison of the accuracy of voxel based registration and surface based registration for 3D assessment of surgical change following orthognathic surgery. *PloS One*. 2014, 9(4), e93402.
75. HÄNER, Simeon T., et al. Voxel-based superimposition of serial craniofacial CBCTs: Reliability, reproducibility and segmentation effect on hard-tissue outcomes. *Orthodontics & craniofacial research*. 2020, 23(1), 92-101.

76. GARIB, Daniela, et al. Superimposition of maxillary digital models using the palatal rugae: Does ageing affect the reliability? *Orthodontics & craniofacial research*. 2019, 22(3), 183-193.
77. PARK, Tae-Joon, et al. A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model. *The Korean Journal of Orthodontics*, 2012, 42(4), 169-181.
78. PONCE-GARCIA, Cecilia, et al. Measurement error and reliability of three available 3D superimposition methods in growing patients. *Head & Face Medicine*, 2020, 16(1), 1.
79. RUELLAS, Antonio Carlos de Oliveira, et al. 3D mandibular superimposition: comparison of regions of reference for voxel-based registration. *PLoS One*. 2016, 11(6), e0157625.
80. LIEBREGTS, Jeroen, et al. One-year postoperative skeletal stability of 3D planned bimaxillary osteotomies: maxilla-first versus mandible-first surgery. *Scientific reports*. 2019, 9(1), 1-9.
81. TONIN, Renata Hernandes, et al. Accuracy of 3D virtual surgical planning for maxillary positioning and orientation in orthognathic surgery. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2020, 23(2), 229-236.
82. WEISSHEIMER, A., et al. Fast three-dimensional superimposition of cone beam computed tomography for orthopaedics and orthognathic surgery evaluation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2015, 44(9), 1188-1196.
83. CHANG, Yu-Jen, et al. Accuracy assessment of computer-aided three-dimensional simulation and navigation in orthognathic surgery (CASNOS). *Journal of the Formosan Medical Association*. 2020, 119(3), 701-711.
84. JAYARATNE, Yasas SN, et al. Three-dimensional color maps: a novel tool for assessing craniofacial changes. *Surgical innovation*. 2010, 17(3), 198-205.
85. WALLNER, Jürgen, et al. Clinical evaluation of semi-automatic open-source algorithmic software segmentation of the mandibular bone: Practical feasibility and assessment of a new course of action. *PLoS One*. 2018, 13(5), e0196378.
86. KRČAĀ, Marcel, et al. Fully automatic and fast segmentation of the femur bone from 3D-CT images with no shape prior. In *2011 IEEE international symposium on biomedical imaging: from nano to macro. March 30 – April 2, 2012, Chicago, IL, USA*. IEEE, 2011. pp. 2087-2090.

87. LINARES, Oscar Cuadros, et al. Mandible and skull segmentation in cone beam computed tomography using super-voxels and graph clustering. *The Visual Computer*. 2019, 35(10), 1461-1474.
88. WANG, L., I., et al. Validation of bone segmentation and improved 3-D registration using contour coherency in CT data. *IEEE transactions on medical imaging*. 2006, 25(3), 324-334.
89. MINNEMA, Jordi, et al. CT image segmentation of bone for medical additive manufacturing using a convolutional neural network. *Computers in biology and medicine*. 2018, 103, 130-139.
90. VAN EIJNATTEN, Maureen, et al. The impact of manual threshold selection in medical additive manufacturing. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2017, 12(4), 607-615.
91. OTSU, Nobuyuki. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*. 1979, 9(1), 62-66.
92. BARANDIARAN, Iñigo, et al. An automatic segmentation and reconstruction of mandibular structures from CT-data. In: *International Conference on Intelligent Data Engineering and Automated Learning*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009. p. 649-655.
93. INDRASWARI, Rarasmaya, et al. Automatic segmentation of mandibular cortical bone on cone-beam CT images based on histogram thresholding and polynomial fitting. *International Journal of Intelligent Engineering and Systems*. 2019, 12(4), 130-141.
94. HOJJATOLESLAMI, S., A. and J., KITTLER. Region growing: a new approach. *IEEE Transactions on Image processing*. 1998, 7(7), 1079-1084.
95. XI, Tong, et al. A novel region-growing based semi-automatic segmentation protocol for three-dimensional condylar reconstruction using cone beam computed tomography (CBCT). *PloS One*. 2014, 9(11), e111126.
96. CHEN, Xiaojun, et al. A semi-automatic computer-aided method for surgical template design. *Scientific reports*. 2016, 6(1), 1-18.
97. MAH, P., et al. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010, 39(6), 323-335.
98. DE VOS, W., et al. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009, 38(6), 609-625.

99. MOZZO, P., et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*. 1998, 8(9), 1558-1564.
100. ZHANG, G., et al. Bowtie filtration for dedicated cone beam CT of the head and neck: a simulation study. *The British journal of radiology*. 2013, 86(1028).
101. MIRACLE, A., C., and S., K., MUKHERJI. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *American Journal of Neuroradiology*. 2009, 30(6), 1088-1095.
102. MOLTENI, Roberto. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2013, 116(1), 105-119.
103. MISCH, Carl E. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1999, 8(1), 90.
104. NORTON, M., R., and C., GAMBLE. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical oral implants research*. 2001, 12(1), 79-84.
105. NAITOH, Munetaka, et al. Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004, 19(2), 239-246.
106. NAITOH, Munetaka, et al. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical oral implants research*. 2009, 20(5), 503-506.
107. ARANYARACHKUL, Prasit, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005, 20(3), 416-424.
108. LIANG, Xin, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European journal of radiology*. 2010, 75(2), 270-274.
109. CBCT device: i-CAT™ FLX V17. Access through link: <https://www.kavo.com/en-us/imaging-solutions/i-cat-flx-v-series-cone-beam-3d-imaging>.
110. PARINYACHAIPHUN, Sikkared, et al. Considerations for placement of mandibular buccal shelf orthodontic anchoring screw in Class III hyperdivergent and normodivergent subjects—A cone beam computed tomography study. *Orthodontic Waves*. 2018, 77(1), 44-56.

111. Mitutoyo, CRYSTA-APEX S SE. Access through link: [https://www.mitutoyo.com/wp-content/uploads/2013/01/2097\\_CRYSTA\\_ApexS.pdf](https://www.mitutoyo.com/wp-content/uploads/2013/01/2097_CRYSTA_ApexS.pdf) (p. 1).
112. RYNIĘWICZ, Wojciech, et al. Geometrical parameters of the mandible in 3D CBCT imaging. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2019, 39(2), 301-311.
113. Creaform. Portable 3D optical scanner: HandySCAN 700. Access through link: [https://www.creaform3d.com/sites/default/files/assets/brochures/files/handyscan3d\\_brochure\\_en\\_hq\\_21032017\\_2.pdf](https://www.creaform3d.com/sites/default/files/assets/brochures/files/handyscan3d_brochure_en_hq_21032017_2.pdf)
114. VAITIEKŪNAS, Mantas, et al. Automatic Method for Bone Segmentation in Cone Beam Computed Tomography Data Set. *Applied Sciences*. 2020, 10(1), 236.

## PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS

Publikacijos tarptautiniuose moksliniuose žurnaluose, turinčiuose cituojamumo rodiklį Thomson Reuters Web of Knowledge duomenų bazėje

1. Rutkūnas, V; Gečiauskaite, A; Jegelevičius, D; Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *European Journal of Oral Implantology*. Volume: 10 Pages: 101-120 Supplement: 1. [IF: 2.809]
2. Vaitiekūnas, M; Jegelevičius, D; Sakalauskas, A; Grybauskas, S. (2020). Automatic Method for Bone Segmentation in Cone Beam Computed Tomography Data Set. *Applied Sciences-Basel*. Volume: 10 Issue: 1. [IF: 2.217]

Publikacijos tarptautinėse konferencijose

1. Vaitiekūnas, M; Jegelevičius, D; Sakalauskas, A; Grybauskas, S. Method for Automatic 3D Bone Segmentation in CBCT Data. *Abstract book at EMBEC'17 & NBC'17 : the joint conference of the European medical and biological engineering conference (EMBEC) and the Nordic-Baltic conference on biomedical engineering and medical physics (NBC)*, June 11-15, 2017, Tampere, Finland / organized by BioMediTech, Finnish Society for Medical Physics and Medical Engineering. [S.l.] : [s.n.]. 2017, 471, p. 184.
2. Vaitiekūnas, M. Evaluation of short and long-term surgical outcomes and morphological changes by means of superimposition. Oral presentation. *BSCOSO (Baltic Sea Community on Orthognathic Surgery and Orthodontics) Winter Course*. Lithuania, Vilnius. 2018.
3. Vaitiekūnas, M. Automatinė veidinės dalies kaulų segmentacija kompiuterinės tomografijos vaizduose. *Fizinių ir technologijos mokslų tarpdalykiniai tyrimai: 10-oji jaunųjų mokslininkų konferencija: pranešimų santraukos*. Vilnius: [Lietuvos mokslų akademija]. 2020. p. 27.

## INFORMACIJA APIE AUTORIŲ

Gimė 1990 m. rugpjūčio 15 d. Kaišiadoryse.

### Išsilavinimas:

2009 m. – vidurinis, Pajevonio vid. mokykla (Vilkaviškio r.)

2013 m. – elektronikos inžinerijos bakalauro kvalifikacinis laipsnis

(telekomunikacijų studijų programa, specializacija – belaidžio ryšio technologijos), Kauno technologijos universitetas, Telekomunikacijų ir elektronikos fakultetas

2015 m. – biomedicinos inžinerijos magistro kvalifikacinis laipsnis (biomedicininės inžinerijos studijų programa), Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas

2015–2021 m. – Biomedicininės inžinerijos instituto doktorantas (Technologiniai mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija (T 001), Kauno technologijos universitetas.

### **Darbo patirtis:**

2019–2020 m. – jaunesnysis mokslo darbuotojas, Biomedicininės inžinerijos institutas, Kauno technologijos universitetas

2020 m. – biomedicinos inžinierius, UAB „Reface“, Vilnius

2020 m. – medicinos inžinierius, UAB „Veido chirurgija“, Vilnius

### **Mokslinių interesų sritys:**

Mediciniinių vaizdų (KPKT, KT, MRT) apdorojimo metodai ir jų taikymai veido ir žandikaulių chirurgijoje, ortodontijoje, ortopedinėje odontologijoje.

el. paštas: mantas.vaitiekunas@ktu.lt.

## **ABSTRACT**

### **Research object**

The research is based on the development and investigation of the methods for automatic segmentation of facial bones in CBCT datasets (pre- and post-operative) in accordance with the preparation of 3D VSP and monitoring of facial bones during the treatment.

### **Relevance of the Research**

Computer-aided three dimensional (3D) processing of medical images is becoming an important way to reduce the time of pathology diagnosis, to confirm an accurate treatment plan, or to evaluate the postoperative follow-up (1). 3D segmentation is one of the most important steps in medical image processing (2). This is important in many different disciplines of medicine (3 – 5). With the increasing amount of medical data through the use of various imaging modalities (X-ray, magnetic resonance imaging (MRI), nuclear medicine, ultrasound), the time to segment selected volume of an anatomical

region should be reduced. There are a variety of different software packages that can segment selected anatomical regions. However, segmentation is usually based on manual segmentation, where the final result depends on the experience of the user. For this reason, time and experience are the most important factors affecting the quality of segmentation (6, 7). The same reason is relevant in dentistry, especially, in oral and maxillofacial surgery, orthognathic surgery and orthodontics, where the accuracy of facial bones segmentation is important to ensure the accurate diagnosis of facial asymmetry (8), to prepare an accurate virtual surgical plan (VSP) (9), or to successfully follow the patient's condition during (10) or after treatment (11). In the last decade, Cone Beam Computed Tomography (CBCT) has become the most popular imaging modality due to its lower radiation dose and shorter acquisition time compared to conventional multislice CT. However, the images of CBCT are usually noisy and have beam hardening artefacts. The technical parameters of CBCT also affect the ability to correctly display Hounsfield units (HU) of head tissues (immediately after surgery when soft tissue edema is present) in contrast to the conventional CT (12, 13). These disadvantages also affect the image quality and the accuracy of bone segmentation (14). For these reasons, 3D VSP and evaluation of postoperative follow-up must be performed by using segmentation by highly experienced surgeons.

Unfortunately, currently, there are no accurate and reliable methods to perform segmentation automatically, rapidly, and accurately that can be applied in clinical practice. Wang *et al.* published three studies dedicated to fully automated bone segmentation using CBCT images (6, 15, 16). In the studies of 2013 (6) and 2014 (15), the principle of the automatic method was patch-based sparse representation. A patient-specific atlas (probability map) with a sparse label fusion strategy from the conventional CT atlases was used as a first estimation. Then, a convex segmentation framework was used to obtain the final result. The presented method resulted in accurate segmentation, but the main limitation of this method was the computational time (about 5 h (15)). In addition, the variety of CBCT datasets (patients with metallic implants, metallic plates, and various facial asymmetries) in their studies was low. Data collection from CT, with the objection to obtain more variety of atlases, is complicated in terms of bioethics requirements. In a study from 2016 (16), the same authors also proposed a new automatic method that used the random forest. The multiclass classifier was used to create probability maps for each region of interest (the mandible, the maxilla, and the background). The results of the method were almost the same as in the previous study (15), but they also suffered from some similar limitations: the limited amount of CBCT data and also the relatively high computational time of segmentation (20 min). Minnema *et al.*, 2018 (17) proposed a fully automatic method based on the convolutional neural network



(CNN). The fully automatic CNN was able to accurately segment the skull. However, the efficiency of the method was evaluated only with CT datasets which are much less noisy compared to CBCT datasets. The variety of segmented anatomical regions could also be increased. Gollmer *et al.*, 2012 presented a fully automatic method for mandible segmentation. In this research, segmentation was based on the idea of using the statistical shape model (SSM). The method showed accurate results, however, like the previous authors, the researchers also tested the algorithm with only six CBCT datasets (18). Fan *et al.*, 2019 (19) proposed an automatic method for mandible segmentation. In their study, the marker-based watershed transform method was used. The authors performed accurate and sufficiently fast (12–14 min per dataset) segmentation on 20 CBCT datasets. Segmentation errors were obtained mainly in the three basic regions – around the wisdom teeth, condyles and dental enamel. The reasons for the segmentation errors were the different (greater) or equal intensity of the selected basic markers (the mandible and the background). Performing manual processing in these regions was recommended. Eijnatten *et al.*, 2018 (20) performed a literature review of different bone segmentation methods. The authors found that global thresholding is the most commonly used method for bone segmentation. However, a limitation of this method is that it requires manual post-processing.

## **Scientific-Technological questions**

The scientific-technological questions that are being resolved in this thesis are:

How can segmentation of facial bones be performed independently of the operator's influence on the segmentation result?

How can automatic segmentation of facial bones be as accurate as the one performed by an experienced operator and be performed within a significantly lower amount of time and without the use of large computer computing resources?

## **Working Hypothesis**

It is possible to perform automatic segmentation of facial bones independently of the operator's influence and the variability of the segmentation result.

It is possible to apply automatic segmentation in order to reduce the time required to prepare a VSP and evaluate the condition of the facial bones.

## **The Aim of the Research**

To develop and investigate the automatic method for facial bones segmentation in cone beam computed tomography datasets (CBCT).

## **The Objectives of the Research**

1. To investigate the distribution of volumetric elements (voxels) in the preoperative and postoperative CBCT datasets by Hounsfield units (HU).
2. To develop an automatic method to perform the segmentation of facial bones in CBCT dataset.
3. To investigate the influence of the 3D sliding window on the segmentation results.
4. To investigate and evaluate the efficiency of the proposed automatic method for facial bones segmentation using clinical CBCT datasets.

## **Scientific Novelty**

In this doctoral thesis, an automatic method for facial bones segmentation in CBCT dataset was developed. The segmentation of facial bones is automated by using a locally assessed distribution of voxel intensities. Three basic elements are used to implement the automatic segmentation: 3D sliding window, histogram filter, and thresholding based on Otsu's method. The 3D window allows finding optimal thresholds based on Otsu's method in the local volumes of the analysed CBCT dataset. Accordingly, the influence of the operator on the result of facial bones segmentation is reduced. Fast and efficient segmentation of facial bones is achieved by using CBCT datasets with different quality – obtained before orthognathic surgery and one week after orthognathic surgery, when the patient's soft tissue is most swollen.

## **Practical value of the work**

- The developed automatic method could serve as a tool for various software products to perform facial bones segmentation.
- It could also be used for inexperienced operators (doctors, medical engineers) to obtain accurate bone segments for performing VSP or assessing bone changes after surgery.

- The automatic method for the facial bones segmentation reduces the time to perform the segmentation. The method does not require access to a computer with high computing power.

### **The statements presented for defense**

1. Local thresholding can be used to find optimal thresholds when analyzing CBTC datasets. Segmentation becomes more objective and independent of the operator's experience. Local thresholding is less time consuming compared to with manual or semi-automatic segmentation.
2. A fast and efficient method for the segmentation of facial bones from CBCT datasets has been developed. The volume differences between automatically segmented facial bones and the reference (segmented by an experienced surgeon) were statistically insignificant ( $p > 0.05$ ).
3. The proposed facial bones segmentation method is superior to other automatic methods (Wang *et al.*, 2016; Fan *et al.*, 2019, van Eijnatten *et al.*, 2017) found in the current scientific literature in terms of the segmentation speed and efficiency.

### **Approbation**

In total, the results of the doctoral dissertation have been published in 2 publications: 2 papers have been published in foreign periodic journals referred in the Journals of the Master List of Thomson Reuters Web of Science (with the impact factor). The results were presented in 3 international scientific conferences held in Finland (Tampere) and in Lithuania (Vilnius, Kaunas).

### **Structure and contents of the dissertation**

The dissertation consists of an introduction, four chapters, general conclusions, the list of references, and the list of publications of the author. The dissertation is organized as follows:

1. In the first chapter, the clinical significance of segmentation of facial bones is presented. The main applications (evaluation of facial asymmetry, preparation of a virtual surgical plan, fabrication of patient-specific surgical guides, and the further patient's follow-up) of facial bones segmentation were reviewed.
2. In the second chapter, a critical review was carried out in order to analyze the currently existing methods for the automatic segmentation of facial bones from CBCT datasets. The main problems of the reviewed methods were determined. The main factors affecting the quality of the CBCT

dataset were also reviewed. The histograms of conventional multislice CT and CBCT datasets were analyzed based on the reviewed scientific literature.

3. In the third chapter, experimental investigation of the limitations of CBCT imaging and the evaluation of a reference scanning system were performed.
4. In the fourth chapter, the concept of the proposed automatic segmentation for facial bones from CBCT datasets was proposed. Optically scanned anatomical models (mandibles) were used to evaluate the influence of a 3D sliding window on the segmentation results.
5. In the fifth chapter, investigation of the proposed automatic method for facial bones segmentation was performed with clinical data (forty CBCT datasets were used in the research).
6. General conclusions are presented in the last chapter.

The overall volume of the dissertation is 95 pages, including 64 figures, 13 tables, 23 equations and 161 bibliographic references.

## **Conclusions**

1. The distribution of voxels HU values was investigated in the histograms of preoperative and postoperative CBCT datasets. The research showed that a significant difference was observed in the soft tissue area when comparing preoperative and postoperative CBCT datasets. It was found that the reason for it was the fact that the soft tissue was swollen after the performed orthognathic surgery. The results of the research showed that the voxels distribution of the facial bones could not be clearly identified. Determining the threshold between the soft tissue and the bone is complicated. For this reason, more accurate and sensitive methods are needed than the global thresholding method which is most commonly used in the clinical practice. Also, in order to reduce the time required to perform accurate evaluation of the patient's condition (during different phases of treatment) and to exclude the user's experience (in performing an accurate virtual surgical plan), an automatic segmentation method is required.
2. An automatic method for the facial bones segmentation in CBCT dataset was developed. Three basic parts were used in the developed method: Histogram filter, 3D sliding window and Otsu's thresholding method. The histogram filter was chosen to maintain the conditions in order to leave two useful anatomical regions from the histogram, which were defined between soft tissues and facial bones. The 3D sliding

- window made the segmentation a local by the determined volume and the shift of the 3D window.
3. The investigation of the 3D sliding window was performed to evaluate its influence on the segmentation results. The best repeatability of the two 3D model outer surfaces is achieved when the volume of the 3D window is 191 cm<sup>3</sup>, and the shift of the 3D window is 29 mm. This selection was based on the aggregate estimation of the segmentation time and the 3D deviation by calculating RMS between the automatically segmented and optically scanned (reference) outer surfaces.
  4. The proposed automatic method for the facial bones segmentation was investigated and evaluated against the results of reference segmentations performed by an experienced surgeon. Forty CBCT datasets were used. The calculated performance metrics (RMS, HD, DSC, MSD, and the segmentation time) showed high clinical accuracy of segmentation. The proposed automatic method could be applied in the clinical practice (especially in orthognathic surgery). The implementation of the proposed method is simple and fast; it does not require access to a computer with high computing power.

## **INFORMATION ABOUT THE AUTHOR**

Born on August 15, 1990, in Kaišiadorys, Lithuania.

### **Education:**

2009 – secondary education, Pajevonys secondary school (Vilkaviškis District Municipality, Lithuania)

2013 – BA in electronics engineering (Telecommunications study programme), Kaunas University of Technology, Faculty of Telecommunications and electronics

2015 – MA of biomedical engineering, Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering

2015 – 2021 – doctoral student at Biomedical Engineering Institute (electrical and electronics engineering science, T 001), Kaunas University of Technology.

### **Work experience:**

2019 – 2020 – Junior researcher, Biomedical Engineering Institute, Kaunas University of Technology.

Since 2020 Biomedical engineer, JSC *Reface*, Vilnius, Lithuania.

Since 2020 Medical engineer, JSC *Veido chirurgija*, Vilnius, Lithuania.

**Scientific interests:**

Algorithms for medical image (CBCT, CT, MRI) processing and applications in orthognathic surgery, orthodontics, orthopedic dentistry.

E-mail: mantas.vaitiekunas@ktu.lt.

UDK 621.391:004+616-073+611.9](043.3)

SL344. 2021-06-07, 4,5 leidyb. apsk. I. Tiražas 50 egz. Užsakymas 152.  
Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas  
Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas