



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Atraminių orientyrų įtaka skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui

Baigiamasis magistro studijų projektas

Mykolas Akulauskas

Projekto autorius

doc. Darius Jegelevičius

Vadovas

Kaunas, 2020



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Atraminių orientyrų įtaka skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Mykolas Akulauskas

Projekto autorius

doc. Darius Jegelevičius

Vadovas

doct. Mantas Jucevičius

Recenzentas

Kaunas, 2020



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Mykolas Akulauskas

Atraminių orientyrų įtaka skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad mano, Mykolo Akulausko, baigiamasis projektas tema „Atraminių orientyrų įtaka skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui“ yra parašytas visiškai savarankiškai ir visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

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

Mykolas Akulauskas

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Akulauskas Mykolas. Atraminų orientyrų įtaka skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui. Magistro baigiamasis projektas vadovas doc. dr. Darius Jegelevičius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Bioinžinerija, inžinerijos mokslai.

Reikšminiai žodžiai: 3D skenavimas, odontologija, 3D matavimai, intraoraliniai skeneriai, atraminiai orientyrai, skenavimo kūnai.

Kaunas, 2020. 40 p.

Santrauka

Šiuolaikinė dantų protezų gamyba remiasi intraoraliniais skeneriais skaitmenizuojamų skenavimo kūnų, nurodančių dantų implantų poziciją, tikslumu. Tikslumui vertinti naudojami įvairūs skaitmenizuoto skenavimo kūno poziciją dantų lanke nusakantys įverčiai. Šių įverčių vertinimas esamuose tyrimuose yra tiesiogiai priklausomas nuo tiriamų skenavimo kūnų. Dėl šios priežasties atsiranda būtinybė į vykdomus įverčių vertinimo protokolus įtraukti nepriklausomą nuo skenavimo kūnų orientyrą, konstruojamą pasitelkiant skaitmenizuotame dantų lanke esančius būdinguosius regionus. Šio darbo tikslas išanalizuoti atliekamus odontologinius matavimus ir parinkti galimas atraminų orientyrų vietas ir formas.

Darbo metu atraminio orientyro konstravimui pasirinktos kartu su dantų lanku skaitmenizuotos penkios metrologinės sferos išdėstytos žandinėje dantėnų pusėje. Sferų centrų pagalba konstruojamas atraminis orientyras – plokštuma, kuriuo vadovaujantis vertinami tyrimuose naudojami įverčiai: rotacija, anguliacija ir vertikalus poslinkis. Atlikus rotacijos įverčio analizę, buvo pastebėta, kad naudojamas vertinimas yra priklausomas nuo skenavimo kūnų pasvirimo – anguliacijos. Atsižvelgiant į tai buvo nuspręsta sukurti du metodus anguliacijos įtakai rotacijos įverčiui sumažinti.

Sferų tikslumo tyrimų rezultatai parodė, kad sferų centrai ir spinduliai yra priklausomi nuo naudojamo intraoralinio skenerio rezoliucijos ir pozicijos dantų lanke. Vertikalaus poslinkio ir anguliacijos įverčiai tiksliausiai vertinami naudojantis trimis sferomis: dvejomis ties priešingose dantų lanko pusėse esančiais krūminiais dantimis ir viena ties centriniiais kandžiais. Anguliacijos įtakai rotacijos įverčiui mažinti sukurtų metodų tyrimų rezultatai aiškaus skirtumo neparodė.

Mykolas Akulauskas. Influence of reference landmarks on the accuracy of digital dental measurements. Master's Final Degree Project supervisor doc. dr. Darius Jegelevičius; Faculty of Electrical and Electronics engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Bioengineering, Engineering Science.

Keywords: 3D scanning, odontology, 3D measurements, intraoral scanners, reference landmarks, scan bodies.

Kaunas, 2020. 40 p.

Summary

Modern dental prosthesis production is based on the accuracy of scan bodies digitized with intraoral scanners. Various accuracy estimates for positions of digitized scan bodies in dental arch were used. The assessment of these estimates in existing studies are directly dependent on the scan bodies themselves. Thus it is necessary to introduce the landmarks independent of scan bodies to the measurement protocols. These landmarks could be constructed using characteristic regions in digitized dental arch. The purpose of this work is to analyze existing position estimates of scan bodies and select possible forms and places of reference landmarks in dental arch.

In this study five metrological spheres located in buccal dental arch area were selected as a primary construction object for reference landmark. Plane as the reference landmark was selected and constructed using mentioned sphere centers. By using plane as reference landmark three scan body estimates: rotation, angulation and vertical shift were evaluated. Rotation estimate was observed to be dependent on scan body angulation. In this regard it was decided to develop two methods for reducing angulation influence on rotation estimate.

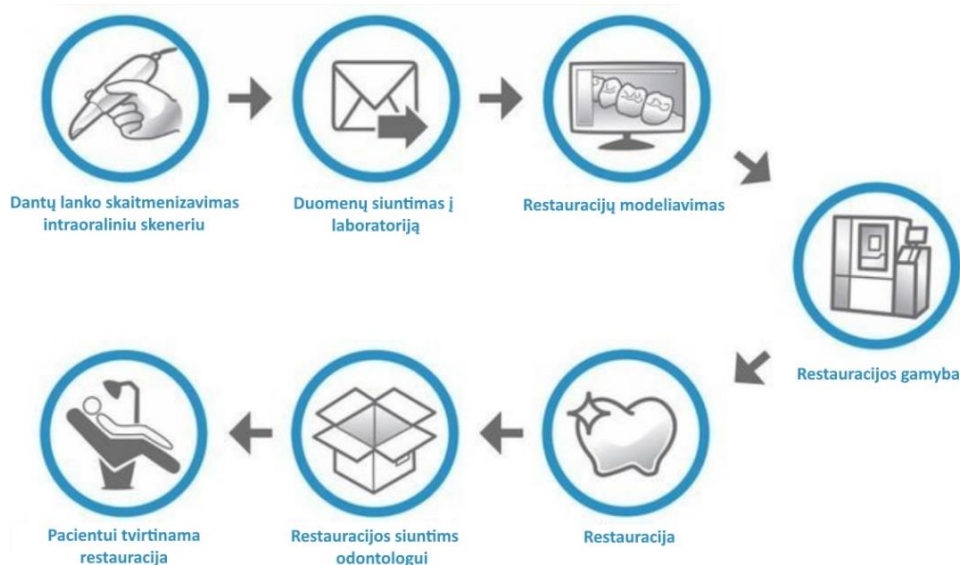
The study's results of the sphere accuracy showed that spheres centers and radiuses are dependent on intraoral scanner resolution and the position in the dental arch. Vertical shift and angulation estimates are most accurately assessed using three sphere: two spheres positioned near opposite sided molars and one near at the central incisors. The results of the methods for angulation reduction on rotation estimate were not showed to have a clear difference.

Turinys

Įvadas	7
1. Dantų lanko skaitmenizavimo metodika	8
1.1. Intraoralinių skenerių tikslumas	10
2. Skenavimo kūnų tikslumo vertinimo metodikos	11
2.1. Skenavimo kūnų paviršių nuokrypių vertinimo metodika	12
2.2. Skenavimo kūnų pozicijos įverčiai.....	13
3. Atraminų orientyrų naudojimas skenavimo kūnų įverčių tyrimuose	18
4. Tyrimo duomenys ir metodika	21
4.1. Naudojama duomenų bazė.....	21
4.2. Sferų skaitmenizavimo tikslumo tyrimai.....	22
4.2.1. Pritaikytų sferų ir skaitmeninį modelį sudarančių taškų tankio priklausomybės tyrimas	22
4.2.2. Atstumų tarp pritaikytų sferų centrų tyrimas.....	23
4.3. Atraminės plokštumos įtaka skenavimo kūnų įverčių tikslumui	24
4.3.1. Vertikalaus poslinkio vertinimo modeliavimas.....	24
4.3.2. Anguliacijos įverčio tyrimas.....	26
4.3.3. Rotacijos įverčio priklausomybių nuo anguliacijos tyrimas	26
4.3.4. Rotacijos įverčio vertinimo metodikų tyrimas su realiais duomenimis	27
5. Rezultatai	29
5.1. Sferų skaitmenizavimo tikslumo tyrimų rezultatai.....	29
5.2. Vertikalaus poslinkio modeliavimo rezultatai.....	31
5.3. Rotacijos įverčių priklausomybės nuo anguliacijos tyrimo ir siūlomo anguliacijos mažinimo metodo rezultatai	32
5.4. Skenavimo kūnų anguliacijos ir rotacijos priklausomybių nuo orientacinės plokštumos konstravimo metodikos ir naudojamų intraoralinių skenerių rezultatai.	33
6. Diskusija	36
Išvados	37
Literatūros sąrašas:	38

Įvadas

Intraoraliniai skeneriai (IOS) kartu su kompiuteriniu prototipavimu (angl. *computer-aided design*–CAD) bei gamyba (angl. *computer-aided manufacturing* – CAM) leidžia pilnai vykdyti dantų lanko restauravimo darbus [1]–[3]. Dantų restauracijos (vainikėlių arba karūnėlių) gamyba naudojantis skaitmeniniais duomenimis atvaizduota 1 paveiksle. Pirmiausia intraoraliniu skeneriu skaitmenizuojamas dantų lankas, kurio duomenys siunčiami dantų technikui. Naudodamas specializuotą kompiuterinę programą dantų technikas modeliuoja reikiamo danties (ar dantų) restauracijas. Atlikus modeliavimą restauracija gaminama CNC staklėmis ir siunčiama odontologui.



1 pav. Dantų lanko skaitmenizavimo ir restauracijos darbų seka [4]

Panašus procesas vykdomas ir dantų implantų skaitmenizavime, tik šiuo atveju be dantų taip pat skaitmenizuojami ir į implantus tvirtinami skenavimo kūnai, leidžiantys nustatyti implanto poziciją dantų lanke. Vadovaujantis skaitmenizuotais skenavimo kūnais vykdomas dantų protezo modeliavimas. Skirtingai nei restauracijos atveju protezavimas gali būti atliekamas bedančiame dantų lanke, kurio atveju skaitmenizuojami tik skenavimo kūnai ir dantenos. Tokiu atveju didelę dalį projektuojamo protezo patikimumo lemia skenavimo kūno skaitmenizavimo tikslumas. Tikslumo vertinimui reikalingi įverčiai, gebantys nustatyti skenavimo kūno padėties tikslumą atsižvelgiant į dantų lanką. Vertinant tai, kad šie įverčiai nusako skenavimo kūno padėtį, būtina atkreipti dėmesį ir į patikimo atraminio orientyro, pagal kurį būtų vykdomi matavimai, parinkimą. Atraminis orientyras tai nepriklausomas nuo skenavimo kūnų geometrinis objektas konstruojamas pasitelkiant skaitmenizuotame dantų lanke esančius regionus.

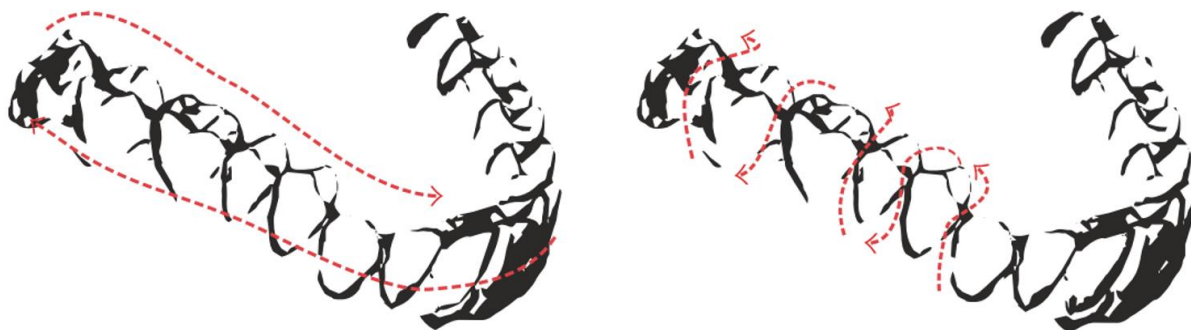
Šio darbo tikslas – nustatyti atraminių orientyrų, dedamų ant skenuojamųjų modelių, įtaką skaitmeninių odontologinių matavimų tikslumui

Darbo uždaviniai:

1. išanalizuoti atliekamus odontologinius matavimus ir parinkti galimas atraminių orientyrų vietas ir formas,
2. atlikti atraminių orientyrų panaudojimo modeliavimą ir nustatyti įtakas matavimams,
3. atlikti tyrimą su realiais duomenimis naudojant siūlomą atraminį orientyrą.

1. Dantų lanko skaitmenizavimo metodika

Tradiciskai dantų lanko modeliai gaunami naudojantis dantų lanko atspaudu bei į atspaudą liejamo gipso pagalba. Tokiai procedūrai reikalingas laikas, susidedantis iš naudojamų medžiagų paruošimo bei gipso ir atspaudų stingimo trukmės. Priklausomai nuo naudojamos atspaudų medžiagos, paruošimo ir stingimo laikas gali trukti 5–20 minučių, gipsinio modelio atveju – 1–2 valandas. Be minėto laiko faktoriaus, stingimo metu gipsas bei naudojamas dantų atspaudas deformuojasi veikiami temperatūros, drėgmės ar mechaninio poveikio (atspaudų nuėmimo nuo dantų lanko metu) [5]. Žinoma, kad deformuojantis modeliui atsiranda paklaidos, kurios tolimesnių procedūrų metu gali paveikti paciento gydymo rezultatus. Pacientas dantų atspaudų gaminimo procedūros metu taip pat gali patirti nepatogumų, kurie kartais iššaukia springimo refleksą [6]. Kaip alternatyva tradiciniam metodui šiuo metu yra taikomi intraoraliniai skeneriai. Intraoralinis skeneris – odontologijoje naudojamas optinis medicininis prietaisas, skirtas paciento dantų lanko skaitmenizavimui. Tokio skenerio dėka dantų lanko kontūras yra skaitmenizuojamas tiesiogiai, taip pašalinant fizinio modelio sudarymo ir saugojimo etapą, bei eliminuojant tradiciniame metode atsirandančius mechaninius defektus. Taip pat pastebimas aukštesnis pacientų komfortabilumo lygis naudojantis IOS nei tradiciniais metodais. Be to laikas skirtas dantų lanko modeliui gauti naudojantis IOS dažniausiai yra trumpesnis nei tradicinio metodo atveju [6]. Pagrindiniai skenavimo laiką nulemiantys faktoriai yra operatoriaus patirtis bei naudojamas skeneris [7]. Operatoriaus patirtį apibrėžia jo sugebėjimas sklandžiai vykdyti skenavimo protokolą – laikytis atitinkamo IOS nuotolio nuo skenavimo paviršiaus ir stabiliai išlaikyti skenavimo kelią. Galimi du pagrindiniai skenavimo keliai: S formos kreivė, apimančia kiekvieną dantį atskirai ar linijine forma, kai skenavimas atliekamas skenuojant ištiesią dantų lanką žandinėje, pereinant į liežuvinę dantų lanko pusę (žr. 2 pav.).



2 pav. Linijinis (dešinėje) ir S formos (kairėje) intraoralinio skenerio skenavimo kelias dantų lankui skaitmenizuoti [3]

Operatoriui vadovaujantis vienu iš skenavimo kelių, intraoralinis skeneris skaitmenizuoja dantų lanką jungdamas fiksuojamus skenavimo plotus – vaizdus. Šių vaizdų pagalba intraoralinio skenerio naudojama programa apibrėžia būdinguosius taškus aprašomus trijose koordinatinių ašyse: x , y ir z [3]. Apibrėžtų taškų visuma sudaro vadinamąjį taškų debesį (angl. *point cloud*). Svarbu paminėti, kad skenavimo pradžioje nustatomi taškai laikomi atskaitiniais, pagal kuriuos vykdomas dantų lanką sudarančių taškų jungimas – trianguliacija. Šie atskaitiniai taškai, žymintys skenavimo pradžią, dantų lanke paprastai fiksuojami kairės pusės krūminiuose dantyse. Toliau nuo pradžios taškų, didėja klaidingai apibrėžiamų taškų tikimybė, dėl šios priežasties pradžios taškai yra laikomi tiksliausiais [8]. Intraoralinio skenerio programa sudaromas taškų debesis yra apdorojamas – pašalinami

pertekliniai taškai, reikiamose vietose sumažinamas taškų skaičius. Taškų skaičiaus mažinimas skaitmenizuotose burnos vietose atliekamas pagal regiono kreivumo lygį: mažo kreivumo regionuose taškų skaičiaus tankis mažinamas daugiausiai, didelio – mažiausiai [9] (žr. 3 pav.).



3 pav. STL failo fragmentas su matomu taškų tankio pasiskirstymu skirtingo kreivumo regionuose

Taškų tankio mažinimas leidžia tolimesniuose procesuose, tokiuose kaip trianguliacija (taškų sujungimas), sutaupyti skaičiavimo resursų [1]. Esant atvirai IOS programinei sistemai (leidžiančiai gautus duomenis naudoti kitose programose) skaitmenizuoti dantų lankai dažniausiai eksportuojami stereolitografiniu (.*stl*) formatu. Tai plačiai metrologinėse bei kompiuterinėse prototipavimo programose taikomas formatas. Formatas apibrėžia trianguliacijos metu gautus trikampius trijų taškų koordinatėmis (Dekarto koordinatėlių sistemoje) ir trikampio normale. Normalė padeda nustatyti skaitmenizuoto kūno išorę ir trikampį sudarančių taškų jungimo eiliškumą (*dešinės rankos taisyklė*). Galimi du formatų apibrėžiantys standartai: ASCII ir binarinis. Dėl palyginti mažo failo dydžio ir galimybės apibrėžti trikampio spalvą dažniausiai naudojamas binarinis standartas. Vienas trikampis binariniame formate organizuojamas kaip 84 baitų ASCII lentelė po kurios seka 50 baitų įrašas (žr. 4 pav.) [10]:

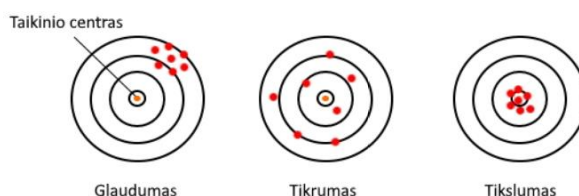
```

byte [40] ASCII lentelė
int faile esančių trikampių skaičius
{
float      ni Normalės vektorius
float      nj
float      nk
float      v1x 1 taško koordinatės
float      v1y
float      v1z
float      v2x 2 taško koordinatės
float      v2y
float      v2z
float      v3x 3 taško koordinatės
float      v3y
float      v3z
int      atributų baitų kiekis (paprastai 0)
}
    
```

4 pav. STL formatą aprašanti lentelė

1.1. Intraoralinių skenerių tikslumas

Tikslumas inžinerijoje apibrėžiamas remiantis ISO 5725 „Matavimo metodų tikslumas (tikrumas ir glaudumas) ir įvertinimo rezultatai“ standartu [1], [11]. Tikslumas šiuo atveju apibrėžiamas kaip bandymo rezultatų artumas sutartinėms tikrosioms objekto parametrų vėrtėms. Tikslumui apibrėžti taip pat vartojamos dvi sąvokos: tikrumas ir glaudumas. Tikrumas apibrėžia matavimo charakteristiką, kai sistemingoji matavimo rezultatų paklaida artima nuliui. Glaudumas apibūdina nustatytomis sąlygomis gautų nepriklausomų bandymo arba matavimų rezultatų atitikties artumą. Sąvokų apibrėžimus galima iliustruoti naudojantis taikinio ir atliktų šūvių analogija (žr. 5 pav.).



5 pav. Glaudumo, teisingumo ir tikslumo sąvokų apibrėžimas taikant taikinio ir atliktų šūvių analogija

Dantų lanko skaitmenizavimo tikslumui vertinti išleistas standartas ISO 12836 „Odontologija. Kompiuterinio projektavimo skaitmeniniai įtaisai, skirti netiesioginiam dantų registravimui [12]. Šis standartas skirtas laboratoriniams skenerių tikslumo vertinimams, tačiau jame pateiktos testavimo skaidrės gali būti panaudotos ir klinikinėje praktikoje taikomiems IOS. Vis dėl to standarte naudojami skenavimo objektai – sferos, dantų kulčių modeliai, neatspindi realaus dantų lanko modelio dėl to IOS tikslumui tirti vykdomi realias sąlygas atitinkantys testavimai. Dažniausiai IOS tikslumas vertinamas vadovaujantis nuokrypiais nuo laboratorinio skenerio gautų duomenų [13]. Kliniškai patenkinamas IOS tikslumas literatūroje svyruoja nuo 50–200 mikrometrų, tačiau dažniausiai priimtina riba siekia 120–150 mikrometrus, šios ribos viršijimas laikomas kliniškai nepriimtiniu [14], [15]. Tiksliausiai skaitmenizuojami regionai dantų lanke yra dantys [16], [17]. Fiksuojamų objektų tikslumą intraoralinių skenerių gali įtakoti įvairūs faktoriai: operatoriaus patirtis [8], [15], [18], išoriniai šviesos šaltiniai [19] ar IOS skenavimo technologija [20]. Vis dėlto IOS tikslumas literatūroje išlieka prieštaringas dėl eksperimentinių tyrimų metodikos įvairovės bei naudojamų skirtingas technologijas taikomų skenavimo prietaisų. Eksperimentinius tyrimus, kuriuose yra naudojamos intraoraliniais skeneriais galime išskirti į keletą grupių pagal naudojamas eksperimentines aplinkas ir modelius:

- *In vivo* skenavimas atliekamas klinikinėje aplinkoje, tiesiogiai skenuojant paciento dantų lanką arba atskiras jos dalis [16], [21]–[24].
- Nors intraoraliniai skeneriai skirti tiesioginiams paciento dantų lanko skenavimams, mokslinėje literatūroje didelę dalį vis dar užima *in vitro* eksperimentiniai tyrimai. *In vitro* skenavimai šiuo atveju atliekami naudojantis dantų modeliais, kurie, priklausomai nuo eksperimento, gali būti spausdinami 3D spausdintuvu, gaminami naudojantis dantų atspaudais ar jau egzistuojančiais modeliais [25]. 3D spausdintuvu gaminamiems modeliams reikalingi duomenys (.stl ar kiti formatai), gaunami pasinaudojus laboratoriniais skenerių *in vivo* duomenimis [26], dantų anspaudų [27] ar CAD atskaitiniais modeliais [14],[28]. Naudojantis dantų atspaudais gaminami modeliai gaunami tiesiogiai naudojantis paciento dantų lanku [21],[29] ar atskaitiniais fantomais [30],[13].

Toks platus eksperimentinių tyrimų spektras komplikuoja aiškias intraoralinių skenerių tikslumo ribas.

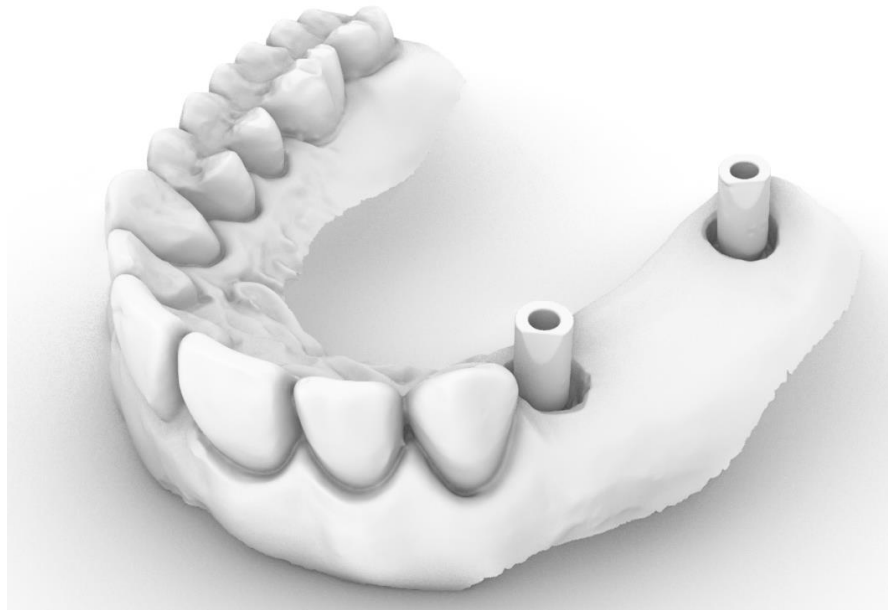
2. Skenavimo kūnų tikslumo vertinimo metodikos

Ypač didelę reikšmę IOS turi dantų implantų tikslumo tyrimuose. Tradiciškai implantologijoje yra taikomi minėti dantų atspaudai ir gipsinių modelių gamyba, kuriais vadovaujantis odontologas projektuoja dantų protezo poziciją. IOS skenerio atveju implantologijoje tyrimai dažniausiai vykdomi naudojantis skenavimo kūnais. Tai specialiai implantu tvirtinami kūnai (žr. 6 pav. kairėje) reprezentuojantys implanto atramą. Skaitmenizuotame dantų lanke skenavimo kūnai nusako implanto orientaciją ir anguliaciją, pagal kurių duomenis kompiuterinėje programoje vykdomi tolimesni restauracijos projektavimo etapai. Skenavimo kūną sudaro dvi dalys: skenavimo regionas ir pagrindas (žr. 6 pav. dešinėje).



6 pav. Dantų lanke įtvirtintas skenavimo kūnas (kairėje) ir skenavimo kūno pagrindinės dalys (dešinėje): skenavimo regionas ir pagrindas [31]

Skenavimo regionas – cilindro formos skenavimo kūno dalis su skiriamais nusklembimais šonuose ar viršūnėse. Šie nusklembimai skenavimo kūne sudaro būdinguosius taškus ar regionus, kurie pagerina IOS skaitmenizuojamos formos tikslumą. Nuo skenavimo kūno pagrindo medžiagos, sterilizacijos ar pakartotino tvirtinimo gali kisti skenavimo kūno pozicija [31]. Intraoraliniu skeneriu klaidingai fiksuojami skenavimo kūnų poslinkiai įneša papildomų paklaidų projektuojamose dantų protezuose. Netinkamai nustatyta implanto pozicija gali inicijuoti klaidingą protezų okliuzinį kontaktą, iššaukiantį mechaninius implantų pažeidimus [32], [33]. Tokiu atveju IOS tikslumas tampa viena iš pagrindinių tyrimuose keliamų reikalavimų. Galimi du skenavimo kūnų skaitmenizavimo tikslumą įvertinantys metodai: matuojamo skenavimo kūno paviršiaus nuokrypiai nuo atraminio kūno arba įverčiai, apibrėžiantys skenavimo kūnų poziciją dantų lanke. Abiem atvejais intraoraliniu skeneriu gauti skaitmenizuoti dantų lankai (žr. 7 pav.) iš IOS gamintojų programų yra perkeltami į specializuotas metrologines programas, kuriose operatorius įvertina dantų lanko kokybę ir pašalina perteklinius dantų lanko regionus.



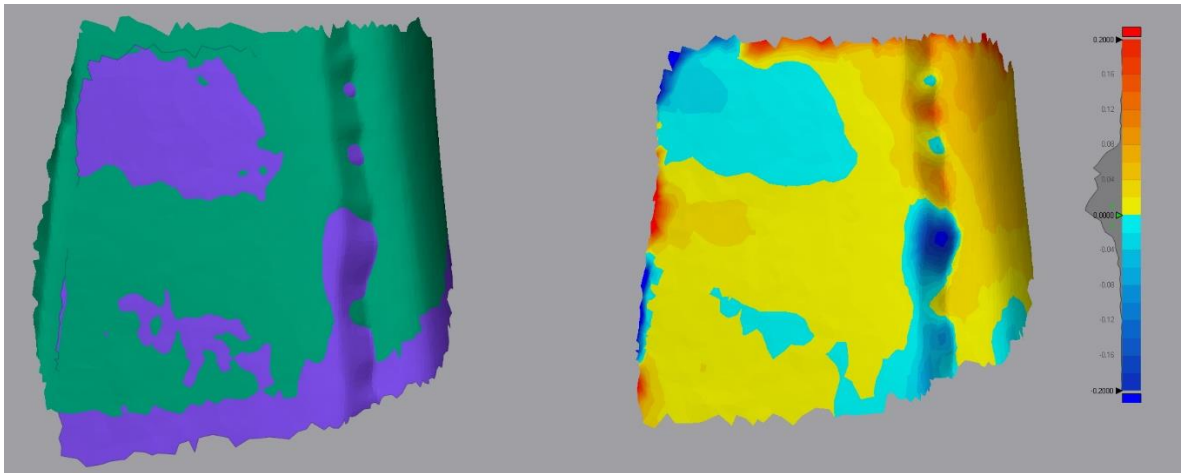
7 pav. Skaitmenizuotas dantų lankas su dviem skenavimo kūnais

2.1. Skenavimo kūnų paviršių nuokrypių vertinimo metodika

Naudojantis metrologinėmis programomis matuojamo skenavimo kūno paviršių nuokrypiai nuo atraminio skenavimo kūno yra įvertinami kiekybiškai visame matuojamo skenavimo kūno paviršiuje. Šis vertinimas remiasi turimo objekto sutapdinimu su atraminiu objektu, po kurio seka neatitikties kiekybinis įvertinimas – nuokrypis. Sutapdinimas, priklausomai nuo naudojamos programos, dažniausiai atliekamas vienu arba dviem etapais. Sutapdinimas vienu etapu reikalauja vadinamųjų geriausio sutapdinimo („*best-fit*“) algoritmų, kurie minimizuodami transformuojamo objekto ir atraminio objekto taškų debesų globalius atstumus, optimizuoja rotacijos ir perkėlimo matricas [31]. Vienas iš tokių algoritmų pavyzdžių yra iteracinis artimiausio taško algoritmas (angl. *iterative closest point*), kuris iteraciniu būdu minimizuoja transformuojamo objekto ir atskaitinio objekto taškų atstumus iki optimalių rotacijos ir perkėlimo matricų radimo. Iteracinio artimiausio taško algoritmo matricų optimizacija vykdoma naudojantis formule:

$$E(R, T) = \sum_{(i,j) \in C} \|q_i - Rp_j - T\|^2 \rightarrow \min, \quad (1)$$

čia E – klaidos funkcija gaunama minimizuojant vidutinę kvadratinę paklaidą, R ir T – rotacijos ir perkėlimo matricos, q_i ir p_j – atraminis ir transformuojamas taškai, C – taškų pora i ir j . Dviem etapais sutapdintame transformuojamame objekte, prieš naudojant minėtą geriausio sutapdinimo algoritmą, yra rankiniu būdu žymimi būdingieji taškai – vienas taškas nurodomas transformuojamame kitas, atraminiame objekte. Taškų debesų transformacijos šiuo atveju atliekamos pasitelkiant pažymėtų taškų globalias koordinates. Pradiniam sutapdinimo tikslumui paprastai užtenka kompiuteriniame modelyje pažymėti tris poras taškų. Po pradinio sutapdinimo seka minėtas geriausio sutapdinimo algoritmo panaudojimas [19]. Dviejų etapų naudojimas sumažina kompiuterio resursus ir padidina sutapdinimo tikslumą, tačiau reikalauja papildomo operatoriaus rankinio darbo. Sutapdinimo neatitikties įvertinimas atliekamas naudojantis vadinamuoju spalvų žemėlapiu (angl. *color map*), kuriuo sudaromas trijų dimensijų vaizdas transformuojamo ir atraminio objektų paviršių nuokrypiams identifikuoti (žr. 8 pav.).



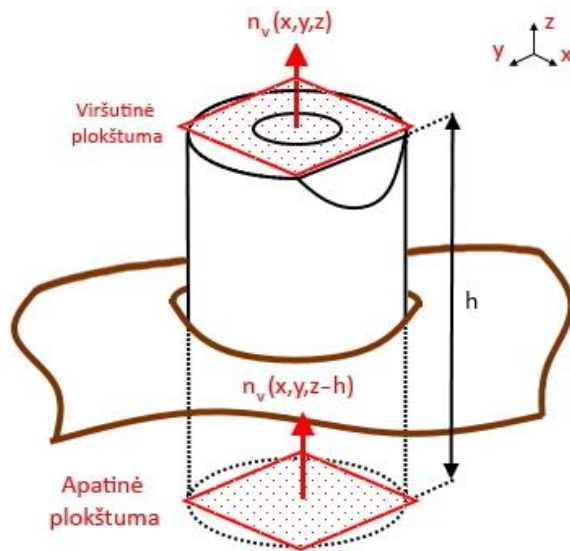
8 pav. Sulygiuotų kūnų (kairėje) paviršių nuokrypių spalvinis žemėlapis (dešinėje)

Kūno paviršių nuokrypių vertinimas leidžia pažvelgti tik į specifinius regionus, kurie dažniausiai išreiškia lokalias skenavimo kūno savybes. Kintamieji, apibrėžiantys skenavimo kūnų pozicijas dantų lanke, priešingai nei paviršių nuokrypiai vertina globalius – apimančius visą arba dalį dantų lanko, skenavimo kūnų nuokrypius. Vieni iš pagrindinių, įsukimo implantų tikslumą nustatančių, kintamųjų naudojamų IOS tyrimuose yra atstumas tarp skenavimo kūnų [8], [13], [18], [34]–[39], vertikalus poslinkis [28], [34], anguliacija [13], [34]–[38], [40], [41] ir rotacija [42].

2.2. Skenavimo kūnų pozicijos įverčiai

Skenavimo kūnų pozicijos įverčių atveju yra dirbama su turimais dantų lanke esančiais skenavimo kūnais tiesiogiai naudojantis metrologinių programų įrankiais [34], [41]. Tiesioginis skenavimo kūnų įverčių matavimas pagrįstas žymenų: taškų arba tiesių radimu naudojantis primitivių geometrinių objektų (plokštumų, cilindrų) pritaikymu. Operatorius, naudodamasis metrologinę programą, tiesiogiai pažymi skenavimo kūno regioną, kuriame norima pritaikyti pasirinktą geometrinį objektą. Programa, taikydama mažiausių kvadratų minimizavimo metodą pažymėtame regione, pritaiko pasirinktos geometrijos kūną. Literatūroje taip pat minimas ir netiesioginis įverčių vertinimas [36],[8]. Šio metodo esmė yra sutapdinti turimą skenavimo kūną, esantį skaitmenizuotame dantų lanke, su turimais tikslų matmenų gamintojų aprašytais atraminiais skenavimo kūnais. Algoritmas automatiškai sutapdina dantų lanke esantį skenavimo kūną su turimu atraminio skenavimo kūnu. Tikslus atraminis skenavimo kūnas, priklausomai nuo naudojamos programos, leidžia iš anksto nustatyti skenavimo kūne esančius taškus ir tieses, tokiu atveju sutapdintas dantų lanke esantis skenavimo kūnas su atraminio, turinčiu pažymėtus taškus bei tieses, leidžia automatizuoti įverčių vertinimus. Nepriklausomai nuo įverčio vertinimo metodikos (tiesioginės ar netiesioginės) skenavimo kūne randamų žymenų radimo strategija išlieka vienoda.

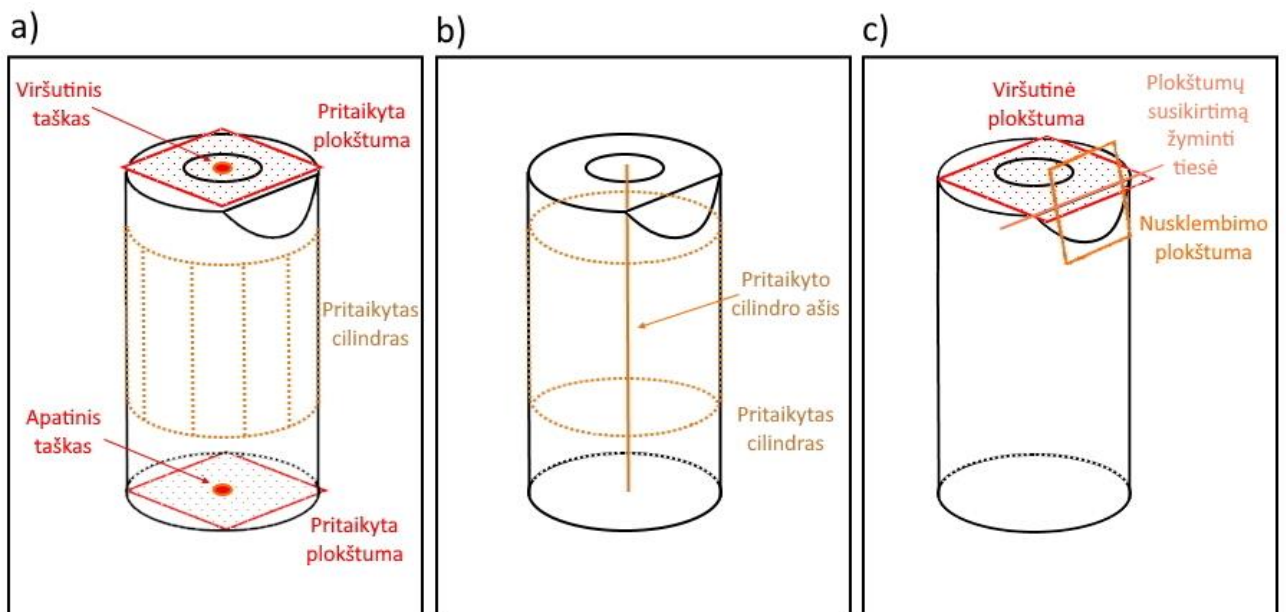
1. Erdviniam atstumui, vertikaliam skenavimo kūno poslinkiui ir rotacijoms vertinti naudojami taškai ir tiesės. Taškas gali būti apibrėžiamas skenavimo kūne pritaikius cilindrą bei plokštumą. Cilindras – pritaikomas pažymint visą skenavimo kūną, o plokštuma randama pasirenkant skenavimo kūno viršūnės ar apačios regioną. Apatinė plokštuma dažniausiai naudojama vertikaliam poslinkiui įvertinti. Tiesioginiame skenavimo kūno įverčių vertinime apatinė dalis dažniausiai būna paslėpta po dantenų kontūru, dėl to apatinei plokštumai apibrėžti gali būti naudojama viršutinė plokštuma, paslinkta jos normalės z ašimi. Paslinkimo atstumas priklausytų nuo naudojamo skenavimo kūno aukščio h (žr. 9 pav.).



9 pav. Apatinės skenavimo kūno plokštumos radimas naudojantis viršutine plokštuma

Taškai sudaromi metrologinei programai randant cilindro vertikalios ašies ir plokštumų susikirtimo vietas – taškus (žr. 10 (a) pav.).

2. Anguliacijoms rasti naudojami pritaikytų cilindrų vertikalios ašys (vektoriai) (žr. 10 (b) pav.).
3. Rotacijoms įvertinti naudojamos tiesės (vektoriai), apibrėžiamos pasirinkus skenavimo kūno nusklembimo ir viršūnės pritaikytų plokštumų sandūrą. Dviejų plokštumų sandūroje metrologinės programos pagalba apibrėžiama ieškoma tiesė (žr. 10 (c) pav.).



10 pav. Skenavimo kūne apibrėžiamų tiesių bei taškų radimo strategijų vizualizacija: erdviniam atstumui ir vertikaliam skenavimo kūnų poslinkiui apibrėžiami taškai (a), anguliacijoms naudojama cilindro ašis (b), rotacijoms naudojamos tiesės (vektoriai) (c)

Radus reikiamus žymenis atliekami minėti įverčių matavimai:

1. Atstumas (L) tarp skenavimo kūnų, apibrėžiantis esamų kūnų tarpusavio padėtis erdvėje randamas naudojantis formule:

$$L(a, b) = \sqrt{(x_a - x_b)^2 + (y_a - y_b)^2 + (z_a - z_b)^2}, \quad (2)$$

čia L – gautas Euklidinis atstumas tarp taškų $a(x, y, z)$ ir $b(x, y, z)$ žyminčių skenavimo kūnų pagrindus. Atstumų matavimai galimi tarp skenavimo kūnų viršutinių ar apatinių taškų (žr. 12 (a) pav.)

2. Anguliacijos, vertinamos kampu θ , tarp skenavimo kūnų vertikalių ašių – \vec{a} ir \vec{b} (žr. 12 (b) pav.). Anguliacija išreiškiama formule:

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{|\vec{a} \times \vec{b}|}{|\vec{a}||\vec{b}|} \right), \quad (3)$$

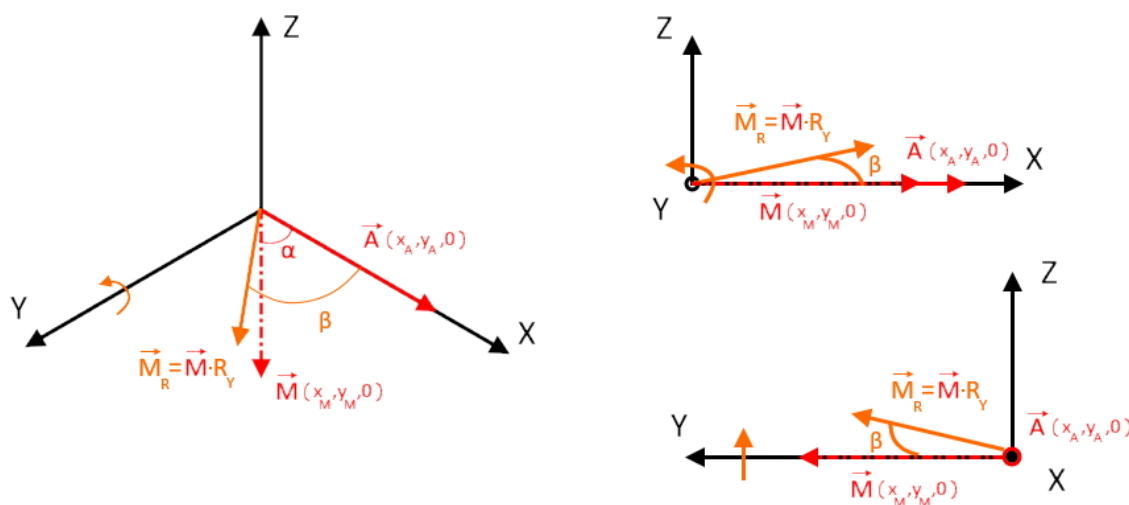
čia θ – kampas tarp skenavimo kūno pritaikytų cilindrų vertikalių ašių (vektorių): \vec{a} ir \vec{b} .

3. Vertikalus skenavimo kūno poslinkis (arba gylis) įvertina atstumą tarp pasirinkto atraminio kūno viršutinės (\mathcal{R}_1) ar apatinės (\mathcal{R}_2) plokštumos ir atitinkamo matuojamo kūno viršutinio (b_1) ar apatinio (b_2) taškų (žr. 12 (c) pav.). Įvertis išreiškiamas formule:

$$C = \frac{|Ax_b + By_b + Cz_b + D|}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}}, \quad (4)$$

čia P – atstumas tarp plokštumos apibrėžtos A, B, C ir D parametrais ir taško $b(x_1, y_1, z_1)$.

4. Rotacijai įvertinti naudojamas kampas tarp minėtų skenavimo kūnų nusklembimo ir viršūnės plokštumų susikirtimo vektorių. Idealiu atveju, kaip skenavimo kūnai yra lygiagretūs vienas kitam, rotacijai įvertinti užtenka 3 formulės. Tačiau praktikoje, dažniausiai dėl pritaikytų plokštumų paklaidų, atsiranda nepageidaujama matuojamo \vec{M} vektoriaus rotacija aplink \vec{A} vektoriaus statmenis kertančius vektorių \vec{M} (žr. 11 pav.). Galima išimtis yra jei vektorius \vec{M} sudaro statų kampą su vektoriumi \vec{A} , tuomet nepageidaujamos vektoriaus rotacijos pastebimos esant ašims lygiagrečioms vektoriui \vec{A} .

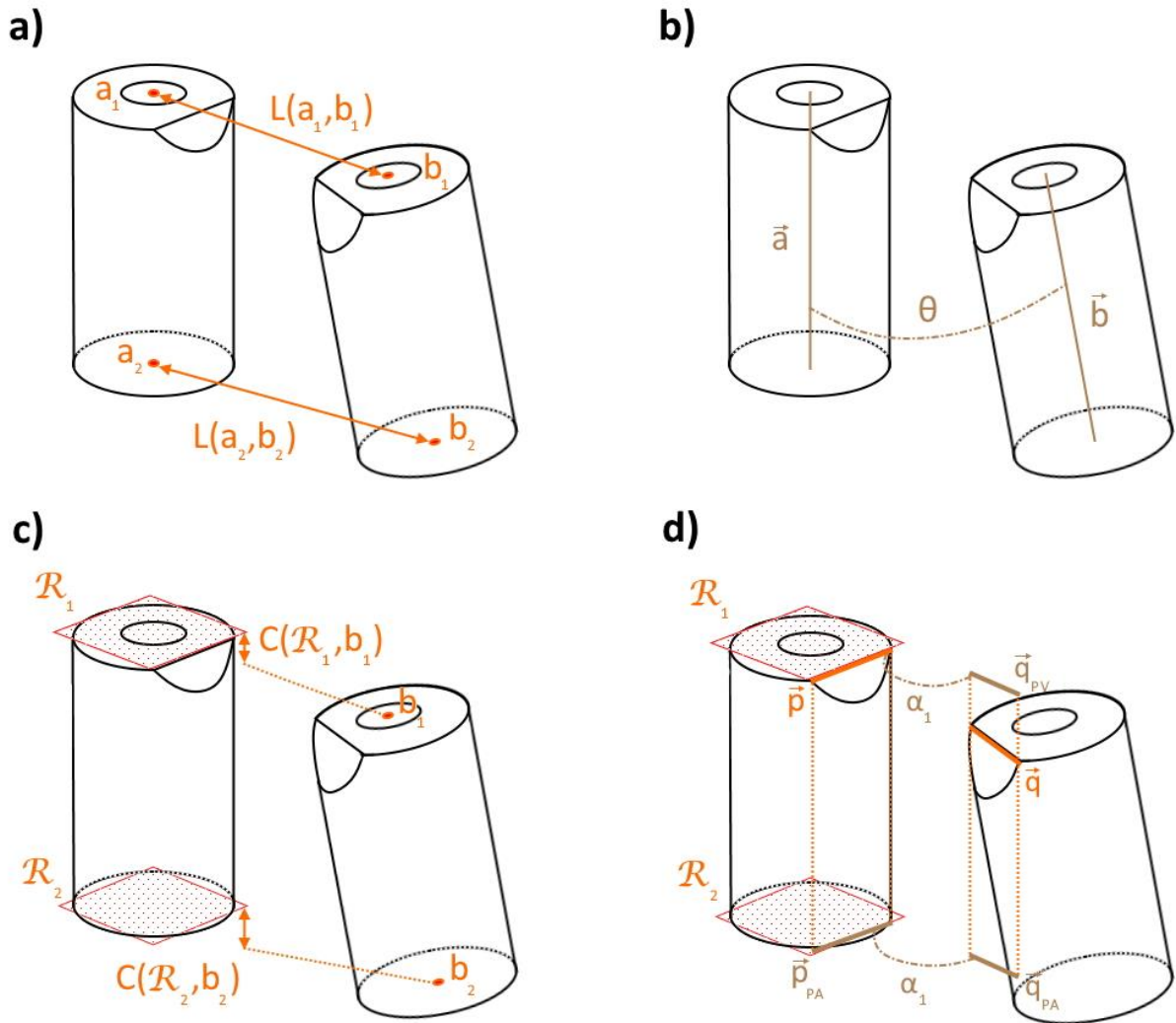


11 pav. Vektoriaus \vec{M} rotacijos aplink Y ašį įtaka skenavimo kūnų rotacijos kampui α

Kaip viena iš nepageidautinų statmenų \vec{A} vektoriui rotacijos ašiu pateiktame 9 paveiksle laikoma Y koordinatės ašis aplink kurią vykdoma \vec{M} vektoriaus rotacija. R_Y – rotacijos matricos sandaugos su vektoriumi \vec{M} rezultatas \vec{M}_R . Šis naujas vektorius, sudarantis kampą β su atraminiu vektoriumi \vec{A} , žymi klaidingai įvertintą menamą vektorių \vec{M} . Priklausomybės nuo rotacijos ašiu detaliau nagrinėjamos rezultatų 5.3. skyriuje. Išvengti klaidingai apibrėžtų vektorių, reikalingų rotacijai įvertinti sunku, dėl to sušvelninti jų įtaką vektorius galima projektuoti į vieną iš minėtų apatinių ar viršutinių atraminio kūno plokštumą ir tik vėliau naudojantis 3. formule įvertinti rotacijos kampą (žr. 12 (d) pav.). Jei vertinimas vykdomas naudojantis apatine plokštuma projektuojami tiek atraminiai (\vec{p}_{PA}), tiek matuojamo (\vec{p}_{PV}) kūno rotacijai skirti vektoriai. Viršutinės plokštumos naudojimo atveju projektuojamas tik matuojamo kūno rotacijos vektorius (\vec{q}_{PV}). Vektorių projektavimas vykdomas naudojantis formule:

$$\vec{proj} = \vec{m} - \vec{n}, \quad (5)$$

čia \vec{p} – plokštumoje suprojektuotas skenavimo kūne pažymėtas \vec{m} vektorius, \vec{n} – plokštumos normalė.

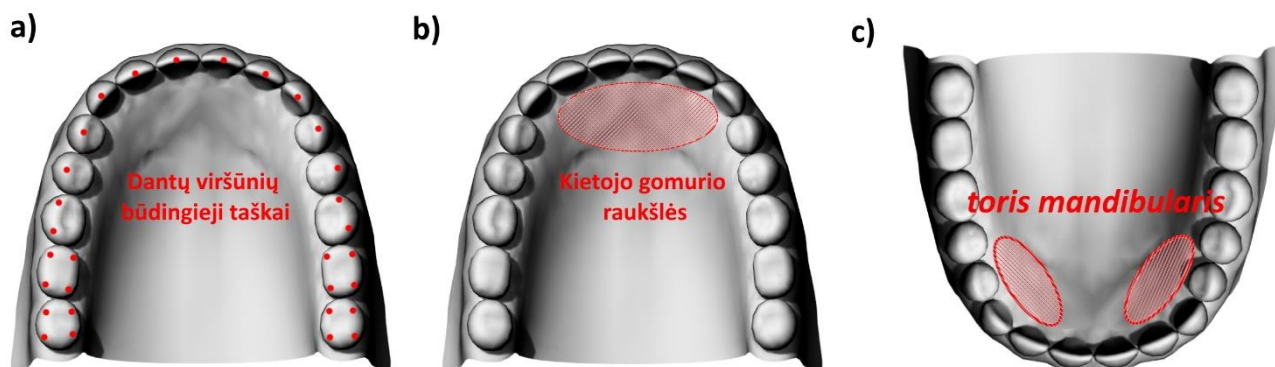


12 pav. Skenavimo kūnų pozicijos įverčių matavimai: (a) atstumas – $L(a_1, b_1)$ arba $L(a_2, b_2)$, tarp skenavimo kūnų, (b) anguliacija θ , (c) vertikalus poslinkis $C(R_1, b_1)$ arba $C(R_2, b_2)$ ir (d) rotacija α_1

Visų išvardintų įverčių vertinimo metodikos problema ta, kad vertinimai vykdomi pasitelkiant tik skenavimo kūnus. Tyrimuose siekiami rezultatai gali būti įvairūs ir vykdomi metodai ne visą laiką sutampa, tačiau daugelis iš jų matavimus vykdo naudojantis skenavimo kūnus kaip atraminių orientyrų: plokštumų, teisių ar taškų sudarymo pagrindą [8], [18], [34], [36], [39]. Tokios metodikos pagrindinis trūkumas yra tai, kad bendras matavimo tikslumas susideda iš atraminio ir matuojamos skenavimo kūno paklaidų. Vienintelis įvertis kuriam teikiama tokia metodikos prasmė yra atstumas tarp skenavimo kūnų. Likę įverčiai išreiškia atskiras skenavimo kūno pozicijos savybes, dėl to šių įverčių orientyrai: plokštumos ir tiesės (vektoriai), turėtų būti sudaromi nepriklausomai nuo atraminio skenavimo kūno. Toks nepriklausomo orientyro pasirinkimas iš dalies leistų susisteminti tolimesnius IOS tikslumo tyrimus bei gaunamus rezultatus.

3. Atraminų orientyrų naudojimas skenavimo kūnų įverčių tyrimuose

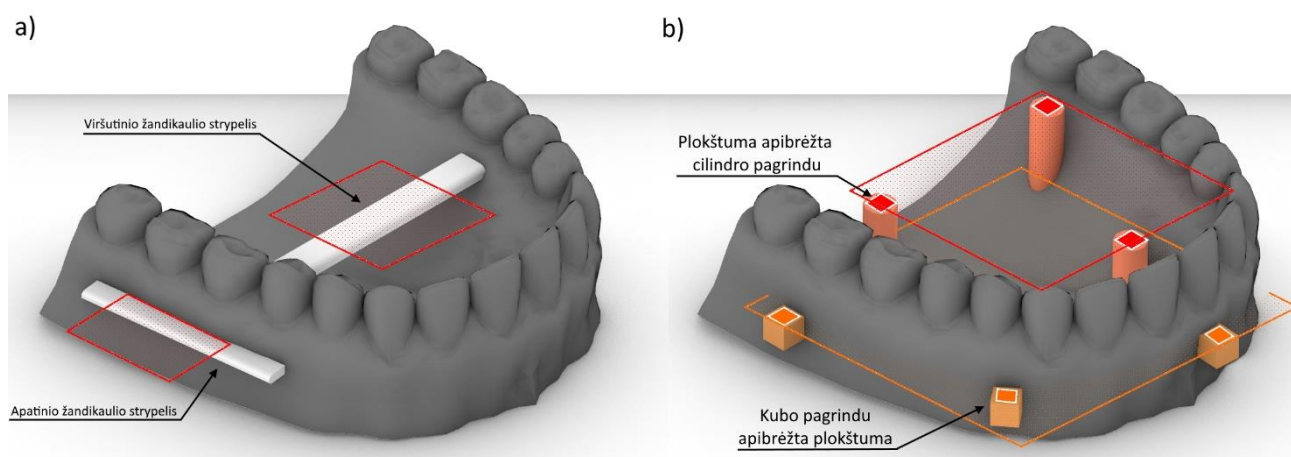
Universalus ir nepriklausomas nuo skenavimo kūnų atraminis orientyras galėtų būti apibrėžta menama plokštuma. Plokštuma tiesiogiai taikoma rotacijos ir vertikaliems poslinkiams įvertinti, tuo tarpu anguliacijos atraminiam orientyru būtų galima taikyti plokštumos normalės vektorių. Plokštumai apibūdinti trimatėje erdvėje įmanoma keliais būdais, tačiau žinant, kad IOS duomenys paprastai pateikiami .*stl* formatu tikėtina naudoti du galimus variantus: tris ne kolinearinius taškus arba tiesę (šiuo atveju plokštumos normalę) su tašku. Toks sprendimas grindžiamas .*stl* failo struktūra kuri sako, kad kiekvienas trikampis apibrėžiamas trikampio normalės ir trijų taškų koordinatėmis x,y ir z ašyse. Taigi likę galimi trikampį apibūdinantys variantai: dvi skirtingos susikertančios arba lygiagrečios linijos (arba vektoriai) nėra tiesiogiai apibrėžtos .*stl* failo formate ir plokštumos apibrėžimas pagal juos reikalautų papildomų skaičiavimų. Taigi net ir mažiausias trikampis sudarantis kūną gali apibūdinti plokštumą. Tačiau toks plokštumos sudarymas nėra realus dėl IOS charakteristikų (žiūrėti IOS) be to vadovaujantis logika, kad plokštumos apibūdinimui pasirenkamų trikampių (galimai esančių vienoje plokštumoje) kiekiui augant didėja ir tikimybė rasti geriausią plokštumos pritaikymą. Tokiu atveju vieno trikampio neužtenka. Plokštumos pritaikymas naudojantis daugiau nei vieną trikampį ar tris taškus metrologinėmis programomis paprastai atliekamas naudojantis ortogonalios regresijos [43] ar pirmos eilės diferencinės aproksimacijos (ortogonaliam taškų atstumui optimizuoti) metodais [44]. Pagrindinė problema kylanti plokštumų sudaryme yra regionų – segmentų esančių dantų lanke pasirinkimas. Pirmiausia reikia išskirti dvi dantų lanką apibūdinančias situacijas pagal kurias gali būti apibrėžiama plokštuma. Pirmas variantas yra dantų lankas su visais dantimis ar bent dalimi jų. Kaip ir buvo minėta intraoralinių skenerių tikslumų apžvalgoje dantys dantų lanko skaitmeniniame modelyje (neįtraukiant skenavimo kūnų) yra stabiliausi galimi atskaitos taškai. Žvelgiant į skaitmeninį dantų lanką turintį visus dantis (žr. 13 (a) pav.) galimi įvairūs plokštumos sudarymo variantai dažniausiai besiremiantys dantų viršūnėmis. Šių būdingųjų taškų pasirinkimas galimas operatoriaus pagalba [45],[46] arba pusiau automatiniu metodu, pavyzdžiui naudojant vandenskyros segmentavimo metodą [47]. Tačiau dantų pritaikymas plokštumos sudarymui nėra universalus pasirinkimas, dėl atliekamų tyrimų su bedančiais dantų lankais. Sekantis įmanoma variantas tinkantis tiek bedančiam, tiek turinčiam dantis dantų lankui yra kaulinių burnos ertmės audinių panaudojimas.



13 pav. Galimas anatominių žymenų: dantų viršūnių (a), viršutinio žandikaulio kietojo gomurio raukšlių (b) ir apatinio žandikaulio *toris mandibularis* (c) panaudojimas atraminės plokštumos sudarymui

Šiuo atveju susiduriama su esmine problema – eksperimentų trūkumų bei jų šališkumu dėl ganėtinai naujos tyrimų srities. Viršutinių žandikaulių kaulinių audinių atraminis regionas, remiantis esama literatūra, teoriškai galėtų būti kietojo gomurio raukšlės esančios arti kandžių [48], [49] (žr. 13 (b)

pav.), apatinių vadinamajame *toris mandibularis* (žr. 13 (c) pav.) kaulinėje ataugoje esančioje arti krūminių dantų liežuvinėje burnos pusėje [50]. Minėti regionai nėra detaliam iširti ir tikėtina, kad dėl šiuolaikinių IOS galimybių nėra tinkami tikslios atraminės plokštumos sudarymui. Norint susidaryti galimybes universaliam, tinkančiam dantų lankui turinčiam visus dantis bei bedančiam, ir reliatyviai tiksliai atraminės plokštumos sudarymui tikėtina taikyti papildomai tvirtinamus primityvios geometrijos trimačius kūnus: kubus, cilindrus, sferas. Nesudėtinga geometrija leidžia aiškiau apibrėžti naudojamų kūnų ypatybes: kampus, briaunas ar geometrinius centrus, nei tai yra daroma su būdingosiomis dantų viršūnėmis ar minkštųjų audinių regionais. Antra svarbi ypatybė yra kūnų galimas dydžio bei jų vietos dantų lanke pasirinkimas. Pirmasis galimas kūno variantas turėtų būti paprastos formos briaunainis. Naudojantis briaunainio viena iš briaunų galima tiesiogiai nustatyti atraminę plokštumą, taip išvengiant papildomų apibrėžimų ar skaičiavimų. Toks kūnas galėtų būti stačiakampis strypelis, kuris galėtų būti stabiliai ir nesunkiai pritvirtintas pasirinktinoje viršutinių dantų lanko liežuvinėje dalyje išilgai burnos ertmės [29]. Tačiau apatinių dantų lanko atveju strypelio vietą ribotų liežuvis, dėl to tikėtina strypelį tvirtinti žandinėje dantų lanko vietoje adekvačiai mažinant strypelio ilgį (žr. 14 (a) pav.).

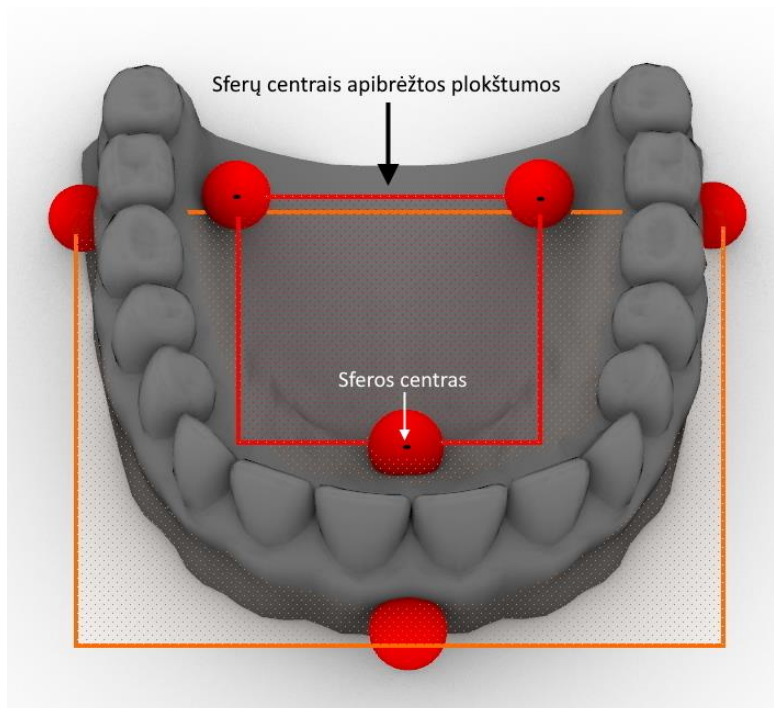


14 pav. Pagalbinių kūnų: strypelių (a), cilindrų ir kubų (b) panaudojimas atraminių plokštumų sudaryme dantų lankuose (apatiniuose ir viršutiniuose)

Alternatyva strypeliams galėtų būti keletas mažų briaunainių: kubų ar cilindrų, išsidėsčiusių atitinkamose vietose (žr. 14 (b) pav.), tokiu būdu plokštumų pažymėtų briaunainiuose vidurkis galėtų būti traktuojamas kaip atraminė plokštuma. Sekantis plokštumos konstravimui tinkamų geometrinių kūnų yra sfera. Šiuo atveju reikalingos minimaliai trys sferos (žr. 15 pav.), kurių centrai galėtų apibrėžti plokštumą (viena iš plokštumą apibrėžiančių ypatybių). Sferų pranašumas prieš briaunainius išryškėja jų naudojamų taškų skaičiuje apibrėžiant sferos centrą – sferos išnaudoja visus paviršiaus taškus centro nustatymui, o daugiakampio plokštumos apibrėžimas remiasi tik viena briauna. Antras pranašumas susijęs su sferų glotniu paviršiumi, kuris neleidžia sferai tvirtinimo metu būti pažeistai, taip išlaikant savo formą. Trečias pranašumas gali būti siejamas su pačios plokštumos sudarymu. Netinkamai pritvirtintame briaunainyje apibrėžta plokštuma tikėtinai nukryps nuo tikrosios šešiuose laisvės laipsniuose (trijose poslinkio be sukimosi). Sfera dėl savo pastovaus atstumo nuo centro iki taškų sudarančių paviršių ir ieškomo sferos centro gali nukrypti tik trijose koordinatinių ašyse. Sfera Dekarto sistemoje aprašoma formule:

$$(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2 + (z_i - z)^2 = r^2, \quad (6)$$

čia sferų centrai (x_i, y_i, z_i) naudojantis CAM programomis paprastai randami pasinaudojus mažiausių kvadratų minimizavimo metodu, leidžiančiu aproksimuoti turimo taškų debesies sferos centrą bei spindulį [51].



15 pav. Atraminės plokštumos konstruojamos naudojantis dantų lanke esančių sferų centrais

Mažiausių kvadratų minimizavimą galima aprašyti formule:

$$f(x, y, z) = \min \sum_{i=1}^N [r(x, y, z) - R]^2, \quad (7)$$

čia (x, y, z) koordinatės matuojamo taško, $r(x, y, z)$ – atstumas tarp matuojamo taško ir mažiausių kvadratų metodu nustatyto centro, N – sferą sudarančių taškų skaičius, R – mažiausių kvadratų metodu nustatytas sferos spindulys. Svarbi sferos centrui charakteristika yra sferą sudarančių taškų skaičius, remiantis [51] pritaikytos sferos centras yra arčiau tikrojo centro jei matuojamą sferą sudaro didesnis skaičius taškų. Odontologiniuose tyrimuose paprastai sferos naudojamos atstumų tarp sferų centrų vertinimuose tiriant IOS skenavimo kokybę [23], [30], [52], bet ne atraminėms plokštumoms, konstruoti reikalingoms skenavimo kūnų įverčiams.

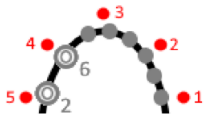


4. Tyrimo duomenys ir metodika

Skenavimo kūnų įverčiams vertinti siūloma taikyti atraminę plokštumą. Šią plokštumą apibrėžtų žandinėje dantų lanko pusėje išdėstytų sferų centrai. Pirmojoje tyrimo dalyje bus nagrinėjama skaitmenizuotų sferų spindulių ir centrų priklausomybės nuo intraoralinių skenerių. Antrąją tyrimo dalį sudarys skenavimo kūnų įverčių priklausomybės nuo orientacinių plokštumų konstravimo tikslumo skirtinguose IOS. Plokštumos konstravimo tikslumui vertinti bus naudojami skirtingi sferų centrų skaičiai ir vietos.

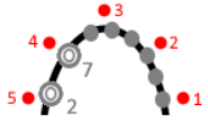
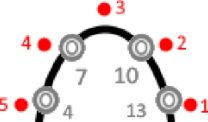
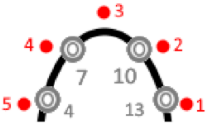
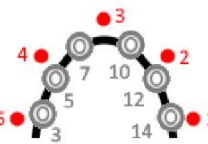
4.1. Naudojama duomenų bazė

Eksperimentiniams tyrimams atlikti panaudoti odontologijos klinikos „ProDentum“ duomenys. Tyrimams vykdyti sukurti apatinių žandikaulių maketai su implantais, atspausdinti AsigaMax 3D (Asiga, Australija) 3D spausdintuvu. Modelio žandinėje dantų lanko pusėje prieš spausdinimą Meshmixer CAD programoje buvo išdėstyti 5 stovai metrologinėms sferoms tvirtinti (1. lentelės grafinis dantų lanko vaizdavimas). Atspausdintuose maketuose pritvirtinus 5mm ($\pm 1\mu\text{m}$) skersmens metrologines sferas (Micro Surface Engineering, JAV) atitinkamose vietose buvo įsukta RC Straumann Mono (Straumann, Šveicarija) skenavimo kūnai. Modeliai su sferomis ir skenavimo kūnais nuskenuoti keturiais skirtingais intraoraliniais skeneriais: Trios3 bei Trios4 (3Shape, Denmark), Carestream 3600 (CarestreamHealth, JAV) ir Primescan (Dentsply, JAV) nuo 10 iki 20 kartų (žr. 1. lentelė). Modeliai taip pat nuskenuoti po kartą laboratoriniu skeneriu Nikon Altera 10.7.6. (Nikon, Japonija). Skaitmenizuoti dantų modeliai (IOS ir laboratorinio skenerio) iš skenerių gamintojų programų išeksportuoti .stl formatu ir perkelti į Geomagic Control X (3D Systems, JAV) metrologinę programą, kurioje dantų lankai gauti intraoraliniu skeneriu buvo sutapdinti su atitinkamais laboratorinio skenerio modeliais dviejų etapų metodu. Sutapdintuose modeliuose pašalinami pertekliniai segmentai taip suvienodinant dantų lankų modelius. Apdoroti modeliai buvo dar kartą sutapdinti pasinaudojus geriausio pritaikymo metodu ir išeksportuoti .stl formatu tolesnei tyrimo eigai.

1 lentelė. Tyrime naudojamų grupių aprašymas. Dantų lankų modelyje raudoni sunumeruoti taškai reprezentuoja sferų išdėstymą, pilki koncentriški apskritimai – skenavimo kūnų pozicijas, pilki taškai – dantis. Skenavimo kūnų numeracija atitinka dantų skaitinį kodavimą, pagal universaliąją dantų kodavimo sistemą.

Grupės pavadinimas	Dantų lanko modelių vizualizavimas	Dantų lanko aprašas	Dantų modelių skaičius			
			Trios3	Trios4	Carestream	Primescan
6(5)		2 skenavimo kūnas mezialiai pakrypęs 5 laipsnių kampų lyginant su 6 skenavimo kūnu	10	10	10	10
6(20)		2 skenavimo kūnas mezialiai pakrypęs 20 laipsnių kampų lyginant su 6 skenavimo kūnu	10	10	10	10
7(5)		2 skenavimo kūnas mezialiai pakrypęs 5 laipsnių kampų lyginant su 7 skenavimo kūnu	10	10	10	10

1 lentelės tęsinys.

Grupės pavadinimas	Dantų lanko modelių vizualizavimas	Dantų lanko aprašas	Dantų modelių skaičius			
			Trios3	Trios4	Carestream	Primescan
7(20)		2 skenavimo kūnas mezialiai pakrypęs 20 laipsnių kampų lyginant su 7 skenavimo kūnu	10	10	10	10
10(5)		4 ir 13 skenavimo kūnai distaliai pakrypę 5 laipsnių kampų lyginant su 7 ir 10 skenavimo kūnais	20	20	20	20
10(20)		4 ir 13 skenavimo kūnai distaliai pakrypę 20 laipsnių kampų lyginant su 7 ir 10 skenavimo kūnais	10	10	—	10
12(5)		7 ir 10 skenavimo kūnai pakrypę mezialiai, o 3 ir 14 distaliai 5 laipsnių kampų lyginant su 5 ir 12 skenavimo kūnais	10	—	10	10

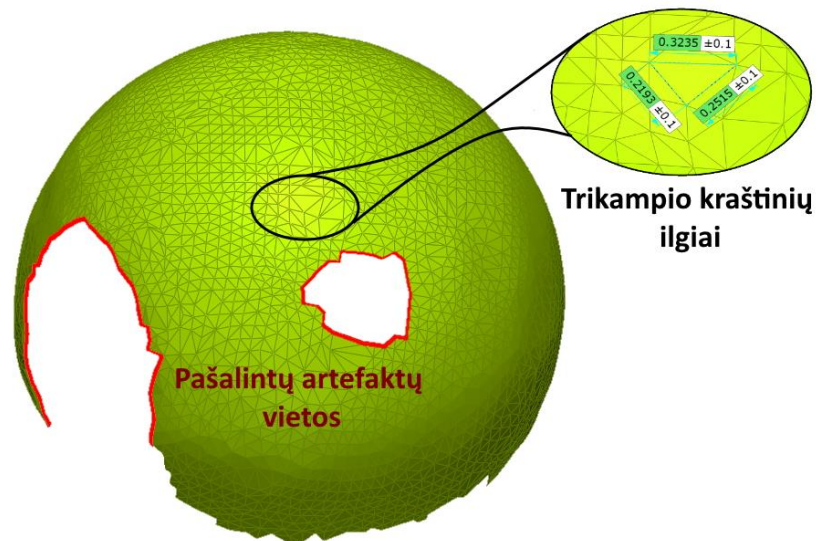
Pasinaudojus minėta metrologine programa dantų lankuose esančios sferos buvo iškirptos ir išeksportuotos *.stl* formatu. Kirpimas buvo vykdomas operatoriui žymint dantų lanke esančius segmentus reprezentuojančius sferą – artefaktai esantys sferų paviršiuje taip pat buvo pašalinami. Kiekvienai naujai iškirptai sferai naudojantis mažiausių kvadratų metodu pritaikyta menama sfera apibrėžiama centru $C(x,y,z)$ ir spinduliu R .

4.2. Sferų skaitmenizavimo tikslumo tyrimai

Dantų modeliuose esančių sferų skaitmenizavimo tikslumas gali lemti, kaip patikimai bus konstruojama atraminė plokštuma. Tolimesniuose tyrimuose bus analizuojami intraoraliniais skeneriais skaitmenizuotų sferų tikslumas remiantis menamų sferų parametrais R ir $C(x,y,z)$.

4.2.1. Pritaikytų sferų ir skaitmeninį modelį sudarančių taškų tankio priklausomybės tyrimas

Sferos pritaikymo tikslumas priklauso nuo skaitmeninio modelių sudaromų taškų tankio (rezoliucijos) ir paviršiaus topografijos – paviršių sudarančių trikampių dydžio variacijos. Dėl tolygaus sferą sudarančio paviršiaus ir pašalintų artefaktų buvo nuspręsta topografijos vertinimo šiame tyrime nevykdyti. Sferos taškų tankio vertinimas buvo pakeistas skaitmeninį modelį sudarančių jungčių (trikampių kraštų) ilgiu (žr. 16 pav.).

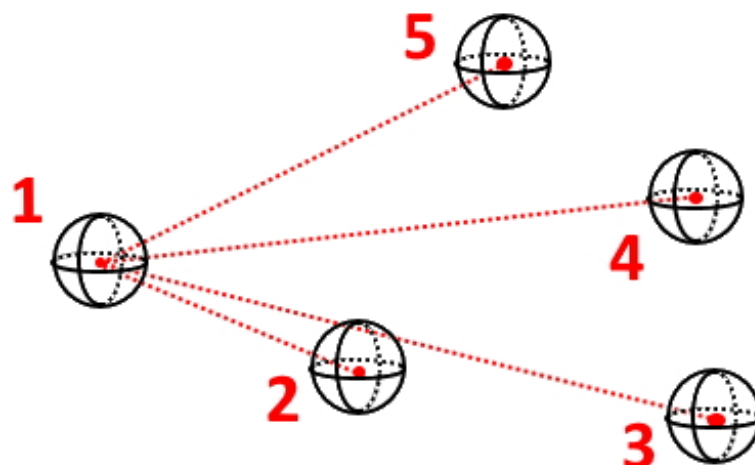


16 pav. Sferos sudarančio trikampio ilgiai ir pašalintų artefaktų vietos

Šis sprendimas buvo priimtas dėl galimų sferų paviršių plotų skirtumo po artefaktų šalinimo ir priimtinos *.stl* formato savybės apibrėžti trikampį taškų koordinatėmis. Žinant, kad *.stl* formate taškai aprašomi Dekarto koordinatinių sistemoje x , y ir z ašyse, trikampių kraštinėms apskaičiuoti naudojama 2. formulė. Šiame tyrime, koncentruojamasi į pavienių sferų tikslumą, dėl to vertinimui pasirinktas individualiai sferą aprašantis parametras – spindulys. Sferų spindulių skirtingose pozicijose normalumui vertinti panaudotas Shapiro-Wilko testas ($\alpha=0.05$). Statistiniam skirtumui tarp sferų spindulių skirtingose pozicijose analizuoti naudojama Kruskalo-Wallisio analizė ($\alpha=0.05$).

4.2.2. Atstumų tarp pritaikytų sferų centrų tyrimas.

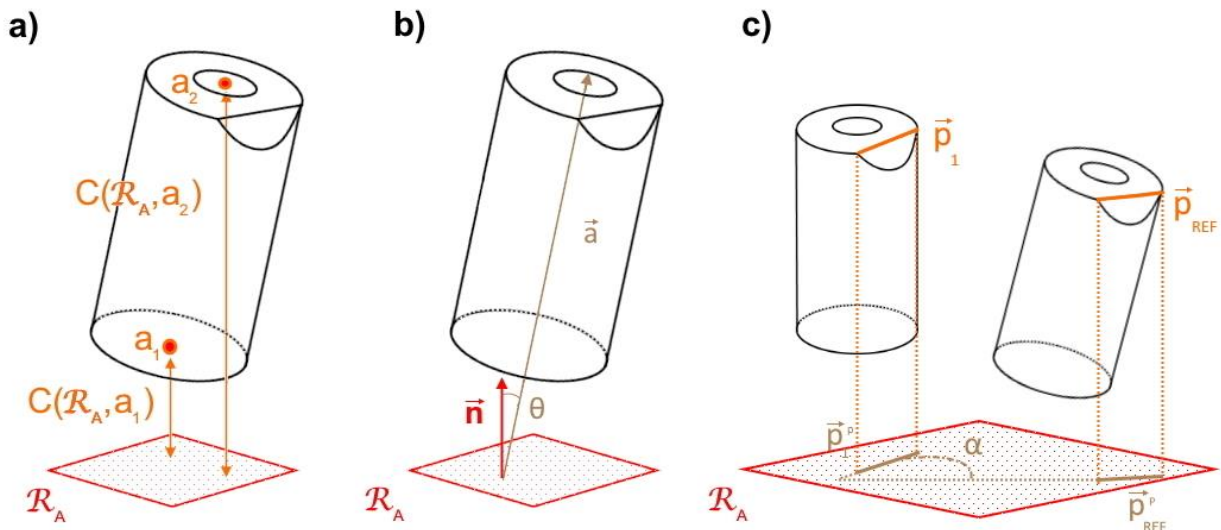
Sferų centrų tikslumui vertinti atliktas atstumų tarp pritaikytų sferų centrų tyrimas. Atstumai vertinami tarp IOS ir laboratoriniam skeneryje esančių pirmosios sferos ir likusių keturių (žr. 17 pav.).



17 pav. Atstumai tarp modeliuose esančių pirmosios ir likusių keturių sferų matavimo schema

4.3. Atraminės plokštumos įtaka skenavimo kūnų įverčių tikslumui

Siūlomas vertikalios poslinkio, anguliacijos ir rotacijos įverčių vertinimas naudojantis atramine plokštuma pateiktas 18 paveiksle:



18 pav. Skenavimo kūnų pozicijos įverčių matavimai: vertikalus poslinkis – $C(\mathcal{R}_A, a_1)$ arba $C(\mathcal{R}_A, a_2)$ (a), anguliacija – θ (b) ir rotacija α_1 (c), naudojantis atramine plokštuma

Įverčiai vertinami pasinaudojus atramine plokštuma nepriklausoma nuo skenavimo kūno. Atraminės plokštumos sudarymui (\mathcal{R}_A) pasirinkti dantų lankų modeliuose esančių penkių pritaikytų sferų centrai. Vertikalus poslinkis vertinamas naudojantis skenavimo kūnų viršūnių centrais: a_1 ir a_2 , ir plokštuma \mathcal{R}_A . Anguliacija (θ) vertinama kampu tarp atraminės plokštumos normalės \vec{n} ir vektoriaus \vec{a} . Rotacija, vertinama kampu (α) tarp skenavimo kūnų rotacijos vektorių \vec{p}_1^P ir \vec{p}_{REF}^P , gautų projektuojant vektorius \vec{p}_1 ir \vec{p}_{REF} į plokštumą \mathcal{R}_A . Šiame tyrime bus nagrinėjama orientacinei plokštumai sudaryti naudojamų sferų tvirtinimo vietų ir skaičiaus įtaka minėtiems skenavimo kūnų įverčiams bei rotacijos įverčio priklausomybių nuo anguliacijos minimizavimo metodai.

4.3.1. Vertikalios poslinkio vertinimo modeliavimas

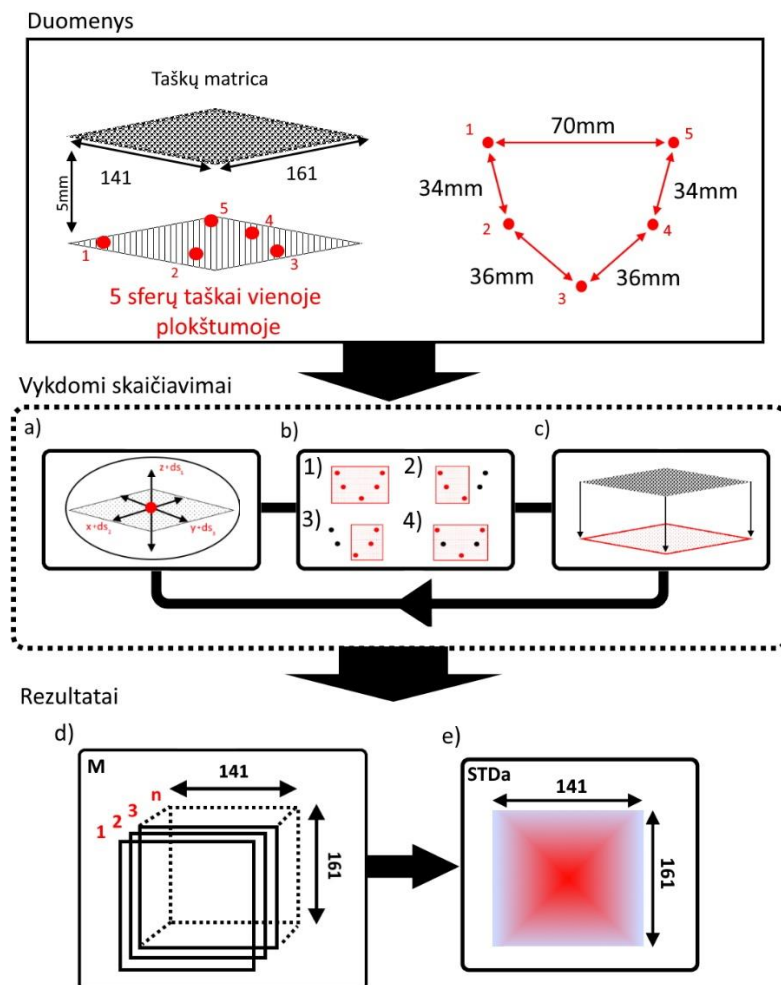
Tyrimo eiga ir gaunami rezultatai iliustruojami 19 paveiksle. Tyrimo pagrindą sudaro menami sferų centrai išdėstyti apytikslėse pozicijose, kaip ir atspausdintuose modeliuose, vienoje plokštumoje. 10 mm virš sferų centrų suformuota taškų matrica (141×161). Prie apibrėžtų menamų taškų kiekvienos koordinatės (x, y, z) atskirai buvo pridėti pagal normalųjį skirstinį sugeneruoti atsitiktiniai skaičiai: ds_1 , ds_2 ir ds_3 (a). Normaliojo skirstinio standartinį nuokrypį apibrėžė IOS pritaikytų sferų centrų atstumai nuo atitinkamų laboratorinio skenerio sferų centrų, taip imituojant galimą sferų centrų išsibarstymą. Remiantis naujai sugeneruotų sferų centrų kombinacijomis (b): 1–{1,2,3,4,5}, 2–{1,2,3}, 3–{3,4,5}, 4–{1,3,5} per tuos taškus brėžiamos plokštumos (c). Plokštumos apibrėžiamos ortogonalios regresijos (mažiausių kvadratų) metodu naudojantis SVD (angl. *singular value decomposition*). Metodas aprašomas trimis žingsniais:

1. Iš turimo taškų koordinatėjų matrica $T \times 3$ (čia T nurodomas taškų skaičius) atimama centroidė $O(x_o, y_o, z_o)$.

2. $T \times 3$ matrica skaidoma į ortogonalias ($U_{[T \times T]}$ bei $V_{[3 \times 3]}$) ir trikampę matricas $\Sigma_{[3 \times 3]}$ naudojantis SVD ($T \times 3 = U \Sigma V^T$). Trikampės matricos pagrindinės įstrižinės elementai σ_1, σ_2 , ir σ_3 yra tikrinė vertės.
3. Plokštumos koeficientams apibrėžti naudojama $V_{[3 \times 3]}$ matrica ir centroidė. Matricos eigenvektoriai $\{v_1, v_2, v_3\}$ apibrėžia taškų išsidėstymą. Vektoriai $\{v_1, v_2\}$, remiantis Σ matricos didžiausiomis eigeno reikšmėmis σ_1 ir σ_2 , aprašo didžiausią taškų dispersijos plokštumą. Likęs vektorius v_3 , su mažiausia tikrine verte σ_3 , apibūdina ieškomos plokštumos normalę $\vec{n}(x, y, z)$. Normalės koordinatės aprašo A, B ir C plokštumos koeficientus, D koeficientas apibrėžiamas:

$$D = -(Ax_o + By_o + x_o B) \quad (8)$$

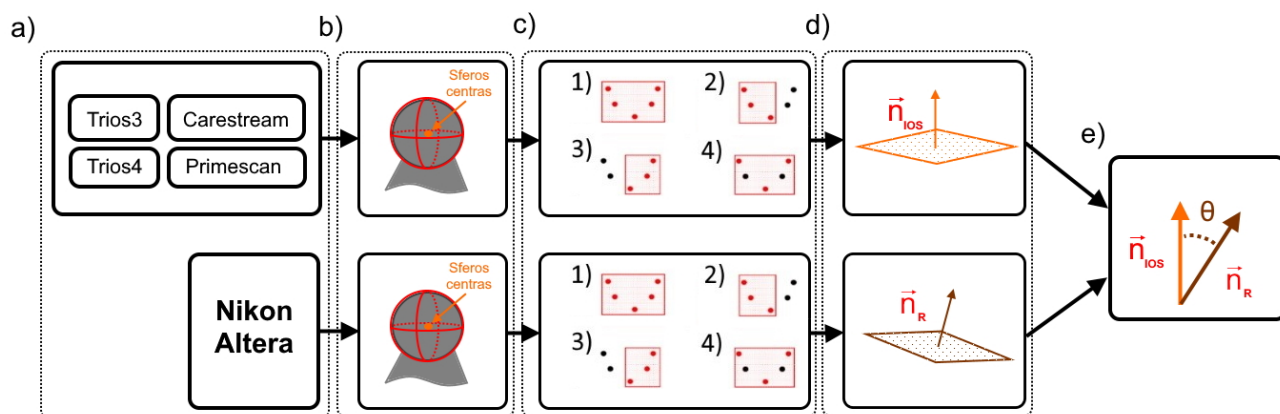
Į apibrėžtas plokštumas projektuojama taškų matrica. Tarp kiekvieno taško esančio taškų matricoje ir suprojektuoto plokštumoje apskaičiuojamas ortogonalus atstumas – suformuojama atstumų matrica (141×161). Aprašyti etapai (a, b ir c) yra kartojami n kartų. Kiekvienos sferų kombinacijos suformuotų plokštumų atstumų rezultatai saugomi matricoje M ($141 \times 161 \times n$) (d). Plokštumos įtaką erdviniam vertikaliajo poslinkio įverčio tikslumui vertinti buvo panaudota standartinių nuokrypių matrica $STDa$ (141×161) apskaičiuota remiantis M matrica.



19 pav. Atraminės plokštumos įtakos vertikaliajo poslinkio įverčio tikslumui tyrimo planas

4.3.2. Anguliacijos įverčio tyrimas

Siūlomas anguliacijos tikslumo vertinimas priklauso tik nuo modeliuose pritaikytų plokštumų normalės \vec{n} gaunamų reikšmių pakartojamumo. Šiame tyrime plokštumų normalių pakartojamumas vertinamas naudojantis turimais IOS ir laboratorinio skenerio modeliais. Tyrimo eiga iliustruojama 20 paveiksle.

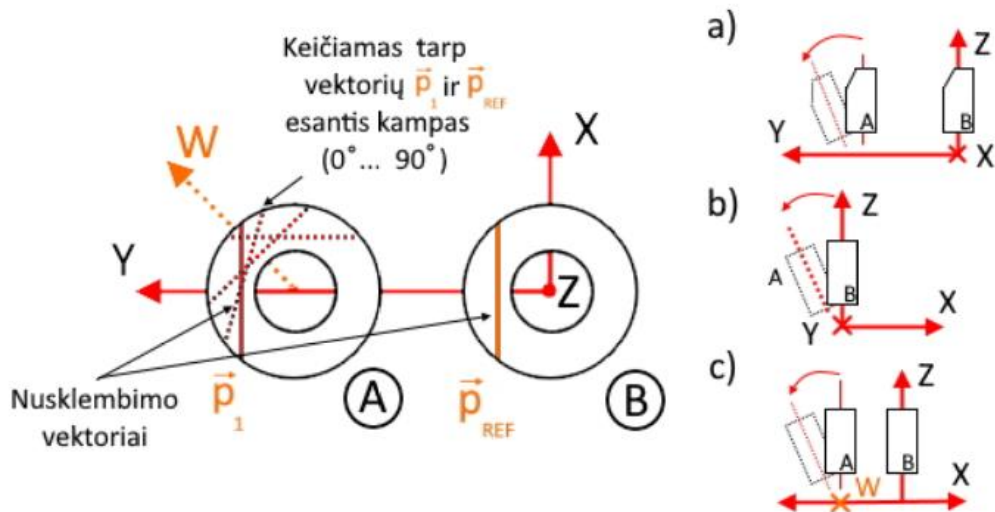


20 pav. Atraminės plokštumos normalės įtaka anguliacijos įverčio tikslumui tyrimo planas

Turimoms IOS ir laboratorinio (a) skenerio dantų lankų modelių sferoms įvertinamas centras (b). Kaip ir vertikalaus poslinkio tyrimo atveju naudojamos 4 sferų kombinacijos: 1–{1,2,3,4,5}, 2–{1,2,3}, 3–{3,4,5}, 4–{1,3,5}, pagal kurias apibrėžiamos plokštumos (c). Apibrėžtomis IOS ir laboratorinio skenerio plokštumoms įvertinamos normalės: \vec{n}_{IOS} ir \vec{n}_R . IOS plokštumos normalės pakartojamumas vertinamas kampų (θ) tarp IOS ir laboratorinio skenerio normalių.

4.3.3. Rotacijos įverčio priklausomybių nuo anguliacijos tyrimas

Rotacijos įverčių priklausomybių nuo anguliacijos vertinimo metodika vaizduojama 21. paveiksle. Rotacijos įverčio priklausomybės sudaromos keičiant A skenavimo kūno vertikalią ašį pasvirimo kampą atžvilgiu B skenavimo kūno vertikalią ašį. Kampai keičiami naudojantis Y, W ir X rotacijos ašimis. A skenavimo kūnas pasukamas savo vertikalia ašimi, taip keičiant pradinį nusklembimo vektorius \vec{p}_1 , lygiagrečių su B skenavimo kūno nusklembimo vektoriumi \vec{p}_{REF} . Atliktus A skenavimo kūno pasvirimus ir rotacijas, rotacijos įvertis vertinamas tarp B ir A skenavimo kūnų rotacijos įverčio vektorius \vec{p}_1 ir \vec{p}_{REF} , naudojantis 3. formule.

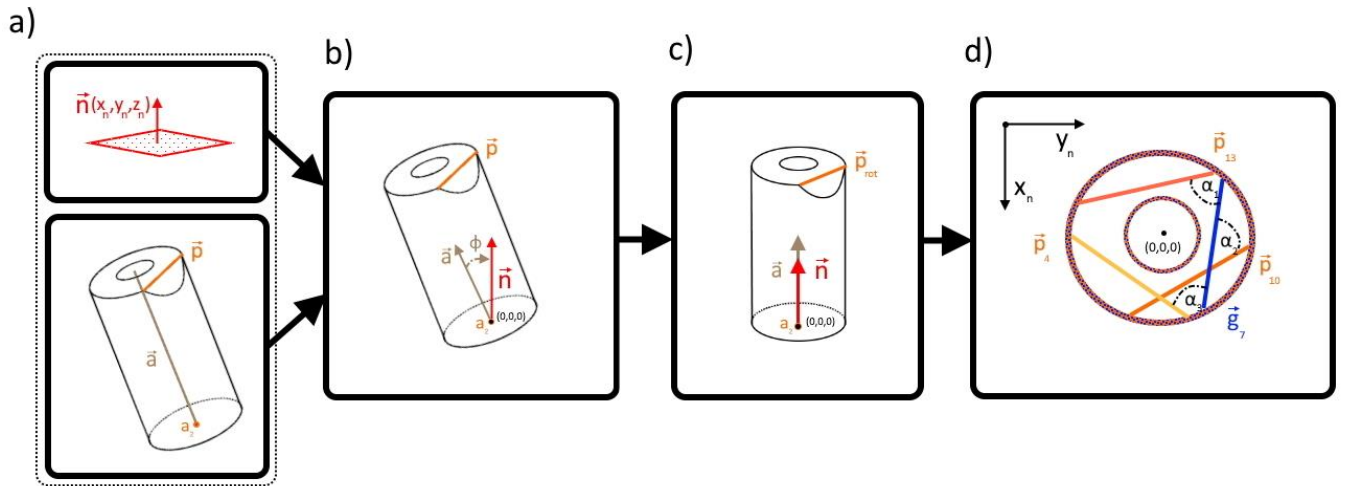


21 pav. Skenavimo kūnų (A ir B) rotacijos įverčio priklausomybių nuo rotacijos ašių: X(a), Y(b) ir W(c) ir nusklembimo vektorių vertinimo metodika

Rotacijos įvertis įtakojamas anguliacijos (žiūrėti 3.1 skyrių), dėl to siūlomame metode rotacijai vertinti naudojami vektoriai projektuojami į atraminę plokštumą (žr. 18 (c) pav.) taip tikintis sumažinti anguliacijos įtaką. Tačiau nėra tiksliai žinoma, kaip patikimai šis metodas sumažina anguliacijos įtaką. Šiame tyrime remiantis 21 paveiksle nurodyto metodo aprašu rotacijos vektorius \vec{p}_1 , po atliktų A skenavimo kūno pasvirimų ir rotacijų, kartu su \vec{p}_{REF} vektoriumi yra projektuojami į plokštumą \mathcal{R}_2 (žr. 12 (d) pav.) konstruojamą pagal apatinį B skenavimo kūno pagrindą. Rotacijos įvertis vertinamas kampu tarp suprojektuotų \vec{p}_{REF} ir \vec{p}_1 vektorių naudojantis 3. formule.

4.3.4. Rotacijos įverčio vertinimo metodikų tyrimas su realiais duomenimis

Šiame tyrime bus lyginami du anguliacijos įtaką mažinantys metodai: siūlomas ir, šio tyrimo atveju atraminis laikomas, anuliaciją eliminuojantis metodai. Tyrime naudojami 10(5) grupės dantų lanko skenavimo kūnai ir atraminės plokštumos. Atraminės plokštumos apibrėžiamos ortogonalios regresijos būdu (žiūrėti 5.2.1.) naudojantis visais 5 dantų lanke nustatytais sferų centrais. Rotacijos vektoriams rasti naudojamas netiesioginis skenavimo kūnų vertinimo metodas (žiūrėti 3.1 skyrių) – tikslų matmenų skenavimo kūno sutapdinimas su dantų lanke esamais skenavimo kūnais. Sutapdinimas buvo vykdomas naudojantis Geomagic Control X programa. Visi 4 dantų lanke sutapdinti tikslų matmenų skenavimo kūnai buvo išsaugojami atskirai. Rotacijos įverčių vertinimo metodams reikalingi skenavimo kūnų žymenys randami naudojantis automatine atpažinimo programa remiantis [53]. Siūlomo rotacijos įverčio metodo pagrindą sudaro 3.1. skyriuje aprašytas rotacijos vertinimas, tačiau siūlomu atveju atraminė plokštuma nėra priklausoma nuo skenavimo kūnų. Anguliacijos įtaką eliminuojantis metodas iliustruojamas 22 paveiksle.



22 pav. Anguliacijos įtaką eliminuojančio rotacijos vertinimo metodo iliustracija

Metodas remiasi skenavimo kūno ašies vektoriaus (\vec{a}) sulygiavimu su atraminės plokštumos normale (\vec{n}). Naudojantis automatine skenavimo kūnų žymenų atpažinimo programa randami rotacijos – \vec{p} ir skenavimo kūno vertikali ašies vektoriai, taip pat apatinis skenavimo kūno taškas – a_1 (a). Prieš vektorių lygiavimą skenavimo kūnas pagal a_1 taško koordinatas perkeliama į koordinatinių centrinių tašką (0,0,0). Vektoriaus \vec{a} lygiavimui su \vec{n} (anguliacijos eliminavimui) naudojama rotacijos matrica aprašoma formule:

$$R_{rot} = I + [\vec{a} \times \vec{n}]_{\times} + [\vec{a} \times \vec{n}]_{\times}^2 \frac{1}{1 + (\vec{a} \cdot \vec{n})}, \quad (9)$$

čia R_{rot} – rotacijos matrica, $[\vec{a} \times \vec{n}]_{\times}$ – vektorių \vec{a} ir \vec{n} vektorinė sandaugos asimetrijos matrica, $\vec{a} \cdot \vec{n}$ – skaliarinė vektorių sandauga. Rotacijos matricos R_{rot} ir vektoriaus \vec{a} sandauga lygi vektoriui \vec{n} :

$$\vec{n} = \vec{a} \cdot R_{rot} \quad (10)$$

Vektoriaus \vec{a} lygiavimas su \vec{n} iliustruojamas b ir c paveiksluose. Rotacijos vektoriaus \vec{p} ir gautos rotacijos matricos R_{rot} sandauga lygi

$$\vec{p}_{rot} = \vec{p} \cdot R_{rot}, \quad (11)$$

čia \vec{p}_{rot} – naujas rotacijos vektorius statmenas \vec{a} ir \vec{n} . Kiekvienam vektoriui individualiai įvertinus rotacijos matricas ir naujų vektorių \vec{p}_{rot} koordinatas apskaičiuojami rotacijos įverčiai. Abiejuose anguliacijos įtaką mažinančiuose metoduose 10(5) grupės rotacijos įverčiai vertinami kampu (α) tarp atraminio (7 skenavimo kūno) rotacijos vektoriaus (\vec{p}_7) ir likusių trijų: \vec{p}_4 , \vec{p}_{10} ir \vec{p}_{13} (d). Rotacijų įverčių normalumui vertinti panaudotas Shapiro-Wilko testas ($\alpha=0.05$). Statistiniam skirtumui tarp metodų analizuoti naudojama Kruskalo-Wallisio analizė ($\alpha=0.05$).

5. Rezultatai

Rezultatai skirstomi į dvi dalis. Pirmojoje dalyje aptariami plokštumai naudojamų sferų skaitmenizavimo tikslumo rezultatai, antrojoje skenavimo kūnų įverčių tikslumo priklausomybės nuo IOS ir atraminės plokštumos konstravimo metodikos.

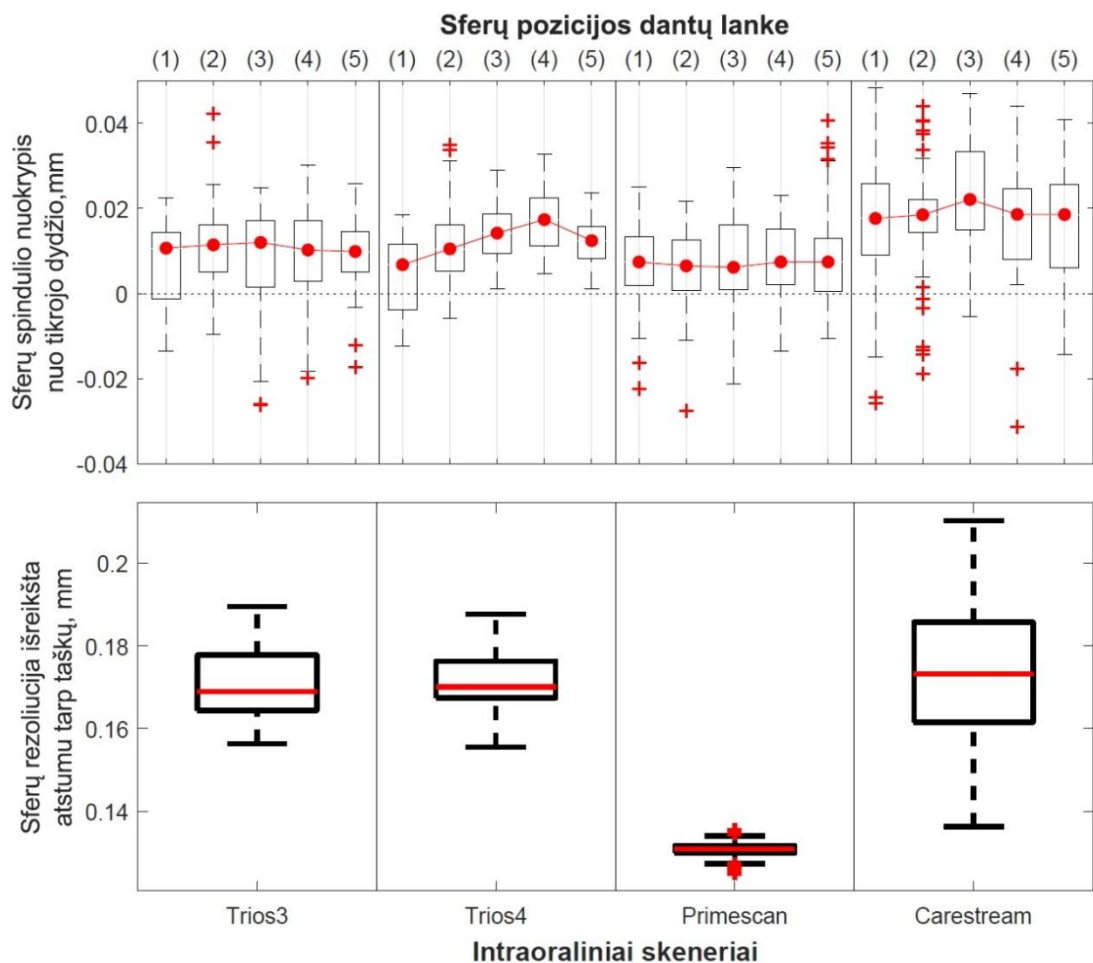
5.1. Sferų skaitmenizavimo tikslumo tyrimų rezultatai

Pritaikytų sferų spindulių ir intraoralinių skenerių rezoliucijos tyrimų rezultatai atvaizduoti 23 paveiksle. Pritaikytų sferų spindulių rezultatuose pateikiamas skirtumas tarp laboratorinio ir intraoralinio skenerių skirtingose sferų pozicijose dantų lankų modelyje. Skenerių rezoliucijos rezultatai pateikiami kaip skaitmenizuotą sferą sudarančių trikampių kraštinių ilgių. Remiantis pateiktais rezultatais (žr. 23 viršutinis pav.) didelė dalis IOS sferų spindulių yra didesnė nei laboratorinio skenerio. Shapiro-Wilko testo ir Kruskalo-Walliso analizės rezultatai sferų spinduliams skirtingose pozicijose analizuoti pateikti 2. lentelėje.

2 lentelė. Shapiro-Wilko ir Kruskalo-Walliso testų p reikšmių rezultatai sferų spinduliams skirtingose pozicijose analizuoti

IOS	Normalumo testo p vertės pagal sferų pozicijas					Kruskalo-Walliso p vertės
	1	2	3	4	5	
Trios3	<0.05	<0.05	0.13	<0.05	<0.05	0.53
Trios4	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	0.83	<0.05
Primescan	<0.05	0.37	<0.05	0.1	0.14	0.87
Carestream	<0.05	<0.05	0.43	<0.05	0.34	<0.05

Remiantis Kruskalo-Walliso testu Trios3 ir Primescan IOS sferų spinduliai skirtingose pozicijose reikšmingo statistinio skirtumo neturi, likę (Trio4 ir Carestream) IOS turi. Didžiausias duomenų išsibarstymas ir nuokrypis nuo laboratorinio skenerio vertės stebimas Carestream intraoraliniame skeneryje. Spinduliai esantys arčiausiai laboratorinio skenerio spindulių, apibrėžti Primescan intraoraliniame skeneryje. Skirtumas tarp intraoralinių skenerių rezoliucijos duomenų – pastebimai ryškus. Mažiausią rezoliucijos duomenų variaciją stebima Primescan, o didžiausią Carestream intraoraliniuose skeneriuose. Trios3 ir Trios4 IOS pasižymi panašia rezoliucija. Skirtumas tarp Carestream ir Primescan IOS spindulių tikslumo koreliuoja su jų rezoliucijos rezultatais.



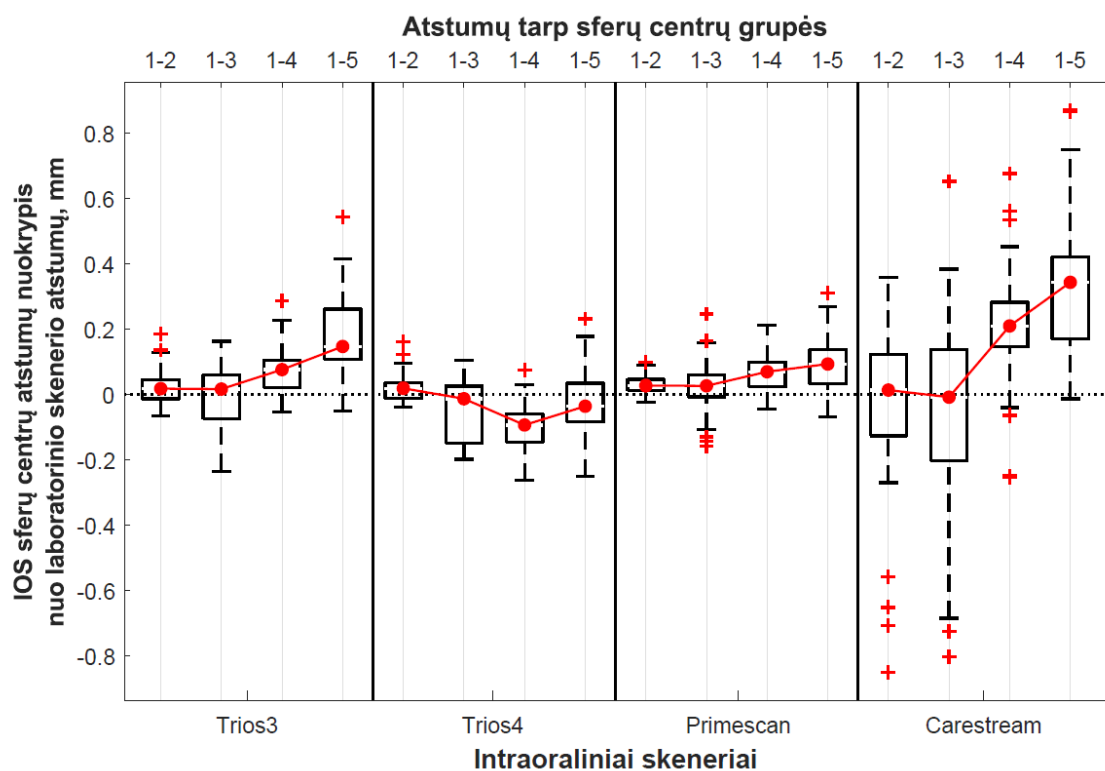
23 pav. Pritaikytų sferų spindulio nuokrypių nuo tikrosios vertės (2.5mm) priklausomybės pagal naudojamus IOS ir sferų padėtis (viršuje). Skaitmeninių sferų modelių rezoliucija išreikšta trianguliacijos ilgiais (apačioje)

IOS atstumų tarp sferų centrų nuokrypių nuo laboratorinio skenerio rezultatai pateikti 24 paveiksle. Vidutinis atstumas tarp laboratorinių skeneriu sferų centrų pateiktas 3 lentelėje. Remiantis pateiktais atskirų IOS atstumų rezultatais pastebimas skirtumas tarp skirtingų sferų centrų atkarpų tikslumo. Carestream, Trios3 ir Primescan intraoraliniuose skeneriuose tikslumas didinant atstumą mažėjo. Skirtingai nei kiti skeneriai Trios4 skenerio atstumai {1–3} ir {1–4} grupėse pasižymi mažesnėmis nei laboratorinio skenerio vertėmis.

3 lentelė. Vidutinis atstumas tarp laboratorinių skenerių sferų

Atstumų tarp sferų centrų grupės	1–2	1–3	1–4	1–5
Atstumai, mm	28.1687mm	58.4446mm	69.6320mm	70.7210mm

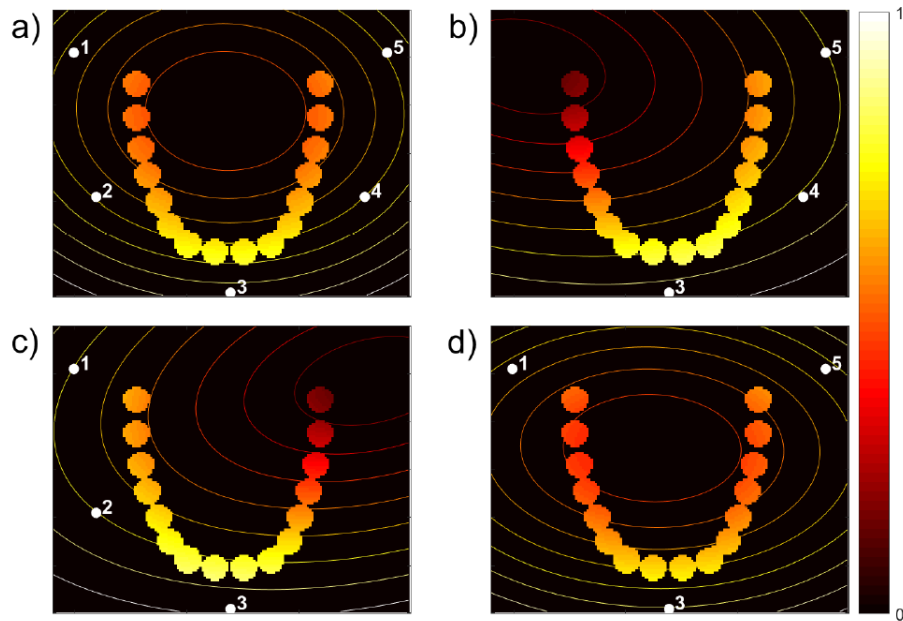
Tiksliausi atstumai pastebimi Primescan skeneryje, o labiausiai varijuojantys Carestream IOS.



24 pav. Atstumų tarp sferų gautų intraoraliniais skeneriais centrų nuokrypiai nuo laboratorinio skenerio gautų sferų atstumų

5.2. Vertikalaus poslinkio modeliavimo rezultatai

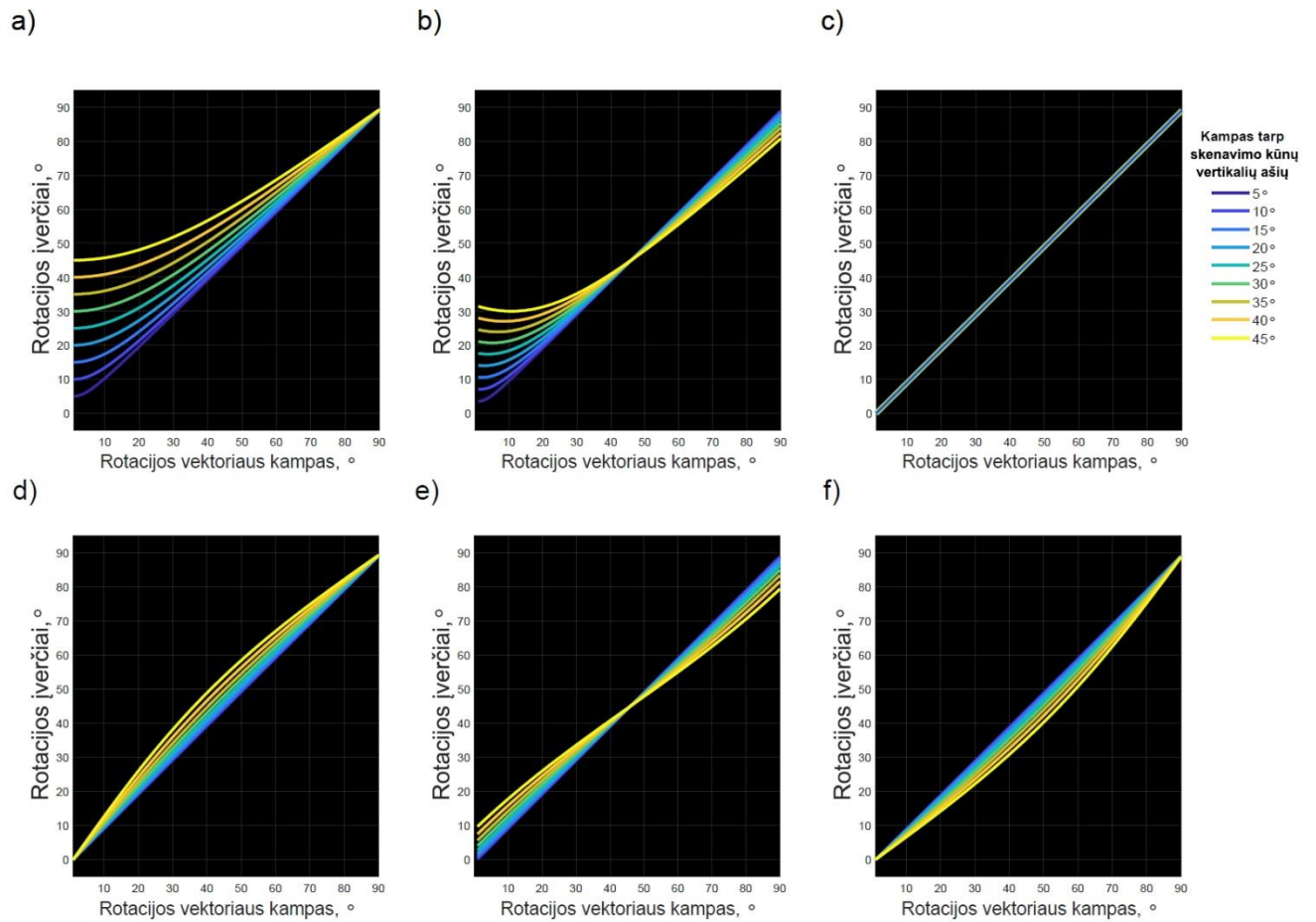
Vertikalojo poslinkio tyrimo rezultatai atvaizduoti 25 paveiksle. Įvertinus kiekvienos sferos centrų atstumus nuo laboratorinio skenerio sferų centrų buvo nustatyta modeliavimui skirta standartinė atstumų deviacija – 0.25 mm. Visos matricos normalizuotos – matricų elementai dalinami naudojantis didžiausią matricose rastą vertę (23.4 μm). Atstumų matricų (STDa) vizualizavime naudota menama dantų okliuziją atitinkanti kaukė, išryškinusi galimas vertikalojo poslinkio vietas atskiruose dantyse, bei visą matricą reprezentuojančios izolinijos. Vertikalaus poslinkio atstumų standartinės deviacijos {1,2,3} ir {3,4,5} sferų centrų kombinacijose yra mažesnės priešingose sferų pusėse – ties krūminiais dantimis. Žvelgiant į dantų okliuzijos menamą vaizdą {1–5} kombinacijoje pastebimas didžiausias standartinių nuokrypių pasiskirstymas, nei kitose kombinacijose. {1–5} ir {1,3,5} sferų kombinacijų standartinių nuokrypių matricos stebimai mažesnės matricos centre. {1,3,5} kombinacijoje krūminių dantų vietose standartinė deviacija pastebimai mažesnė nei panašaus tipo {1–5} kombinacijoje.



25 pav. Normalizuotų vertikalių atstumų standartinių nuokrypių matricių vaizdavimas izolinijomis bei menamomis dantų okliuzijos vietomis. Taškų kombinacijos (baltos spalvos taškai) a) {1–5}, b) {1,2,3}, c) {3,4,5}, d) {1,3,5}

5.3. Rotacijos įverčių priklausomybės nuo anguliacijos tyrimo ir siūlomo anguliacijos mažinimo metodo rezultatai

Rotacijos įverčio priklausomybės nuo skenavimo kūno pasvirimo kampo ir galimų rotacijos ašių vaizduojamos 26 (a-c) paveiksluose. Skenavimo kūnams pasvirus Y (a) ir W(b) ašimis stebima netiesinė rotacijos įverčio priklausomybė nuo pradinio kintamo rotacijos kampo-kampas esantis tarp \vec{p}_1 ir \vec{p}_{REF} , kai A ir B skenavimo kūnai yra lygiagretūs. Rotacijos įvertis stabilizuojasi Y ašyje tik esant 90° pasvirimo kampui, o W tik 45° . Tiesinė rotacijos įverčio ir pradinio kintamo rotacijos kampo priklausomybė pastebima X(c) ašyje. Anguliacijos įtaką mažinančio siūlomo metodo tyrimo rezultatai pateikti 26 (d-f) paveiksluose. Didinant skenavimo kūnų pasvirimą visose trijose ašyse (Y (d), W(e) ir X(f)) stebimas ryškus netiesinės rotacijos įverčio priklausomybės nuo pradinio kintamo rotacijos kampo didėjimas. Vis dėlto siūlomo metodo charakteristikos Y (d) ir W(e) ašyse artimesnės tiesinei charakteristikai nei vertinant rotacijos įvertį be siūlomo metodo, tik X ašyje rotacijos įverčio charakteristika siūlomame metode nėra tiesinė lyginant su rezultatais be siūlomo metodo. Panašumas tarp rezultatų naudojantis siūlomu metodu ir ne stebimas rotacijos įverčiui Y ašyje esant 90° , o W 45° pasvirimo kampui.

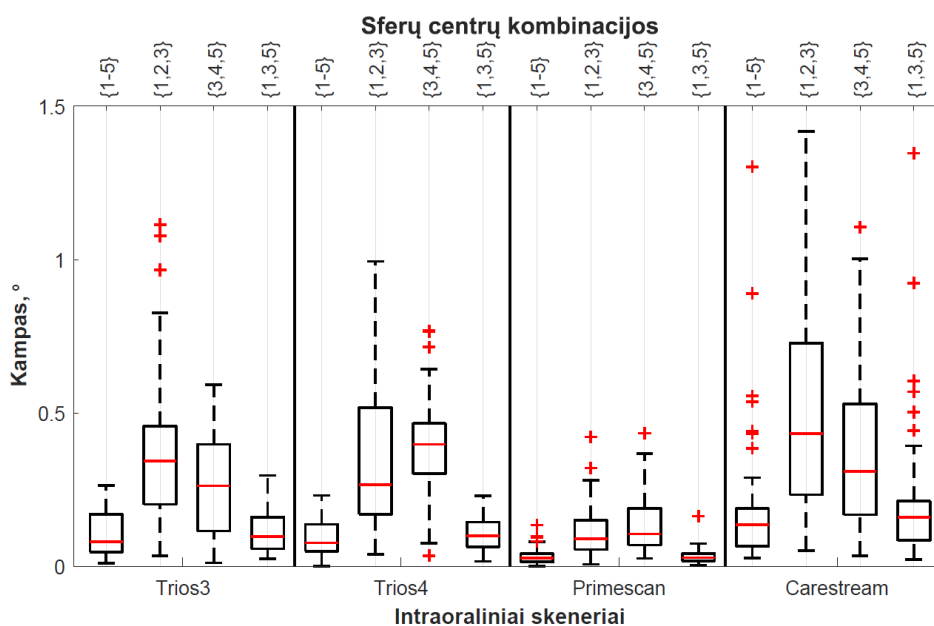


26 pav. Rotacijos įverčių priklausomybės nuo skenavimo kūno (A) pasvirimo kampo ir rotacijos ašių: Y(a), W(b) ir X(c). Rotacijos įverčių priklausomybės nuo skenavimo kūno (A) pasvirimo kampo ir rotacijos ašių: Y(d), W(e) ir X(f) po siūlomo anguliacijos įtaką mažinančio metodo

5.4. Skenavimo kūnų anguliacijos ir rotacijos priklausomybių nuo orientacinės plokštumos konstravimo metodikos ir naudojamų intraoralinių skenerių rezultatai.

Anguliacijos įverčio tyrimo duomenys atvaizduoti 27 paveiksle. Nepriklausomai nuo intraoralinio skenerio ryškiausias kampų tarp plokštumų normalių išsibarstymas stebimas esant {1,2,3} ir {3,4,5}

sferų centrų grupėse. Tiksliausiai plokštumų normalės įvertinamos Primescan skenerio {1–5} ir {1,3,5} grupėse. Trios3 ir Trios4 intraoralinių skenerių rezultatai panašūs.



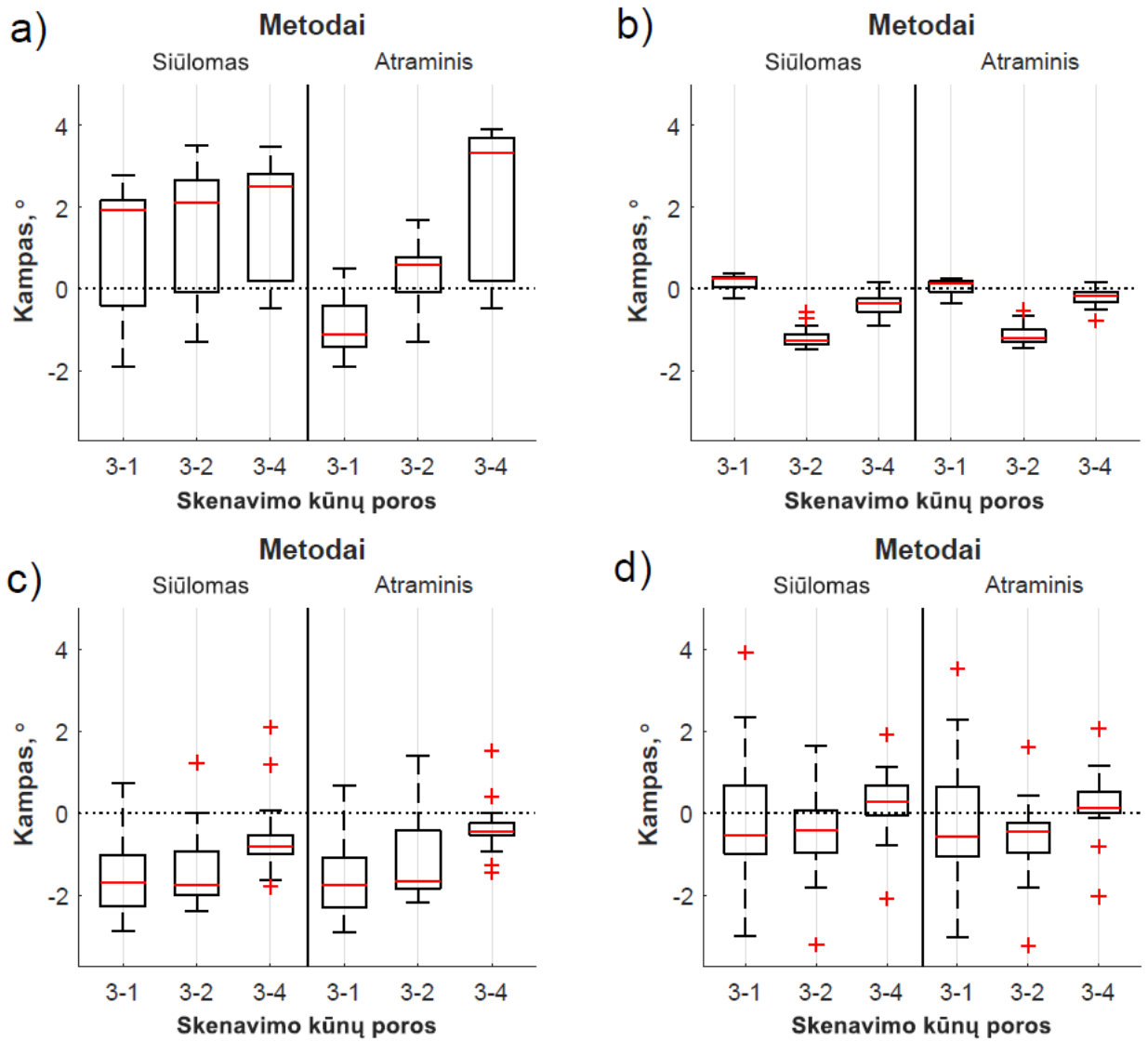
27 pav. Kampai tarp intraoraliniais ir laboratoriniais skeneriais apibrėžtų plokštumų normalių prie skirtingų plokštumas konstruojančių sferų centrų kombinacijų

Rotacijos įverčio tyrimo rezultatai atvaizduoti 28 paveiksle. Didžiausias duomenų, nepriklausomai nuo skenavimo poros ir metodo, išsibarstymas stebimas Trios3 intraoraliniame skeneryje. Tiksliausiai duomenys atvaizduoti Trios4 skeneryje. Remiantis Sharpiro-Wilko normalumo testų rezultatais bent vieno iš metodo skirtinguose skeneriuose skenavimo kūnų poros įverčiai nebuvo pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį. Dėl šios priežasties reikšmingam statistiniam skirtumui tarp metodų vertinti pasirinktas Kruskalo-Walliso testas. Testo rezultatai pateikti 4. lentelėje:

4. lentelė. Kruskalo-Walliso testų p reikšmių rezultatai reikšmingam statistiniam skirtumui tarp metodų skirtingose grupėse vertinti.

Grupės	Intraoraliniai skeneriai			
	Trios3	Trios4	Primescan	Carestream
3-1	>0.05	>0.06	0.47	0.59
3-2	0.16	0.23	0.22	0.61
3-4	0.36	0.47	0.24	0.07

Reikšmingas statistinis skirtumas tarp metodų matomas tik 3-1 grupės Trios3 ir Trios4 intraoraliniuose skeneriuose.



28 pav. Intraoralinių skenerių: Trios3 a), Trios4 b), Primescan c) ir Carestream d), gautų rotacijos įverčių nuokrypiai nuo laboratorinio skenerio rotacijos įverčių

6. Diskusija

Šiame darbe ištirta atraminės plokštumos įtaka skaitmenizuoto skenavimo kūno tikslumą apibūdinantiems įverčiams. Dėl palyginti naujos tyrimų srities publikuotų straipsnių skaičius, aprašantis įverčių vertinimo metodikas, nėra didelis, dėl to ir vertinimo metodikos nėra galutinai apibrėžtos.

Šiame darbe taikoma įverčiams vertinti skirta plokštuma apibrėžiama skaitmenizuotų sferų centrais. Remiantis gautais rezultatais galima teigti, kad skenavimo rezoliucija įtakoja sferų skaitmenizavimo tikslumą. Tačiau pastebima, kad ženklus rezoliucijos didinimas iki tam tikro lygio beveik neįtakoja sferų tikslumo. Pavyzdžiui Trios3 ir Primescan intraoralinių skenerių atveju, kuomet žymiai didesnės rezoliucijos Primescan sferų spindulių rezultatai ženkliai nesiskiria nuo mažesnės rezoliucijos Trios3 intraoralinio skenerio. Tai galėtų paaiškinti teiginys, kad IOS tikslumą lemia ne tik generuojamų trikampių tankis, bet ir naudojama skaitmenizavimo technologija [14]. Remiantis atstumais tarp sferų centrų rezultatais tikėtina, kad sferų skaitmenizavimą Carestream, Primescan ir Trios3 skeneriuose įtakoja ir pradinio fiksuojamo kadro vieta, kuriai artima sfera „1“ - tolstant nuo jos didėja klaidingai apibrėžiamų trikampių skaičius [54].

Rotacijos įverčio vertinimo rezultatai su realiais duomenimis aiškiai skiriasi tarp siūlomo ir atraminio metodo nepastebėta. Tačiau reikia atkreipti dėmesį, kad anguliacijos tirtoje 10(5) grupėje nėra didelės-5°, tokiu atveju charakteristikos fiksuojamos rotacijos įverčių priklausomybėse nuo skenavimo kūnų pasvirimo kampo ir rotacijos ašies, turi mažą įtaką rotacijos įverčio tikslumui. Didesnis sudaromas kampas tarp skenavimo kūnų, kaip pavyzdžiui 10(20) grupėje, tikėtina išryškintų didesnius skirtumus tarp siūlomo ir atraminio metodo.

Vertinant vertikalojo poslinkio ir anguliacijos įverčių rezultatus priimtinausias sprendimas atraminei plokštumai konstruoti yra trijų sferų {1,3,5} kombinacija. Visų 5 sferų naudojimo rezultatai anguliacijos tyrime panašūs į {1,3,5}, tačiau vertikalojo poslinkio tyrimo prastesni, dėl to teiginį, kad didesnis plokštumai naudojamų sferų centrų skaičius pagerina plokštumos konstravimo tikslumą galima paneigti. Likusios dvi kombinacijos {1,2,3} ir {3,4,5} nėra tinkamos anguliacijos metodui vertinti. Vertikalojo poslinkio atveju šių sferų centrų kombinacijos tinkamos vertinti tik priešingoje dantų lanko pusėje esančius skenavimo kūnus.

Išvados

1. Odontologijoje taikomi skaitmenizuotų skenavimo kūnų pozicijos tikslumą apibūdinantys įverčiai: atstumai tarp skenavimo kūnų, anguliacijos, vertikalusis poslinkis ir rotacijos. Šiems įverčiams vertinti pasiūlytas nepriklausomas nuo skenavimo kūnų atraminis orientyras – plokštuma. Plokštumos konstravimui pasirinkti skaitmenizuotų sferų centrai išdėstyti žandinėje dantų lanko pusėje.
2. Remiantis vertikalojo poslinkio įverčio modeliavimo rezultatais trys sferos: dvi ties priešingose dantų lanko pusėse esančiais krūminiais ir viena ties centriniais kandžiais, tiksliausiai apibrėžia vertikalojo poslinkio įverčio vertes visame dantų lanke. Visų penkių sferų kombinacija taip pat pakankamai tolygiai apibrėžia vertikalojo poslinkio vertes visame dantų lanke, tačiau priešingai nei minėtų trijų sferų kombinacija vertinimo tikslumas naudojantis visas penkias sferas prastesnis. Trys sferos tvirtinamos kairėje ar dešinėje dantų lanko pusėje tinkamos tik lokaliems – priešingose dantų lanko pusėse nei išdėstytos sferos, vertikalojo poslinkio vertinimams.
3. Skaitmenizuotų sferų tikslumą nusakantys parametrai: spindulys ir sferos centras, yra priklausomi nuo IOS rezoliucijos ir skaitmenizavimo technologijos. Sferų centrų tikslumas taip pat priklausomas nuo pradinės skenavimo vietos – tolstant nuo šios vietos didėja klaidingai fiksuojamų sferos centrų skaičius. Anguliacijos įverčiui tikslingiausia tvirtinti minimalų skaičių (3) sferų aplink visą dantų lanką: dvi sferos tvirtinamos ties priešingose dantų lanko pusėse esančiais krūminiais dantimis, o viena ties centriniais kandžiais. Rotacijos įverčio vertinimui naudoti anguliacijos įtaką minimizuojantys metodai: siūlomas ir atraminis, tarp kurių rezultatų aiškaus skirtumo nepastebėta.

Literatūros sąrašas

- [1] L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, and F. Duret, “Understanding dental CAD / CAM for restorations – accuracy from a mechanical engineering viewpoint Comprendre la CFAO pour les restaurations dentaire – la précision vue de l’ingénierie mécanique,” *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 18, no. 4, pp. 343–367, 2015.
- [2] V. Rutk, “Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners . A systematic review,” vol. 10, pp. 101–120, 2017.
- [3] R. Richert *et al.*, “Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression,” *J. Healthc. Eng.*, vol. 2017, 2017.
- [4] “Dantų lanko skaitmenizavimas ir restauracijos gamyba,” *Priėjimas per internetą: distinctivedentalstudio.ca/* . .
- [5] William J. O’Brien, *Dental Materials and Their Selection*, 4th editio. 2008.
- [6] Y. R. Gallardo, L. Bohner, P. Tortamano, M. N. Pigozzo, D. C. Laganá, and N. Sesma, “Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 2, pp. 214–219, 2018.
- [7] K. Q. Al Hamad, “Learning curve of intraoral scanning by prosthodontic residents,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 123, no. 2, pp. 277–283, 2020.
- [8] B. Gimenez-Gonzalez, B. Hassan, M. Özcan, and G. Pradies, “An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla,” *J. Prosthodont.*, vol. 26, no. 8, pp. 650–655, 2017.
- [9] M. Revilla-León *et al.*, “Intraoral digital scans: Part 2—influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners,” *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–6, 2019.
- [10] B. Valentan, T. Brajlji, I. Drstvensek, and J. Balic, “Basic solutions on shape complexity evaluation of STL data,” no. May 2014, 2008.
- [11] C. Bilmenoglu, A. Cilingir, O. Geckili, H. Bilhan, and T. Bilgin, “In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses,” *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–6, 2020.
- [12] International Organization of Standardization, “ISO 12836. Dentistry-Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations-Test methods for assessing accuracy.,” *ISO, Geneva; Priėjimas per internetą: www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:12836:ed-2*, 2015. .
- [13] O. Ozan and O. Hamis, “Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 121, no. 6, pp. 941–948, 2019.
- [14] J. B. Carbajal Mejía, K. Wakabayashi, T. Nakamura, and H. Yatani, “Influence of abutment tooth geometry on the accuracy of conventional and digital methods of obtaining dental impressions,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 118, no. 3, pp. 392–399, 2017.
- [15] C. Wulfman, A. Naveau, and C. Rignon-Bret, “Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review.,” *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–7, 2019.
- [16] M. Iturrate, R. Minguez, G. Pradies, and E. Solaberrieta, “Obtaining reliable intraoral digital scans for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 121, no. 2, pp. 237–241, 2019.
- [17] G. Hack, L. Liberman, K. Vach, J. P. Tchorz, R. J. Kohal, and S. B. M. Patzelt, “Computerized optical impression making of edentulous jaws – An in vivo feasibility study,” *J. Prosthodont. Res.*, no. xxxx, pp. 1–10, 2020.
- [18] B. Giménez, M. Özcan, F. Martínez-Rus, and G. Pradies, “Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 17, no. S1, pp. e54–e64, 2015.
- [19] M. Revilla-León *et al.*, “Intraoral digital scans—Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners,” *J. Prosthet.*

- Dent.*, pp. 1–7, 2019.
- [20] R. Nedelcu, P. Olsson, I. Nyström, and A. Thor, “Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: An in vitro descriptive comparison,” *BMC Oral Health*, 2018.
- [21] C. Keul and J.-F. Güth, “Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison,” *Clin. Oral Investig.*, 2019.
- [22] H. C. Kim and J. Paek, “Customized Locator abutment fabrication on inclined implants: A clinical report,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 4, pp. 522–525, 2018.
- [23] F. Kuhr, A. Schmidt, P. Rehmann, and B. Wöstmann, “A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients,” *J. Dent.*, vol. 55, pp. 68–74, 2016.
- [24] J. H. Lee, “Improved digital impressions of edentulous areas,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 117, no. 3, pp. 448–449, 2017.
- [25] J. E. Kim, A. Amelya, Y. Shin, and J. S. Shim, “Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 117, no. 6, pp. 755–761, 2017.
- [26] M. T. Kattadiyil, Z. Mursic, H. Alrumaih, and C. J. Goodacre, “Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 3, pp. 444–448, 2014.
- [27] M. Revilla-León, Ó. Gonzalez-Martín, J. Pérez López, J. L. Sánchez-Rubio, and M. Özcan, “Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine,” *J. Prosthodont.*, vol. 27, no. 6, pp. 560–567, 2018.
- [28] M. Buda, M. Bratos, and J. A. Sorensen, “Accuracy of 3-dimensional computer-aided manufactured single-tooth implant definitive casts,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 120, no. 6, pp. 913–918, 2018.
- [29] J. F. Güth, D. Edelhoff, J. Schweiger, and C. Keul, “A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 20, no. 7, pp. 1487–1494, 2016.
- [30] A. B. Vogel, F. Kilic, F. Schmidt, S. Rübél, and B. G. Lapatki, “Dimensionsgenauigkeit digitaler kiefermodelle erstellt aus abformungs- bzw. Gipsmodellscans. eine praxisorientierte studie,” *J. Orofac. Orthop.*, vol. 76, no. 4, pp. 351–365, 2015.
- [31] R. M. Mizumoto and B. Yilmaz, “Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 120, no. 3, pp. 343–352, 2018.
- [32] M. S. Schwarz, “Mechanical complications of dental implants.,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 11 Suppl 1, pp. 156–158, 2000.
- [33] M. Winter, Werner and Stefan and Holst, Stefan and Karl, “Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.*, vol. 25, no. 5, 2010.
- [34] V. Rutkunas, C. Larsson, P. Vult von Steyern, F. Mangano, and A. Gedrimiene, “Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, no. January, pp. 1–9, 2020.
- [35] M. Revilla-león, R. Fogarty, and J. J. Barrington, “In fl uence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts,” *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–9.
- [36] K. R. Kim, K. young Seo, and S. Kim, “Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 122, no. 6, pp. 543–549, 2019.
- [37] R. M. Mizumoto, B. Yilmaz, E. A. McGlumphy, J. Seidt, and W. M. Johnston, “Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses,” *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–9, 2019.
- [38] S. Kurtulmus-Yilmaz, O. Ozan, T. B. Ozcelik, and A. Yagiz, “Digital evaluation of the

- accuracy of impression techniques and materials in angulated implants,” *J. Dent.*, vol. 42, no. 12, pp. 1551–1559, 2014.
- [39] A. Di Fiore *et al.*, “Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 63, no. 4, pp. 396–403, 2019.
- [40] P. Pappaspyridakos, G. O. Gallucci, C. J. Chen, S. Hanssen, I. Naert, and B. Vandenberghe, “Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 27, no. 4, pp. 465–472, 2016.
- [41] H. Ajioka, H. Kihara, C. Odaira, T. Kobayashi, and H. Kondo, “Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression,” *PLoS One*, vol. 11, no. 10, pp. 1–12, 2016.
- [42] A. Eliasson and A. Örtorp, “The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 14, no. SUPPL. 1, pp. 30–38, 2012.
- [43] “GOM.” .
- [44] “How do Full Precision Fitting algorithms work in Geomagic Studio and Geomagic Control?,” *Priėjimas per internetą: softwaresupport.3dsystems.com/knowledgebase/article/KA-03226/en-us*. .
- [45] S. E. Nam, Y. S. Park, W. Lee, S. J. Ahn, and S. P. Lee, “Making three-dimensional Monson’s sphere using virtual dental models,” *J. Dent.*, vol. 41, no. 4, pp. 336–344, 2013.
- [46] R. Adaškevičius and A. Vasiliauskas, “ELECTRONCS AND ELECTRICAL ENGINEERING Evaluation of Dental Arch Form Using 3D Dental Cast Scanning Technology,” *Electr. Eng.*, vol. 5, no. 5, pp. 3–6, 2009.
- [47] Y. Kumar, R. Janardan, and B. Larson, “Automatic feature identification in dental meshes,” *Comput. Aided. Des. Appl.*, vol. 9, no. 6, pp. 747–769, 2012.
- [48] S. Stucki and N. Gkantidis, “Assessment of techniques used for superimposition of maxillary and mandibular 3D surface models to evaluate tooth movement: a systematic review,” *Eur. J. Orthod.*, pp. 1–12, 2019.
- [49] V. Lanteri *et al.*, “Assessment of the Stability of the Palatal Rugae in a 3D-3D Superimposition Technique Following Slow Maxillary Expansion (SME),” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–7, 2020.
- [50] K. An, I. Jang, D. S. Choi, P. G. Jost-Brinkmann, and B. K. Cha, “Suche nach stabilen Referenzarealen zur Überlagerung von prä- und posttherapeutischen 3-D-Digitalmodellen des Unterkiefers,” *J. Orofac. Orthop.*, vol. 76, no. 6, pp. 508–519, 2015.
- [51] P. Rachakonda *et al.*, “Methods and considerations to determine sphere center from terrestrial laser scanner point cloud data,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 28, no. 10, 2017.
- [52] K. Y. Wong, R. J. Esguerra, V. A. P. Chia, Y. H. Tan, and K. B. C. Tan, “Three-Dimensional Accuracy of Digital Static Interocclusal Registration by Three Intraoral Scanner Systems,” *J. Prosthodont.*, vol. 27, no. 2, pp. 120–128, 2018.
- [53] C. Mineo, S. G. Pierce, and R. Summan, “Novel algorithms for 3D surface point cloud boundary detection and edge reconstruction,” *J. Comput. Des. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 81–91, 2019.
- [54] A. Ender, M. Zimmermann, T. Attin, and A. Mehl, “In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 20, no. 7, pp. 1495–1504, 2016.