



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Dovydas Gricius

DANTŲ KOMPIUTERINIŲ MODELIŲ TIKSLUMO
ĮVERTINIMO METODŲ TYRIMAS

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Prof. dr. Rimas Adaškevičius

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

DANTŲ KOMPIUTERINIŲ MODELIŲ TIKSLUMO
ĮVERTINIMO METODŲ TYRIMAS

Baigiamasis magistro projektas
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas

Prof. dr. Rimas Adaškevičius

Recenzentas

dr. Andrius Sakalauskas

Projektą atliko

Dovydas Gricius

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Dovydas Gricius

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Dantų kompiuterinių modelių tikslumo įvertinimo metodų tyrimas“

AKADEMINIO SAŽINGUMO DEKLARACIJA

20 17 m. _____ d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Dovydo Griciaus** baigiamasis projektas tema „Dantų kompiuterinių modelių tikslumo įvertinimo metodų tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

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

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Gricius, Dovydas. Dantų kompiuterinių modelių tikslumo įvertinimo metodų tyrimas. *Biomedicininės inžinerijos magistro* baigiamasis projektas / vadovas prof. dr. Rimas Adaškevičius; Kauno Technologijos Universitetas, Elektros ir Elektronikos fakultetas, Elektronikos Inžinerijos katedra.

Reikšminiai žodžiai (iki 8 žodžių): odontologija, implantologija, dantų implantai, intra-oraliniai skaitytuvai, dantų modeliai, tikslumas, patikimumas.

Kaunas, 2017. 42 psl.

SANTRAUKA

Dantų modeliai yra svarbūs odontologų, kurie specializuojasi dantų implantologijoje ir protezavime, darbo įrankiai. Naujos skaitmeninės dantų modelių formavimo technologijos, kaip intra-oraliniai skaitytuvai, keičia senąsias fizinių dantų modelių technologijas. Tačiau klausimas, ar skaitmeniniai dantų modeliai pakankamai tikslūs naudoti praktikoje, lieka neatsakytas. Šiame darbe pristatomas naujas *in vivo* dantų modelių tikslumo įvertinimo metodas. Šis metodas pagrįstas modelių geometrijos analize. Modelių tikslumas įvertinamas pagal keturis geometrinius parametrus matuojamus tarp modelyje esančių dantų implantų. Metodika buvo išbandyta su klinikiniais duomenimis. Rezultatų analizė parodė, kad pasirinkti geometriniai parametrai apskaičiuojami su dideliu tikslumu ir leidžia patikimai įvertinti skaitmeninio dantų modelio tikslumą.

Gricius, Dovydas. Analysis of methods used for accuracy evaluation of dental computer models. Final project of Biomedical Engineering masters degree / supervisor prof. dr. Rimas Adaškevičius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering.

Keywords (up to 8 words): *odontology, implantology, dental implants, intra-oral scanners, digital models, accuracy, reliability.*

Kaunas, 2017. 42 psl.

SUMMARY

Dental models are important tools for dental implantologists. Digital dental models and intra-oral scanners are new and promising technologies, that are set to soon replace physical dental model technologies. Still, the accuracy of digital dental models used in practice remains an issue. In this paper, we present a new method for *in vivo* dental computer model accuracy evaluation. The method is based on dental model geometrical analysis. Four geometrical parameters are measured between dental implants inside the models. The method was tested with clinically relevant data. Analysis of the data showed that the geometrical parameters were calculated with a very low standard deviation and that the parameters can be used to accurately compare dental computer models.

PADĖKA

Noriu padėkoti savo vadovui Rimui Adaškevičiui už suteiktas žinias ir pagalbą šio projekto metu. Taip pat norėčiau padėkoti savo šeimos nariams už palaikymą ir kantrybę magistro studijų metu.

TURINYS

ĮVADAS	8
1. ANALITINĖ DALIS	9
1.1. Dantų implantai ir protezavimo technologijos.....	9
1.2. Dantų modeliai.....	10
1.2.1. Dantų fiziniai modeliai	10
1.2.2. Dantų kompiuteriniai modeliai	11
1.3. Implantų ir protezų sąveika.....	13
1.4. Dantų kompiuterinių modelių tapatumo įvertinimas	13
1.4.1. Metodai pagrįsti sutapdinimo metodu	13
1.4.2. Metodai pagrįsti geometrine analize.....	16
1.5. Pirmojo skyriaus apibendrinimas.....	18
Darbo tikslas ir uždaviniai	18
2. METODINĖ DALIS.....	19
2.1. Geometriniai parametrai	19
2.2. Modelių sutapdinimas.....	22
2.3. Geometrinių parametrų atskaitos elementų apskaičiavimas	23
2.4. Nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos aprašymas	24
2.5. Simetrijos ašies aprašymas	24
2.5.1. Charakteringojo pjūvio taškų aprašymas	24
2.5.2. Apskritimo aprašymas	27
2.5.3. Taškų transformacija iš trimatės į dvimatę koordinatinių sistemą.....	28
2.5.4. Apskritimo parametrų aproksimacija.....	28
2.6. Nuskaitymo kūno viršaus taško aprašymas	29
2.7. Nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus viršutinė kraštinės aprašymas	29
2.8. Naudota įranga	30
2.9. Duomenų analizei naudoti metodai	31
2.10. Artefaktų įtakos matavimams apskaičiavimas.....	32
3. EKSPERIMENTINĖ DALIS.....	33
3.1. Modeliuose esančių smulkių artefaktų įtaka kompiuteriniams matavimams	33
3.2. Geometrinių parametrų rezultatų patikimumas	33
3.3. Geometrinių parametrų skirtumo tarp analizuojamų grupių patikimumas	34
3.4. Geometrinių parametrų rezultatų dėsningumai.....	35
3.5. Kontrolinių ir tiriamųjų modelių panašumo įvertinimas	36

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI	38
INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS	39
Mokslinių publikacijų darbo tema sąrašas	42

IVADAS

Žmonėms senstant jų dantyse kaupiasi pažeidimai. Susikaupus pakankamai dideliu kiekiu pažeidimų tenka dantį pašalinti. Netekus vieno danties odontologai gali pacientui pasiūlyti dantų tiltelį, o netekus daugelio dantų, dažnai pacientui siūlomi ant dantėnų pasiremiantys dantų protezai. Tačiau naujesnė ir daug žadanti alternatyva – tai į žandikaulį įsodinami dantų implantai. Odontologijos sritis, kuri specializuojasi dantų implantuose vadinama, implantologija. Viena iš svarbiausių implantologų darbo priemonių yra paciento dantų modelis. Pagal šį modelį projektuojami ant dantų implantų tvirtinami protezai ir karūnėlės. Dantų modeliai turi tiksliai atitikti paciento dantų paviršiaus geometriją. Net ir nežymūs neatitikimai modeliuose gali lemti pagal juos pagamintų protezų netinkamą sąveiką su implantais. Jeigu protezas netinkamai apkrauna implantus tai, gali lemti įvairias komplikacijas ar net protezo bei implanto gedimus. Dėl šios priežasties implantologai stengiasi užtikrinti didelį dantų modelių tikslumą.

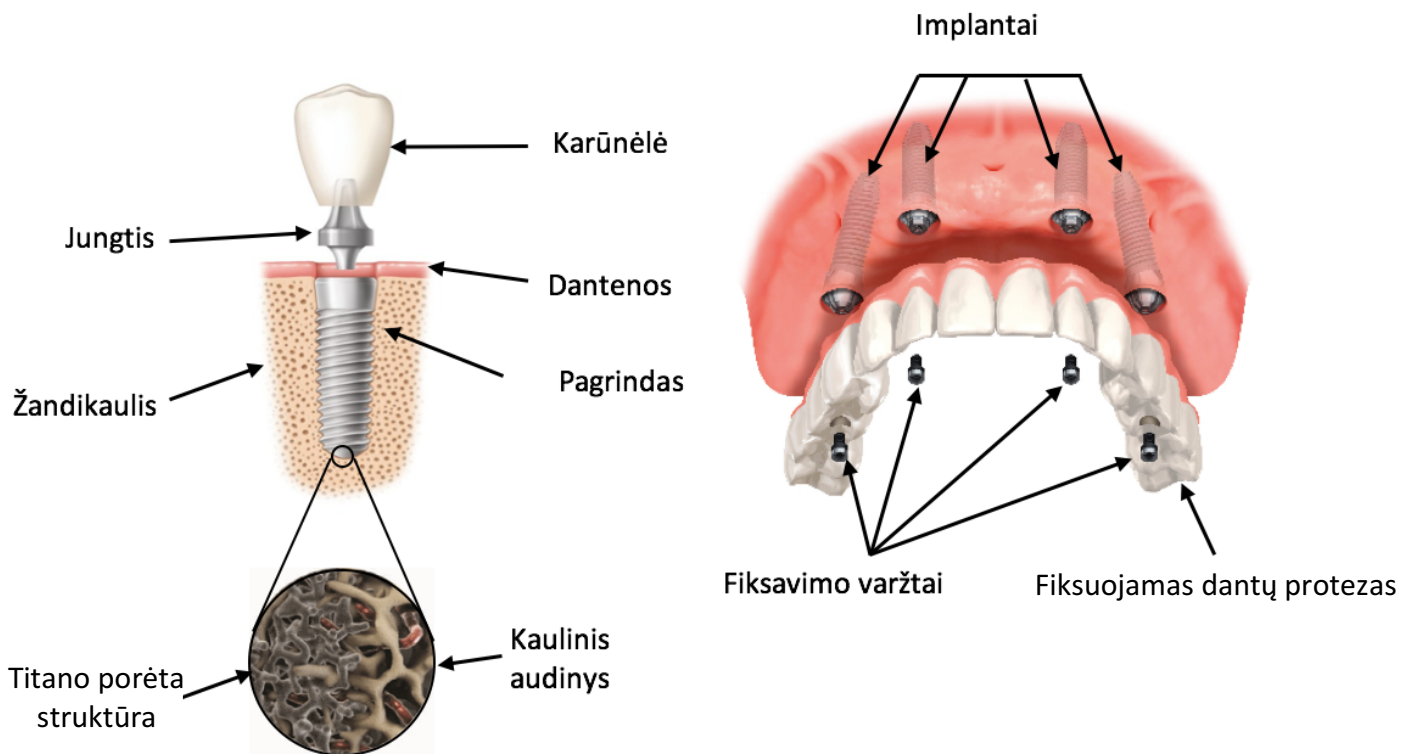
Dantų modelių suformavimo technologijų yra daug ir jos nuolatos tobulinamos. Senesnės fizinių modelių technologijos vis dar laikomos standartu. Tačiau naujos dantų kompiuterinių modelių technologijos naudojamos vis plačiau, kadangi jos sutrumpina procedūrų laiką ir leidžia automatizuoti daugelį gamybos procesų. Be to, *in vitro* tyrimų rezultatai rodo, kad dantų kompiuteriniai modeliai pasižymiu tokiu pačiu ar net geresniu tikslumu kaip ir fiziniai dantų modeliai. Vis dėlto, tyrimų paremtų klinikiniais duomenimis yra mažai.

Klinikoje tiriamojo dantų kompiuterinio modelio tikslumas gali būti įvertinamas lyginant jį su kitu etaloniniu modeliu, kurio tikslumas žinomas. Tačiau nėra jokios patikimos standartizuotos metodikos, kuri leistų palyginti dantų kompiuterinius modelius. Tuo pačiu implantologai negali įvertinti savo įgūdžių. Literatūroje išbandyti keli dantų kompiuterinių modelių palyginimo metodai, tačiau šių metodų tikslumas bei patikimumas nėra pakankamai ištirti. Todėl šiame tyrime bus tiriami dantų kompiuterinių modelių palyginimo metodai ir formuluojama nauja metodika, kuri leistų kiekybiškai įvertinti dantų kompiuterinio modelio, sukurto skirtingomis dantų paviršiaus nuskaitymo technologijomis, tikslumą.

1. Analitinė dalis

1.1. Dantų implantai ir protezavimo technologijos

Šiuolaikinėje odontologijoje pacientams, kurie yra praradę savo dantis dėl senatvės ar kitų priežasčių, kaip traumos ar ligos, vietoje įprastų, ant dantenu fiksuojamų protezų galima pasiūlyti alternatyvą, susidedančią iš į žandikaulį įmontuojamų dantų implantų ir prie jų fiksuojamų protezų [1]. Dantų implantai dažniausiai gaminami iš titano. Jie suformuojami varžto formos ir įgręžiami į žandikaulio kaulą (žr. 1.1 pav.). Implantams naudojamas specialiai apdirbtas titano lydinys turi porėtą struktūrą. Dėl porų, esančių titane, smarkiai padidėja implanto ir žandikaulio kaulinio audinio sąveikaujamo paviršiaus plotas ir taip sutvirtina žandikaulio ir implanto sąveiką [2].



1.1 pav. Prisitvirtinusio dantų implanto bei dantų implantais palaikomo dantų protezo schemas [3]. Implantas sudarytas iš trijų dalių: pagrindo, jungties bei karūnelės

Ant dantenu fiksuojami protezai negali efektyviai perduoti žandikaulio raumenų sukuriamos jėgos į kramtymo veiksmą. Dėl to tradicinių protezų kramtymo efektyvumas yra tik 15 % lyginant su natūraliais dantimis [4, 5, 6]. Be to, žandikaulio kaulinis audinys, neveikiamas fiziologinio kramtymo metu sukuriamų jėgų, pradeda nykti [7]. Ant implantų fiksuojami protezai neturi šios problemos, nes jie tiesiogiai perduoda kramtymo metu sukuriamas jėgas į žandikaulį. Todėl dantų implantai padeda sustabdyti arba smarkiai sulėtinti žandikaulio kaulinio audinio nykimą [6]. Implantą sudaro (žr. 1.1 pav.) varžto formos pagrindas bei prie jo tvirtinama jungtis ant kurios montuojamos pavienės karūnelės arba dantų protezai.

Dantų protezų bei karūnėlių gamybai reikalingas paciento dantų lanko modelis, kuriame užfiksuoti dantų protezų prisitvirtinimo taškai. Implantologijos atveju tai yra dantų implantai. Tačiau dantų implanto kūnas neišlenda virš dantenu. Todėl prieš atliekant dantų modelio suformavimo procedūras, ant implantų uždedamos specialios karūnėlės, vadinamos nuskaitymo kūnais (žr. 1.2 pav). Be jų nebūtų įmanoma dantų modelyje užfiksuoti implantų padėčių.

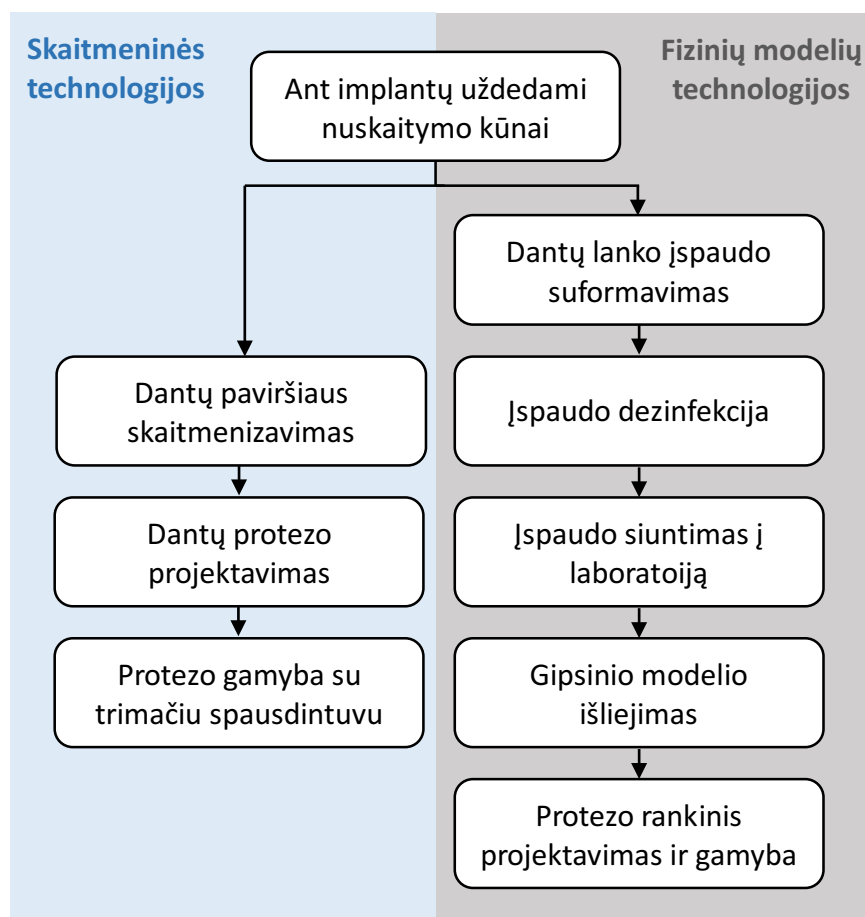


1.2 pav. Dantų paviršių nuskaitymo procedūrai skirta implanto karūnėlė – nuskaitymo kūnas [8]

1.2. Dantų modeliai

1.2.1. Dantų fiziniai modeliai

Dantų fiziniai modeliai yra standartu laikoma dantų modelių formavimo technologija [9]. Šių modelių pagaminimo eigos schema pavaizduota 1.3 paveiksle. Ant paciento dantų lanko uždedama polimerinė greitai stingstanti medžiaga. Šiai medžiagai dalinai sukietėjus, ji atsargiai nuimama nuo dantų kaip vientisas dantų įspaudas. Panaudojant gautą įspaudą išliejamas dantų gipsinį modelis. Ant šio gipsinio modelio tiesiogiai projektuojami dantų protezai. Tačiau šis procesas yra ilgas ir susideda iš daug stadijų. Bet kurioje iš šių stadijų gali įsivelti klaidos, kurios iškreips dantų modelį [10, 11]. Taip pat reikia pabrėžti, kad gipsas nėra stabili medžiaga [12]. Esant netinkamoms laikymo sąlygoms, modelio paviršiaus geometrija gali kisti vienos savaitės bėgyje [11]. Tačiau dantų fiziniai modeliai yra išbandyta technologija ir šių modelių patikimumas yra pakankamas [13].



1.3 pav. Dantų protezo projektavimo eiga naudojant fizinių modelių technologijas bei skaitmeninių modelių technologijas.

1.2.2. Dantų kompiuteriniai modeliai

Dantų kompiuterinis modelis yra žmogaus dantų bei juos supančių dantenų trimačio paviršiaus skaitmeninė reprezentacija. Kompiuterinis modelis aprašomas trimačių taškų masyvu, vadinamu taškų debesimi. Šie modeliai gali būti suformuojami keliomis skirtingomis technologijomis: tiesioginis skaitmenizavimas, netiesioginis skaitmenizavimas bei kompiuterinė tomografija [14, 15]. Implantologijoje dažniausiai taikomos tiesioginio bei netiesioginio skaitmenizavimo technologijos, nes metaliniai implantai sukelia labai didelius artefaktus kompiuterinės tomografijos vaizduose [14].

Tiesioginis dantų paviršių skaitmenizavimas atliekamas su intra-oraliniais dantų skaitytuvais, kurie dar vadinami tiesioginio dantų skaitmenizavimo sistemomis. Intra-oralinį nuskaitymo įrenginį (žr. 1.4 pav.) sudaro rankinis skaitytuvas, kuriuo odontologas nuskaityto paciento dantų paviršių vaizdą, bei kompiuterinė sistema, prie kurios prijungtas skaitytuvas ir kurioje įrašyta speciali programinė įranga, priimanti iš skaitytuvo duomenis ir suformuojanti trimatį paciento dantų modelį [16]. Dėl ribotos erdvės paciento burnoje, vientisas paciento dantų modelis

suformuojamas iš mažesnių fragmentų, juos sutapdinant į vientisą modelį. Tiesioginio dantų paviršių skaitmenizavimo sistemų tikslumas idealiomis sąlygomis yra 7–40 μm [15].



1.4 pav. Intra-oralinė dantų nuskaitymo sistema 3Shape [17]

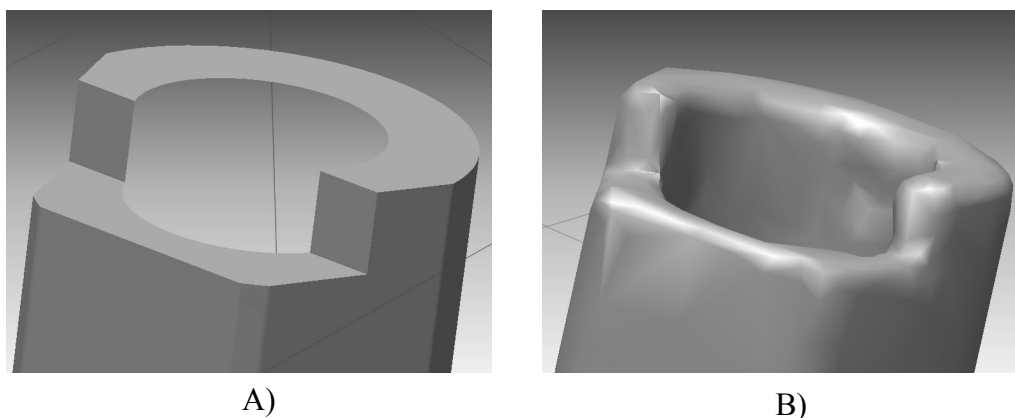


1.5 pav. Dantų modelių nuskaitymo sistema D800 [17]

Netiesioginis dantų skaitmenizavimas atliekamas su stacionariais aukštos raiškos trimačiais skaitytuvais. Su šiais skaitytuvais skaitmenizuojami dantų fiziniai modeliai, sukurti pagal paciento dantų įspaudą (žr. 1.5 pav.). Šios sistemos yra visiškai automatizuotos, todėl dantų modelius skaitmenizuoja labai dideliu tikslumu (5–12 μm) [15]. Nors netiesioginio skaitmenizavimo metu naudojamos trimačio nuskaitymo technologijos yra tikslesnės, bet papildoma dantų fizinio modelio suformavimo stadija padaro šį metodą nepraktišką, nes labai prailgina dantų modelio suformavimo procesą [18].

Tiesioginio bei netiesioginio dantų skaitmenizavimo technologijos nėra tobulos ir nuskaitydami objektų paviršių modeliuose gali atsirasti įvairių artefaktų. Jie gali pasireikšti smulkiais paviršiaus

nelygumais bei suapvalėjusiais objektų kampais (žr. 1.6 pav.). Tokie artefaktai retai turi didelę įtaką skaitmeninių modelių panaudojimui. Tačiau kadangi dantų protezų gamybai aktualus net ir keliasdešimties mikrometrų dydžio netikslumas, šių artefaktų įtaka tampa svarbi.



1.6 pav. Kompiuteriu generuoto nuskaitymo kūno paviršiaus (A) ir paciento dantų modelyje esančio nuskaitymo kūno paviršiaus (B) palyginimas

1.3. Implantų ir protezų sąveika

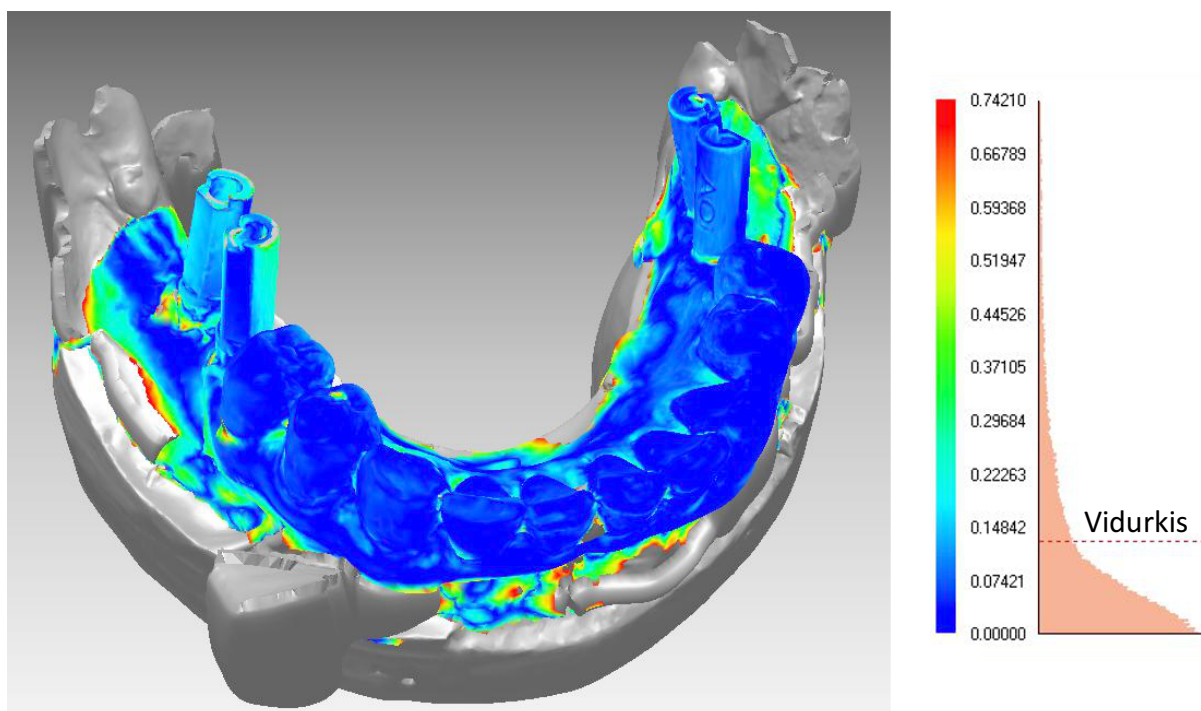
Svarbus faktorius užtikrinantis tolygų jėgų pasiskirstymą proteze yra tinkama implanto ir protezo sąveika [19]. Implantai ir protezai sujungiami per implanto jungtį (žr. 1.1 pav.). Protezo gamybos stadijoje neišvengiami nukrypimai, kurie yra kelių dešimčių mikrometrų dydžio. Tačiau tokio dydžio nukrypimai neįtakoja protezo funkcionavimo. Implantai, kaip ir natūralūs dantys, gali prisitaikyti prie nedidelių pozicijos pokyčių [5]. Natūralius dantis su žandikauliu jungia apydančio raištis, kuris dantims leidžia judėti apie 20–100 μm diapazone visomis kryptimis [20]. Dantų implantai tiesiogiai suaugę su žandikauliu ir jų judėjimas yra labiau ribotas (5–50 μm diapazonas) [20]. Kadangi implantas gali tik minimaliai pakeisti savo poziciją žandikaulyje, didelis nesutapimas ($> 100 \mu\text{m}$) tarp implanto ir protezo jungties gali labai apkrauti implantą bei lemti implanto ir žandikaulio jungties pažeidimą bei implanto atmetimą [21, 22].

1.4. Dantų kompiuterinių modelių tapatumo įvertinimas

1.4.1. Metodai pagrįsti sutapdinimo metodu

Dantų kompiuterinių modelių palyginimui naudojamos kelios skirtingos metodikos. Metodikas galima grupuoti į dvi grupes: metodikos pagrįstos sutapdinimo metodu ir metodikos pagrįstos geometrinių struktūrų analize [23]. Sutapdinimo metodas bendrai analizuoja visus modelio paviršių sudarančius taškus. Geometrinių struktūrų analizė analizuoja tik svarbias modelio geometrines struktūras.

Sutapdinimas – tai procesas, kuris leidžia palyginti kompiuterinių modelių geometriją, juos transformuojant į vieną koordinačių sistemą. Algoritmai, kurie atlieka modelių sutapdinimą, siekia suporuoti abiejų modelių taškus ir sumažinti atstumą tarp šių taškų iki minimumo. Lyginamų modelių panašumą galima vertinti pagal sutapdinimo proceso paklaidą [24]. Ši metodika naudojama dažnai, nes ji nereikalauja jokios išankstinės modelių geometrijos analizės. Sutapdinimo proceso rezultatas yra atstumas tarp lyginamų modelių suporuotų taškų. Pagal šio atstumo dydį teoriškai galima įvertinti modelių tapatumą (žr. 1.7 pav.). Sutapdinant du identiškus modelius optimalus rezultatas būtų nulinis atstumas tarp suporuotų taškų.



1.7 pav. Dantų modelių sutapdinimo rezultato pavyzdys. Spalva atitinka taškų porų sutapdinimo rezultata: spalvai keičiantis iš mėlynos į raudoną atstumas tarp taškų didėja (mm). Regionai, kuriuose atstumo tarp taškų porų vertė yra už skalės ribų, pažymėti pilkai

Literatūroje yra nemažai šios metodikos pritaikymo pavyzdžių [13, 15, 25, 26, 27, 28, 29]. Šią metodiką tyrime panaudojo Hakas ir kolegos. Jie tyrime vertino kelių skirtingų gamintojų intra-oralinių skaitytuvų tikslumą [15]. Dantų akriliniai modeliai buvo nuskaitomi su intra-oraliniais skaitytuvais. Intra-oraliniais skaitytuvais suformuoti kompiuteriniai modeliai buvo lyginami su pramoniniu didelio tikslumo skaitytuvu suformuotu modeliu. Modeliai tarpusavyje buvo lyginami juos sutapdinant ir apskaičiuojant vidutinę kvadratinę paklaidą. Tyrimo rezultatai parodė didelį intra-oraliniais skaitytuvais sukurtų modelių jautrumą ($6,9\text{--}45,2 \pm 0,8\text{--}17,1 \mu\text{m}$) ir specifiškumą ($4,5\text{--}26,4 \pm 0,9\text{--}5,0 \mu\text{m}$) laipsnį. Šie rezultatai rodo, jog dantų kompiuteriniai modeliai gali būti tikslesni už dantų fizinius modelius, tačiau Hako tyrime buvo nuskaitoma tik maža viso dantų lanko dalis. Patzeltas ir kolegos savo tyrime [27] pastebėjo, kad nuskaitant visą

dantų lanką modelyje atsiranda didesnių netikslumų. Patzelto teigimu, šių netikslumų atsiranda dėl pakartotinių sutapdinimo operacijų, kurias turi atlikti intra-oralinio skaitytuvo programinė įranga, sujungdama viso dantų lanko segmentus į vieną modelį. Patzeltas tyrime naudojo panašią metodiką kaip ir Hakas, bet jų tyrime visų dantų modelių jautrumo ($38-73,7 \pm 14,0-34,8 \mu\text{m}$) bei specifiškumo ($37,9-90,2 \pm 11,9-26,7 \mu\text{m}$) rezultatai buvo prastesni. Nors Patzelto ir Hako tyrimuose gauti geri rezultatai, modelių tapatumas abiejuose tyrimuose buvo vertintas pagal absoliutinės vidutinės paklaidos kriterijų, kuris nėra labai informatyvus. Tai galima pavaizduoti analizuojant situaciją, kada dantų lanko dalyje, svarbioje protezo prisitvirtinimui, yra kliniškai aktualus nuokrypis, bet didžioji dalis abiejų modelių paviršiaus taškų sutampa. Skaičiuojant vidurkį vienas nuokrypis neturės įtakos ir modeliai bus neteisingai interpretuojami kaip sutampantys. Jeigu vertintume kokį nors kitą globalų kriterijų, kaip pvz., maksimalios paklaidos kriterijų, galima pamatyti, kad jis irgi neoptimalus.

Paanalizuokime kitą situaciją, kada du dantų modeliai sutampa visuose kliniškai svarbiuose regionuose, bet viename modelyje užfiksuota daugiau dantenu, o kitame mažiau. Dantenu regionuose būtų užfiksuotas didelis modelių ne sutapimo laipsnis. Remiantis maksimalios paklaidos kriterijumi, šie modeliai būtų klaidingai laikomi per daug skirtingais. Iš to galima daryti išvadą, kad modelių tapatumą reikia vertinti tiktai kliniškai svarbiuose regionuose, kurie implantologijos atveju yra dantų protezų prisitvirtinimo vietos.

Ly su kolegomis modelių panašumą vertino naudodami sutapdinimo metodą, tačiau vertino tik tam tikrų modelių dalių tapatumą [13]. Jie atliktame darbe tyrė skaitmenines dantų įspaudu suformavimo technologijas ir lygino jas su standartinėmis fizinių dantų modelių suformavimo technologijomis. Ant analizuojamų modelių jie pasirinko 10 atskaitos taškų ir atliko modelių sutapdinimo operaciją. Modelių sutapimo laipsnis buvo vertinamas pagal atskaitos taškų koordinacių pokytį. Vienas atskaitos taškas buvo ant dantų implanto nuskaitymo kūno viršaus, o likę devyni buvo ant dantų, kurie buvo greta dantų implanto dantų lanke, paviršiaus. Kiekvieno atskaitos taško koordinatės jie sugebėjo apskaičiuoti su dideliu tikslumu ($\pm 10 \mu\text{m}$). Tačiau implantologijoje svarbu tiksliai apibūdinti implanto padėtį modelyje. Vieno atskaitos taško gali neužtekti įvertinant ar nuskaitymo kūno padėtis vienodai tiksliai atkartota abiejuose modeliuose. Šiek tiek kitokią metodiką naudojo Stimelmajeris su kolegomis tyrime [28], kuriame jie analizavo skirtingų implantų įspaudų suformavimo technologijų tikslumą. Kiekvieno nuskaitymo kūno padėtis buvo vertinta su 45 atskaitos taškais, paskirstytais per visą nuskaitymo kūno paviršių, kurie visiškai apibūdino nuskaitymo kūno padėtį erdvėje. Vis dėlto, Stimelmajeris darbe mini, kad sutapdinimo algoritmo panaudojimas per daug iškreipė rezultatus ir dėlto šios metodikos nebūtų galima pritaikyti klinikinėje situacijoje.

Ly ir Stimelmajerio tyrimai parodo, kad modelių sutapdinimo procesas ne visada patikimas, nes patikimumą įtakoja daug faktorių. Sutapdinimo algoritmai baigia skaičiavimus kada modelių tarpusavio nesutapimas nekinta tarp algoritmo iteracijų. Tačiau tai neužtikrina, kad sutapdinimo procesui pasibaigus modeliai bus tiksliai sutapdinti. Šie algoritmai taip pat priklausomi nuo pirminio rankinio grubaus modelių sutapdinimo, be kurio modeliai nebus tinkamai sutapdinami [29]. Modelių sutapdinimas priklauso ir nuo sutapdinamo objekto geometrijos. Išraiškingi objektai, kaip paciento, dar nepraradusio dantų, dantų modelis sutapdinamas lengvai, tačiau bedančio paciento dantų modelis sutapdinamas sunkiau, kadangi nėra išraiškingų geometrinių struktūrų [29]. Visa tai apibendrinant, galima teigti, kad sutapdinimo procesas nėra labai patikimas. Net ir nedidelė modelių sutapdinimo paklaida gali stipriai iškreipti modelių palyginimo duomenis [28].

1.4.2. Metodai pagrįsti geometrine analize

Antroji grupė metodikų, kuriomis lyginami dantų kompiuteriniai modeliai, pagrįsta geometrinių struktūrų analize [29, 30, 31, 32]. Jos metu atpažįstamos svarbios geometrinės struktūros, esančios modelio paviršiuje, ir pamatuojami šių struktūrų matmenys. Modelių tapatumas gali būtų kiekybiškai vertinamas pagal matmenų skirtumo dydį tarp kontrolinio ir tiriamojo modelių.

Pagal šią metodiką pirma reikia atpažinti svarbias geometrines struktūras. Dantų modeliuose svarbiausios struktūros yra dantų bei nuskaitymo kūnų paviršiai. Jie turi ryškias formas bei yra svarbūs tolimesnėms procedūroms, nes prie jų tvirtinami protezai. Kitos geometrinės struktūros, kurios dažnai užfiksuojamos dantų modeliuose, yra dantenos bei dalis gomurio, bet šios geometrinės struktūros neturi ryškių formų, todėl į jų matmenis neatsižvelgiama lyginant dantų modelius.

Vienas dažnai dantų modeliuose matuojamas geometrinis parametras yra dantų pločiai [30]. Pagal juos odontologai vertina paciento sąkandžio kokybę. Apskaičiavus dantų pločių vertes, pagal jas galima įvertinti modelių panašumą. Vis dėlto, dantų pločio pamatavimui nėra aiškių atskaitos taškų. Dėl to, danties pločio vertė gali būti apskaičiuojama su didele paklaida. Naidas ir Fryras nustatė, kad apskaičiuojant danties pločio vertę paklaida gali būti nuo 130 iki 251 μm [30]. Be to, tam tikra grupė pacientų, kuriems reikia visą dantų lanką apimančių protezų, yra bedančiai. Todėl vienintelė geometrinė struktūra, kurią galima būtų matuoti šių pacientų dantų modeliuose yra implanto karūnėlė – nuskaitymo kūnas.

Dantų modeliuose svarbiausia užtikrinti implanto padėties tikslumą. Tačiau globalios nuskaitymo kūno padėties modelyje matavimas būtų neinformatyvi, nes lyginamų modelių

koordinacinių sistemų būtų skirtingos. Todėl, kad jie buvo suformuoti skirtingais skaitytuvais, o šioje metodikoje neatliekamas dantų modelių sutapdinimas. Tačiau galima matuoti santykinę nuskaitymo kūno padėtį kitų nuskaitymo kūnų atžvilgiu.

Naudojami geometriniai parametrai turėtų visiškai apibūdinti nuskaitymo kūno padėtį modelyje. Trimačio objekto padėtis trimatėje erdvėje apibūdinama šešiais nepriklausomais kintamaisiais, vadinamais šešiais laisvės laipsniais (angl. degrees of freedom). Trys kintamieji aprašo poziciją - objekto geometrinio centro koordinatės X, Y bei Z ašių atžvilgiu. Kiti trys kintamieji aprašo orientaciją – rotaciją per objekto geometrinį centrą apie X, Y bei Z ašis.

Nuskaitymo kūnų geometrinius parametrus Mata su kolegomis naudojo tiriant dantų lanko skaitmenizavimo technologiją, pagrįstą dantų įspaudo nuskaitymu [31]. Jie *in vitro* sąlygomis vertino skaitmeninio modelio suformuoto iš dantų įspaudo tikslumą. Skaitmenizuojamame modelyje buvo trys nuskaitymo kūnai. Modelių tikslumas įvertintas pagal atstumus tarp nuskaitymo kūnų viršaus taškų – kūno viršutinės plokštumos ir simetrijos ašies susikirtimo taško. Tačiau vienas geometrinis parametras – atstumas, gali apibūdinti tik nuskaitymo kūno poziciją, bet neduoda pakankamai informacijos apie nuskaitymo kūno orientaciją.

Metodiką, naudojančią papildomą rotacijos geometrinį parametą, aprašė Mieras su kolegomis [32]. Jie *in vitro* sąlygomis tyrinėjo trijų intra-oralinių skaitytuvų tikslumą. Skirtingais skaitytuvais suformuotus modelius jie lygino pagal geometrinius parametrus gautus tarp trijų nuskaitymo kūnų. Vienas parametras buvo atstumas tarp nuskaitymo kūnų centrų, o kitas buvo kampas tarp nuskaitymo kūnų simetrijos ašių. Tiksliesniam nuskaitymo kūno simetrijos ašies ir geometrinio centro nustatymui, ant modelyje esančių nuskaitymo kūnų buvo sutapdinti kompiuteriu generuoti nuskaitymo kūno modeliai, kuriems prieš tai buvo apskaičiuotos simetrijos ašys bei geometriniai centrai. Nors šiame darbe buvo naudotas sutapdinimo algoritmas, kadangi buvo sutapdinami tik nuskaitymo kūno modeliai, sutapdinimo procesas iškreipė rezultatus tik labai minimaliai ($1,4 \pm 0,9$ nm). Panašią metodiką naudojo ir Andriesenas su kolegomis [29]. Šis tyrimas buvo atliekamas *in vivo* sąlygomis. Darbe buvo vertinamas intra-oralinio skaitytuvo „iTero“ tikslumas. Tyrime dalyvavo bedančiai pacientai su dvejais žandikaulio implantais. Tiriamasis modelis buvo suformuojamas skaitytuvu „iTero“, o kontrolinis modelis buvo skaitmenizuotas gipsinis paciento dantų modelis. Modelių palyginimui jie naudojo du geometrinius parametrus: atstumą tarp implantų bei kampą tarp implantų simetrijos ašių. Daugumoje tiriamųjų modelių geometrinių parametrų vertės smarkiai skyrėsi nuo verčių kontroliniuose modeliuose. Taip pat dauguma tiriamųjų modelių turėjo didelius aiškiai pastebimus artefaktus. Jie tyrėjų teigimu atsirado dėl to, kad intra-oralinio skaitytuvo programinė įranga nesugebėjo tinkamai į modelių sujungti bedančio paciento dantų paviršius. Taigi, nors Andrieseno ir kolegų tyrimo rezultatai rodo, kad geometriniai parametrai gali būti panaudojami kompiuterinio dantų modelio tikslumo

įvertinimui, tačiau šiame tyrime naudojami dantų modeliai nėra tinkamiausi, norint įvertinti geometrinių parametrų tikslumą. Tyrėjų teigimu skirtumą tarp modelių buvo galima aiškiai pamatyti atlikus vien vizualinę analizę. Kyla klausimas ar geometriniai parametrai yra pakankamai jautrūs įvertinti modelių panašumą kada tarp modelių yra nedidelis skirtumas.

1.5. Pirmojo skyriaus apibendrinimas

Išanalizavus mokslinėje literatūroje aprašytus dantų kompiuterinių modelių tikslumo įvertinimo metodus buvo prieita prie išvados, kad patikimiausia metodika būtų pagrįsta geometriniais parametrais. Tačiau dabartinės naudojamos metodikos nėra pakankamai gerai aprašytos ir nėra galutinai ištytos *in vivo* sąlygomis. Todėl reikalingas naujos metodikos aprašymas ir ištyrimas su klinikiniais dantų modeliais.

Darbo tikslas ir uždaviniai

Darbo tikslas: metodikos, skirtos dantų ir dantų lanko geometrinių parametrų įvertinimui, panaudojant skirtingais metodais gautus erdvinius kompiuterinius modelius, sukūrimas ir tyrimas.

Darbo uždaviniai:

- 1) Dantų ir dantų lanko geometrinių parametrų įvertinimo metodikos sukūrimas;
- 2) Geometrinių parametrų palyginimo metodikos sukūrimas;
- 3) Metodikos testavimas naudojant klinikinius pavyzdžius.

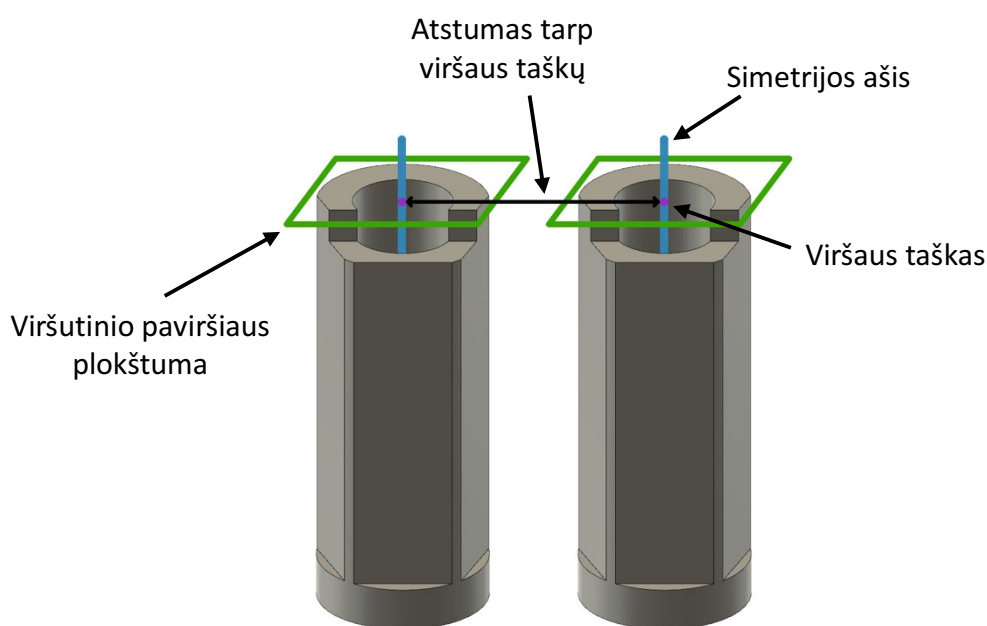
2. METODINĖ DALIS

2.1 Geometriniai parametrai

Modelių tapatumo vertinimui buvo pasirinkta naudoti geometrinius parametrus aprašančius nuskaitymo kūnų padėtis dantų kompiuteriniuose modeliuose. Tyrimui buvo pasirinkti šie keturi parametrai (žr. 2.1 pav. – 2.4 pav.):

- atstumas tarp nuskaitymo kūnų viršaus taškų (sutrumpintai - TA),
- nuskaitymo kūnų poslinkis (PA),
- kampas tarp nuskaitymo kūnų simetrijos ašių (KS),
- nuskaitymo kūnų rotacija (KR).

Pirmieji du parametrai (TA ir PA) įvertina nuskaitymo kūnų santykinę poziciją, o kiti du (KS ir KR) įvertina santykinę orientaciją.



2.1 pav. Geometrinio parametro TA atskaitos elementai

Parametras TA yra atstumas tarp dviejų nuskaitymo kūnų viršaus taškų. Viršaus tašku laikyta nuskaitymo kūno simetrijos ašies bei viršutinės nuskaitymo kūno plokštumos susikirtimo taškas (žr. 2.1 pav. – violetinis taškas). Atstumas tarp taškų apskaičiuotas pagal išraišką [33]:

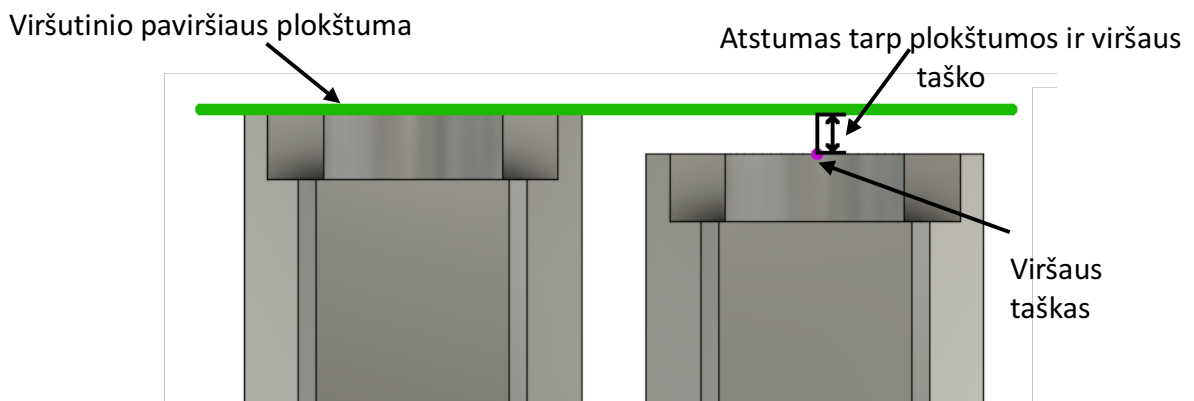
$$d(\vec{r}_1, \vec{r}_2) = \|\vec{r}_1 - \vec{r}_2\| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}. \quad (1)$$

čia $\vec{r}_1 = (x_1, y_1, z_1)$ ir $\vec{r}_2 = (x_2, y_2, z_2)$, viršaus taškų koordinatės aprašantys pozicijos vektoriai. Parametras TA apibūdina nuskaitymo kūnų santykinę poziciją koordinačių sistemos X, Y bei Z ašių atžvilgiu.

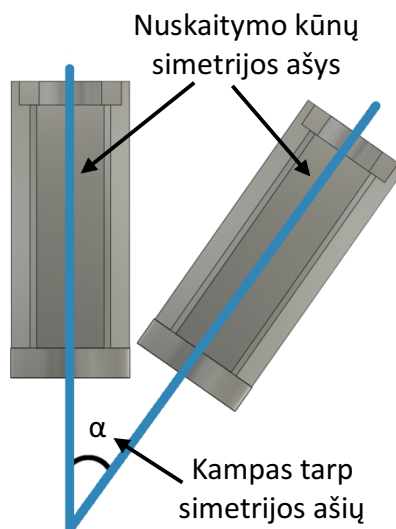
Skenavimo kūnų poslinkis (PA) įvertina atstumą tarp vieno nuskaitymo kūno viršaus taško ir kito kūno viršaus plokštumos (žr. 2.2 pav.). Atstumas tarp taško \vec{p} ir plokštumos N apskaičiuotas pagal išraišką [33]:

$$d(\vec{p}, N) = \left| \frac{Ax_1 + By_1 + Cz_1 + D}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} \right|, \quad (2)$$

čia, A, B, C ir D – plokštumos N parametrai, o $\vec{p} = (x_1, y_1, z_1)$. Parametras PA, kaip ir parametras TA, apibūdina nuskaitymo kūnų santykinę poziciją koordinačių sistemos X, Y bei Z ašių atžvilgiu. Tačiau parametras PA yra jautresnis nuskaitymo kūnų aukščio pokyčiui.



2.2 pav. Geometrinio parametro PA atskaitos elementai



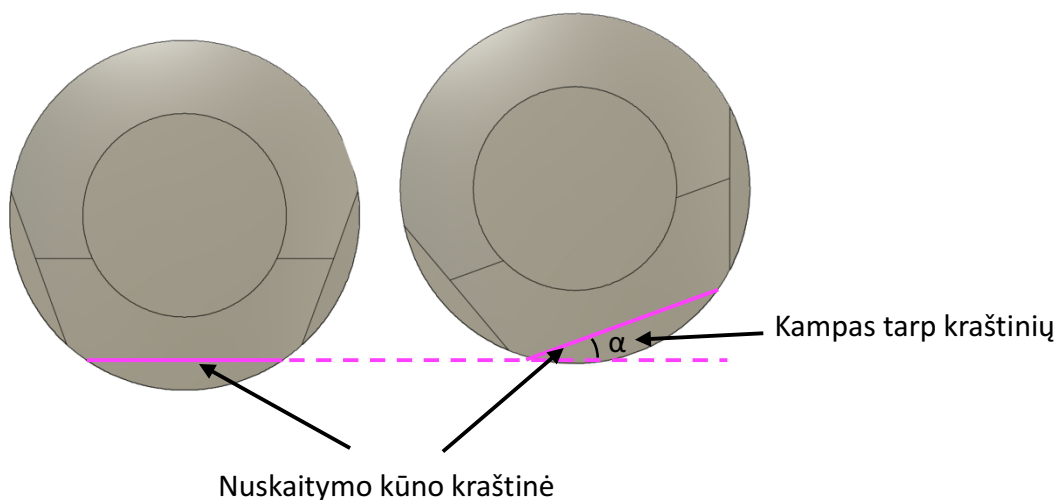
2.3 pav. Geometrinio parametro KS atskaitos elementai

Kampo tarp nuskaitymo kūnų simetrijos ašių parametras (KS) buvo vertinamas pagal kampą tarp krypties vektorių einančių per kūnų simetrijos ašis (žr. 2.3 pav.). Kampas apskaičiuotas pagal išraišką [33]:

$$\theta = \arccos\left(\frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}||\vec{v}|}\right), \quad (3)$$

čia θ - kampas tarp vektorių, \vec{u} ir \vec{v} – simetrijos ašių krypties vektoriai. Parametras KS aprašo nuskaitymo kūnų santykinę orientaciją X, Y ir Z ašių atžvilgiu.

Nuskaitymo kūno rotacijos parametras (KR) apskaičiuojamas kaip kampas tarp nuskaitymo kūnų kraštinių (žr. 2.4 pav.). Ši kraštinė yra statmena nuskaitymo kūno simetrijos ašiai. Parametras KR aprašo nuskaitymo kūnų santykinę orientaciją ir priklauso nuo nuskaitymo kūno rotacijos apie jo simetrijos ašį. Šio parametro pagrindinė paskirtis yra aptikti, jeigu nuskaitymo kūnas buvo iš naujo priveržtas arba nuimtas ir vėl uždėtas ant implanto tarp dantų nuskaitymo procedūrų.



2.4 pav. Parametro KR atskaitos elementas – nuskaitymo kūno kraštinė

Parametrų matavimo procedūra:

1. Paciento dantų modelis ir kompiuteriu generuotas nuskaitymo kūno modelis įsikeliami į trimačių modelių analizės programinę įrangą.
2. Kompiuteriu generuoti nuskaitymo kūnų modeliai sutapdinami su dantų modelyje esančiais nuskaitymo kūnais.
3. Ant kiekvieno kompiuteriu generuoto nuskaitymo kūno parinkti septyni atskaitos taškai (žr. 2.5 pav.).
4. Pagal parinktų septynių atskaitos taškų koordinatas apskaičiuojami atskaitos elementai:
 - 4.1. Nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos parametrai;

- 4.2. Nuskaitymo kūno simetrijos ašies parametrai;
 - 4.3. Nuskaitymo kūno viršaus taško koordinatės;
 - 4.4. Nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus viršutinės kraštinės parametrai.
5. Panaudojant atskaitos elementų parametrų reikšmes apskaičiuojami geometriniai parametrai:
- 5.1. atstumas tarp nuskaitymo kūnų viršaus taškų (sutrumpintai - TA);
 - 5.2. nuskaitymo kūnų poslinkis (PA);
 - 5.3. kampas tarp nuskaitymo kūnų simetrijos ašių (KS);
 - 5.4. nuskaitymo kūnų rotacija (KR).

2.2. Modelių sutapdinimas

Atlikus pirminę analizę buvo pastebėta, kad dantų modeliuose yra smulkių artefaktų kaip paviršiaus nelygumai bei suapvalinti kampai, kurie turi neigiamą įtaką geometrinių parametrų matavimams. Todėl buvo pasirinkta geometrinius parametrus matuoti ant kompiuteriu generuotų nuskaitymo kūnų modelių, kurie buvo sutapdinti su dantų modeliuose esančiais nuskaitymo kūnų paviršiais. Sutapdinimo operacija buvo atliekama įsikėlus analizuojamus dantų modelius į programinę įrangą „Rapidform“. Šiame skyriuje bus trumpai aptartas vienas iš dažniausiai naudojamų modelių sutapdinimo algoritmų. Detalesnę sutapdinimo algoritmų analizę galima rasti šiuose šaltiniuose [24, 34].

Dauguma trimatės grafikos programinių paketų naudoja iteracinį artimiausio taško algoritmą sutrumpintai - ICP (angl. iterative closest point). ICP algoritmas pagrįstas vidutinės kvadratinės paklaidos (VKP) tarp modelių mažinimu. Supaprastintai ICP algoritmo VKP išraiška gali būti išreiškama:

$$e(R, T) = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \|\vec{x}_i - R\vec{p}_i - T\|^2, \quad (4)$$

čia R - rotacijos operatorius, T - perstūmimo operatorius, \vec{x}_i – modelio, prie kurio sutapdinama, taškai, \vec{p}_i - sutapdinamo modelio taškai. ICP gali būti skirstoma į šias stadijas:

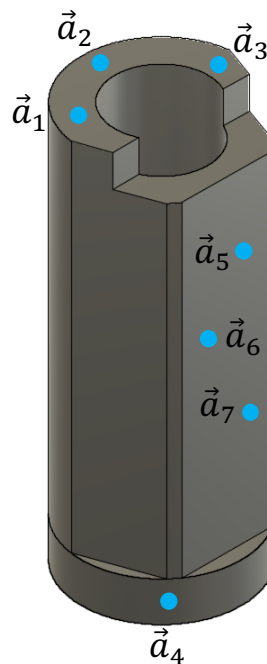
1. ICP algoritmas pradamas nuo pirminio vaizdų sutapdinimo. Pirminis sutapdinimas atliekamas rankiniu būdu abiejuose modeliuose pasirenkant po kelis sutampančius regionus.
2. Apskaičiuojami atstumai tarp modelių taškų, o taškai, tarp kurių yra mažiausias atstumas yra suporuojami tarpusavyje.
3. Apskaičiuojama sutapdinamo modelio rotacijos ir transformacijos matrica, kuri maksimaliai sumažintų atstumą tarp suporuotų taškų ir sumažintų VKP.

4. Pritaikoma apskaičiuota rotacija ir transformacija.
5. Iš naujo nustatoma VKP ir palyginama su slenkstine verte k .

Algoritmo etapai (2-5) kartojami kol paklaidos vertės pokytis tarp iteracijų sumažės žemiau slenksčio $k = 0,001$.

2.3. Geometrinių parametrų atskaitos elementų apskaičiavimas

Visi keturi geometriniai parametrai buvo įvertinami pagal modeliuose identifikuotus atskaitos elementus. Atskaitos elementais laikomi pagal modelių taškus apskaičiuoti baziniai geometriniai elementai (taškas, tiesė, plokštuma ir apskritimas). Parametrai TA, PA bei KS naudoja kelis bendrus atskaitos elementus: nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumą, simetrijos ašį bei viršaus tašką. Parametras KR skaičiuojamas pagal atskaitos elementą nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus viršutinę kraštinę (žr. 2.4 pav.). Išvardinti keturi atskaitos elementai apskaičiuoti pagal septynis atskaitos taškus (žr. 2.5 pav.), kurių koordinatės apskaičiuotos „Rapidform“ visiems modeliuose esantiems nuskaitymo kūnams.



2.5 pav. Atskaitos taškai

Parametrų atskaitos elementų apskaičiavimo veiksmų seka:

1. Nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos lygties apskaičiavimas.
2. Nuskaitymo kūno simetrijos ašies apskaičiavimas.
 - 2.1. Nuskaitymo kūno pagrindą kertančios plokštumos lygties parametrų nustatymas.
 - 2.2. Trimačio modelio charakteringojo pjūvio taškų suradimas
 - 2.3. Apskritimo, sudarančio nuskaitymo kūno pagrindą, lygties parametrų aproksimavimas panaudojant gautas pjūvio taškų koordinatas.

- 2.4. Apskritimo centro koordinatų bei nuskaitymo kūno simetrijos ašies parametrų apskaičiavimas.
3. Taško, kuriame viršutinio paviršiaus plokštuma kerta simetrijos ašį, koordinatų apskaičiavimas.
 4. Atstumo tarp dviejų viršaus taškų apskaičiavimas.
 5. Nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus viršutinės kraštinės aprašymas.

2.4. Nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos aprašymas

Nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos lygtis buvo apskaičiuojama panaudojant atskaitos taškų $\vec{a}_1 = (x_1, y_1, z_1)$, $\vec{a}_2 = (x_2, y_2, z_2)$ ir $\vec{a}_3 = (x_3, y_3, z_3)$ koordinates, kurios buvo nustatytos ant nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus. Įvedus taškų koordinates į išraiškas [33]:

$$A = (y_2 - y_1) \cdot (z_3 - z_1) - (y_3 - y_1) \cdot (z_2 - z_1), \quad (5)$$

$$B = (x_3 - x_1) \cdot (z_2 - z_1) - (x_2 - x_1) \cdot (z_3 - z_1), \quad (6)$$

$$C = (x_2 - x_1) \cdot (y_3 - y_1) - (x_3 - x_1) \cdot (y_2 - y_1), \quad (7)$$

$$D = -Ax_1 - By_1 - Cz_1, \quad (8)$$

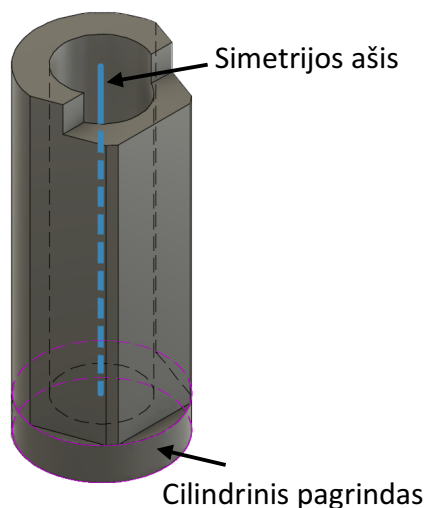
buvo gauta plokštumos L lygtis, kurios standartinė formulė:

$$Ax + By + Cz + D = 0. \quad (9)$$

2.5. Simetrijos ašies aprašymas

2.5.1. Charakteringojo pjūvio taškų aprašymas

Nuskaitymo kūno simetrijos ašimi buvo laikoma tiesė, einanti pagal nuskaitymo kūno cilindrinio pagrindo simetrijos ašį (žr. 2.6 pav.). Šios tiesės aprašymui reikėjo nustatyti taškų esančių cilindrinio pagrindo simetrijos ašyje koordinates. Tai buvo atliekama nustatant cilindą sudarančio apskritimo lygtį ir pagal apskritimo lygtį apskaičiuojant apskritimo centro koordinates. Cilindrą sudarančio apskritimo lygtis buvo aproksimuojama pagal charakteringojo 3D pjūvio taškus (žr. 2.6 pav.).



2.6 pav. Nuskaitymo kūno cilindrinis pagrindas

Pjūvio plokštuma kertanti cilindą turi būti statmena cilindro simetrijos ašiai, tam kad cilindro pjūvis būtų apskritimas. Pjūvio plokštumos P lygtis buvo aprašyta pagal išraiškas [33]:

$$Ax + By + Cz + D_p = 0. \quad (10)$$

$$D_p = -Ax_4 - By_4 - Cz_4, \quad (11)$$

čia, $\vec{a}_4 = (x_4, y_4, z_4)$ - atskaitos taškas parinktas ant nuskaitymo kūno cilindrinio pagrindo sienelės, A, B, C - plokštumos L , kuri yra statmena cilindro simetrijos ašiai, parametrai.

Charakteringojo pjūvio taškų suradimui pirmiausiai buvo atrenkamos konstrukcinės plokštumos, kurias kirta pjūvio plokštuma. Šios plokštumos buvo surandamos apskaičiavus visų modelio H taškų atstumus iki pjūvio plokštumos pagal išraišką [33]:

$$d(\vec{p}, P) = \left| \frac{Ax_1 + By_1 + Cz_1 + D}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} \right|, \quad (12)$$

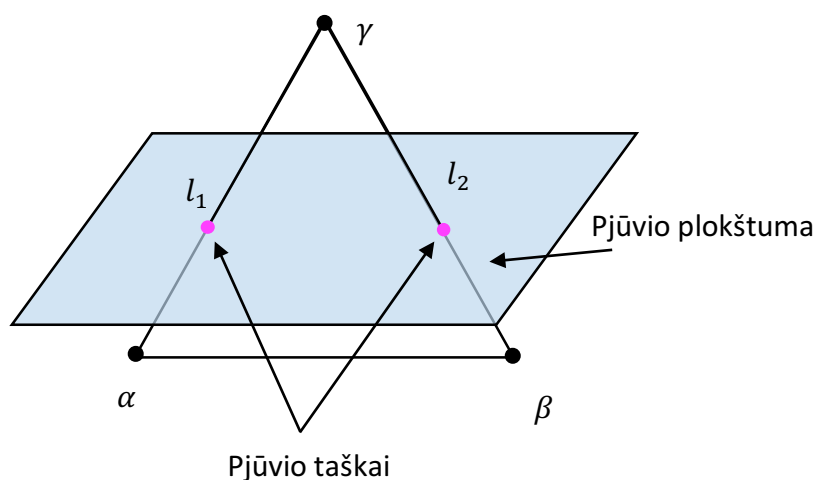
čia, $\vec{p} = (x_1, y_1, z_1)$ - modelio paviršiaus taškas ($\vec{p} \in H$), o A_p, B_p, C_p, D_p - pjūvio plokštumos parametrai. Atrinkti visi taškai, kurie buvo nutolę nuo pjūvio plokštumos ne didesniu atstumu kaip

2,5 mm arba 1/4 nuskaitymo kūno aukščio. Toliau buvo analizuojamos visos modelio H konstrukcinės plokštumos, kurioms priklauso šie atrinkti taškai. Kiekviena konstrukcinė plokštuma aprašoma trimis taškais, kurie erdvėje sudaro trikampį (2.7 pav.). Jeigu vienas iš taškų yra skirtingoje pjūvio plokštumos pusėje, negu likę du, tuomet šią konstrukcinę plokštumą kerta pjūvio plokštuma. Kurioje pjūvio plokštumos pusėje taškas galima nustatyti pagal išraišką (12), įvertinant atstumo išraiškos ženklą (neskaičiuojant išraiškos absoliučios vertės). Jeigu taškas yra toje pačioje pusėje kaip ir plokštumos normalė, atstumo ženklas bus teigiamas, o kitu atveju neigiamas.

Atrinkus kertamąsias plokštumas, buvo nustatomos pjūvio taškų koordinatės. Kertamąsias plokštumas aprašantys taškai esantys skirtingose pjūvio plokštumos pusėse sudaro trikampio kraštines, kurias kerta pjūvio plokštuma. Pavyzdžiui, jeigu trikampio viršūnė γ yra teigiamoje plokštumos pusėje, o viršūnės α ir β - neigiamoje pusėje, plokštuma kirs trikampio kraštines:

$$(l_1) \frac{x - \gamma_x}{\alpha_x - \gamma_x} = \frac{y - \gamma_y}{\alpha_y - \gamma_y} = \frac{z - \gamma_z}{\alpha_z - \gamma_z} \quad (13)$$

$$(l_2) \frac{x - \gamma_x}{\beta_x - \gamma_x} = \frac{y - \gamma_y}{\beta_y - \gamma_y} = \frac{z - \gamma_z}{\beta_z - \gamma_z} \quad (14)$$



2.7 pav. Plokštumos ir trikampio sankirtos taškai

Taškai, kuriuose pjūvio plokštuma P kerta trikampio kraštines l_1 bei l_2 (2.7 pav.), buvo apskaičiuoti pagal išraiškas [33]:

$$l(t) = (x_1 + at, y_1 + bt, z_1 + ct), \quad (15)$$

$$t = -\frac{Ax_1 + By_1 + Cz_1 + D}{Aa + Bb + Cc}, \quad (16)$$

čia, A, B, C ir D – pjūvio plokštumos P parametrai, o a, b ir c – kraštinę žyminčios tiesės parametrai.

2.5.2. Apskritimo aprašymas

Apskaičiavus visus cilindro pjūvio taškus, buvo ieškomi apskritimo, atitinkančio šiuos taškus, parametrai. Apskritimas – tai rinkinys taškų, kurie vienodu atstumu nutolę nuo centrinio taško, kurio koordinatės žymimos (h, k) . Nors visų kitų darbe aprašomų geometrinių elementų išraiškos pateiktos trimatėje koordinačių sistemoje, tačiau apskritimui pateikta dvimatės koordinačių sistemos išraiška, nes tai supaprastina apskritimo lygties aproksimacijos formules. Apskritimas gali būti aprašomas standartine išraiška [33]:

$$x^2 + y^2 + Dx + Ey + F = 0, \quad (17)$$

arba parametrine išraiška:

$$(x - h)^2 + (y - k)^2 = r^2, \quad (18)$$

čia, (h, k) – apskritimo centro taškas, o r – apskritimo spindulys. Turint visus standartinės apskritimo formulės koeficientus (D, E, F) galima apskaičiuoti apskritimo parametrinės išraiškos centro koordinates bei spindulį:

$$h = -0.5D, \quad (19)$$

$$k = -0.5E, \quad (20)$$

$$r = \sqrt{\frac{D^2 + E^2 - 4F}{4}}. \quad (21)$$

Apskritimo aproksimacijos metu buvo ieškomos pjūvio taškus geriausiai atitinkančio apskritimo parametrų $(D, E, F - 17)$ vertės. Tačiau apskritimas yra dvimatis kūnas, o surasti pjūvio taškai yra trimatėje koordinačių sistemoje. Todėl prieš aproksimaciją apskritimu reikia pjūvio taškus transformuoti iš trimatės į dvimatę koordinačių sistemą.

2.5.3. Taškų transformacija iš trimatės į dvimatę koordinačių sistemą.

Pjūvio plokštumą aprašo taškas $\vec{a}_4 = (x_4, y_4, z_4)$ ir normalės vektorius \vec{n}_p . Buvo pasirinkti du vektoriai \vec{n}_α bei \vec{n}_β , kurie ortogonalūs vienas kitam ir normalės vektoriui \vec{n}_p ir kurie atitinkamai bus naujos dvimatės koordinačių sistemos abscisių bei ordinačių ašys. Visi kryptinių vektoriai buvo normalizuoti pagal ilgį:

$$\vec{n} = \vec{n}/|\vec{n}|. \quad (22)$$

Naujos trimačio taško koordinatės dvimatėje plokštumoje apskaičiuotos pagal išraiškas [33]:

$$\alpha_i = (\vec{n}_\alpha \cdot (V_i - N_1)), \quad (23)$$

$$\beta_i = (\vec{n}_\beta \cdot (V_i - N_1)). \quad (24)$$

Dvimatės koordinačių sistemos taškai buvo transformuojami atgal į trimatę koordinačių sistemą pagal lygtį [33]:

$$V_i = N_1 + \alpha_i \vec{n}_\alpha + \beta_i \vec{n}_\beta. \quad (25)$$

2.5.4. Apskritimo parametrų aproksimacija

Transformavus pjūvio taškus aproksimacija buvo atliekama pritaikant tiesinės regresijos gradientinio nusileidimo algoritmą. Šio algoritmo veikimas pagrįstas vidutinės kvadratinės paklaidos (VKP) mažinimu. Kiekvienos iteracijos metu ieškomo parametro vertė mažinama arba didinama stengiantis pasiekti VKP dalinių išvestinių minimumo. Nusistovėjus VKP vertei būna parinktos optimalios parametrų vertės. Gradientinio nusileidimo algoritmai plačiau aptariami šaltinyje [35]. Vidutinė kvadratinė paklaida buvo skaičiuojama pagal išraišką:

$$e(D, E, F) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i^2 + y_i^2 + Dx_i + Ey_i + F)^2, \quad (26)$$

čia D, E, F - apskritimo parametrai, i - pjūvio taškų skaičius. Gradientai buvo skaičiuojami pagal VKP išraiškos dalines išvestines:

$$\frac{\partial e}{\partial D} = \frac{2}{N} \sum_{i=1}^N x_i(x_i^2 + y_i^2 + Dx_i + Ey_i + F), \quad (27)$$

$$\frac{\partial e}{\partial E} = \frac{2}{N} \sum_{i=1}^N y_i(x_i^2 + y_i^2 + Dx_i + Ey_i + F), \quad (28)$$

$$\frac{\partial e}{\partial F} = \frac{2}{N} \sum_{i=1}^N (x_i^2 + y_i^2 + Dx_i + Ey_i + F). \quad (29)$$

Parametrai buvo atnaujinami pagal išraišką:

$$P_{naujas} = P - \left(v * \frac{\partial e}{\partial P} \right), \quad (30)$$

čia v – mokymosi greitis, kurio pasirinkta vertė buvo 0,005. Algoritmas buvo kartojamas kol VKP vertė tarp iteracijų nesumažėjo žemiau slenkstinės vertės $\tau = 0,01$. Suradus optimalius apskritimo funkcijos parametrus, pagal formules (19-21) buvo apskaičiuotos apskritimo centro koordinatės $\vec{c} = (h, k)$. Taško \vec{c} koordinatės buvo transformuotos iš dvimatės koordinačių sistemos atgal į trimatę koordinačių sistemą pagal išraišką (25).

Nuskaitymo kūno simetrijos ašį aprašančios tiesės lygtis buvo apskaičiuota pagal išraišką:

$$(l_s) \frac{x - c_x}{A} = \frac{y - c_y}{B} = \frac{z - c_z}{C}, \quad (31)$$

čia, $\vec{c} = (c_x, c_y, c_z)$, A, B ir C – pjūvio plokštumos P parametrai.

2.6. Nuskaitymo kūno viršaus taško aprašymas

Apskaičiavus nuskaitymo kūno viršutinio paviršiaus plokštumos L parametrus (žr. skyrius 2.4.) bei simetrijos ašies l_s lygtį (žr. skyrius 2.5.), buvo apskaičiuotas nuskaitymo kūno viršaus taškas \vec{v} (žr. 2.1 pav.). Taškas \vec{v} yra simetrijos ašies l_s bei plokštumos L susikirtimo taškas. Taško \vec{v} koordinatės buvo apskaičiuotos pagal išraiškas – (15 ir 16).

2.7. Nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus viršutinės kraštinės aprašymas

Šią kraštinę aprašančios lygties nustatymui buvo aprašyta nuskaitymo kūno priekinio paviršiaus plokštumos lygtis N . Lygtis N apskaičiuota panaudojant atskaitos taškų $\vec{a}_5 = (x_5, y_5, z_5)$, $\vec{a}_6 = (x_6, y_6, z_6)$ bei $\vec{a}_7 = (x_7, y_7, z_7)$ koordinates ir išraiškas (5-8). Pagal

apskaičiuotą priekinės plokštumos lygtį N ir viršutinės plokštumos lygtį L buvo apskaičiuota nuskaitymo kūno kraštinę aprašanti lygtis l_k . Dviejų ne lygiagrečių plokštumų sankirtoje esančios tiesės parametrus a, b, c galima apskaičiuoti pagal išraiškas [33]:

$$a = B_1C_2 - B_2C_1, \quad (32)$$

$$b = C_1A_2 - C_2A_1, \quad (33)$$

$$c = A_1B_2 - A_2B_1, \quad (34)$$

o tiesės l_k pozicijos vektorius apskaičiuojamas pagal išraiškas [33]:

$$x_1 = \frac{b(D_1C_2 - D_2C_1) - c(D_1B_2 - D_2B_1)}{a^2 + b^2 + c^2}, \quad (35)$$

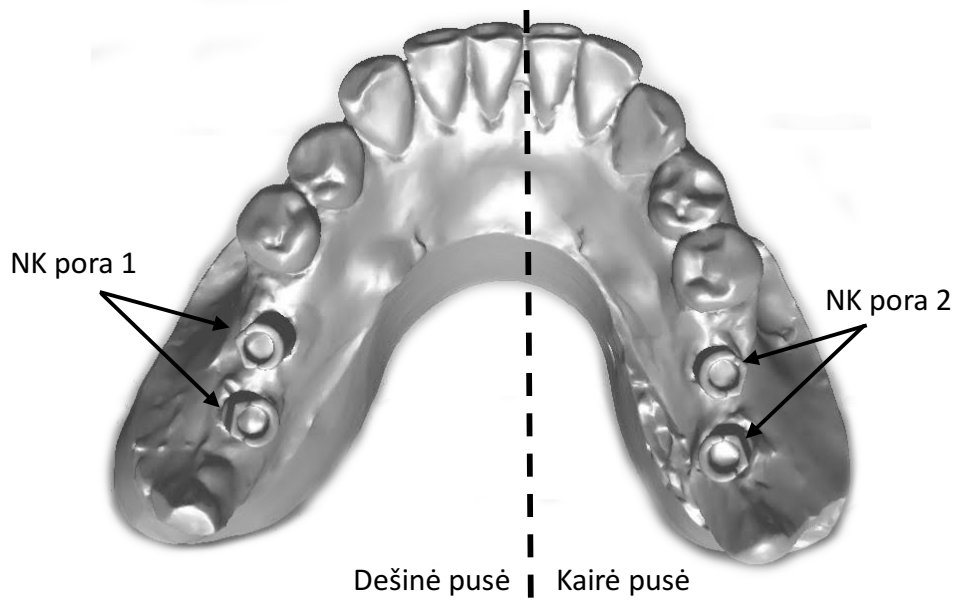
$$y_1 = \frac{c(D_1A_2 - D_2A_1) - a(D_1C_2 - D_2C_1)}{a^2 + b^2 + c^2}, \quad (36)$$

$$z_1 = \frac{a(D_1B_2 - D_2B_1) - b(D_1A_2 - D_2A_1)}{a^2 + b^2 + c^2}, \quad (37)$$

čia A_1, B_1, C_1 ir D_1 – plokštumos L parametrai bei A_2, B_2, C_2 ir D_2 – plokštumos N parametrai.

2.8. Naudota įranga

Tyrimas buvo atliekamas su klinikinėje praktikoje suformuotais dantų lanko modeliais. Tyrimui reikalingus modelius UAB „ProDentum“ klinikoje suformavo ir pateikė doc. dr. Vygandas Rutkūnas. Tyrime buvo analizuojama 12 pacientų dantų modeliai. Didžiajai daugumai pacientų buvo nuskaityti tik viršutinio arba apatinio žandikaulių dantų lankai, bet keliems pacientams nuskaityti abiejų žandikaulių dantų lankai. Kiekvienam pacientui buvo suformuoti du dantų modeliai: vienas modelis buvo suformuotas su intra-oraliniu skaitytuvu, o kitas buvo suformuotas standartiniu metodu – pagamintas dantų gipsinis modelis. Dantų gipsiniai modeliai buvo nuskaityti su staliniu trimačiu skaitytuvu. Tyrime buvo analizuojama 15 modelių porų. Visų pacientų dantų modeliuose buvo bent po du dantų implantus. Analizės metu viršutinio bei apatinio žandikaulio dantų modeliai buvo skirstomi į kairę ir dešinę puses. Geometriniai parametrai buvo skaičiuojami tarp toje pačioje pusėje esančių nuskaitymo kūnų (žr. 2.8 pav.). Pagal tai nuskaitymo kūnai buvo suporuoti į 27 poras.



2.8 pav. Apatinio žandikaulio dantų modelis

Tyrime naudotas intra-oralinis skaitytuvas „Trios“ (3Shape, Danija). Gipsiniai modeliai buvo skaitmenizuojami erdviu skeneriu „D800“ (3Shape, Danija). Modelių pirminė analizė bei sutapdinimo operacijos buvo atliekamos su programine įranga „Rapidform“ (INUS technology, 2006, Pietų Korėja). Parametrų apskaičiavimas ir duomenų analizė buvo atliekama su programine įranga „MATLAB“ (Mathworks, Jungtinės Valstijos).

2.9. Duomenų analizei naudoti metodai

Duomenų analizei buvo vertinami keli statistiniai rodikliai. Buvo vertinama geometrinių parametrų dispersija:

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (38)$$

čia, \bar{x} – pakartotinių parametro matavimų vidurkis, o n - pakartotinių parametro matavimų skaičius. Vertintas vidutinis kvadratinis nuokrypis:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}. \quad (39)$$

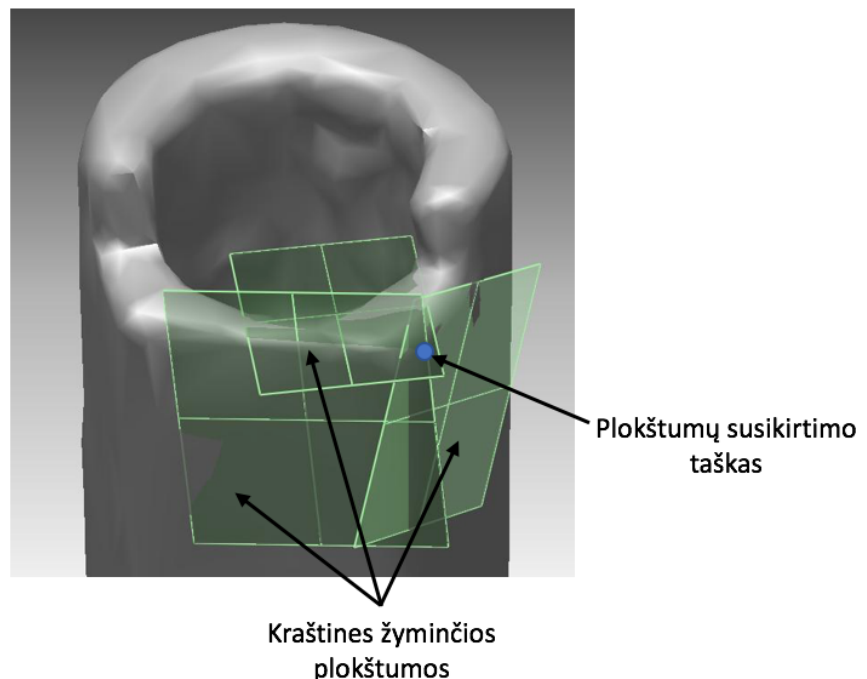
Taip pat buvo tikrinama hipotezė ar parametrų vertės skyrėsi tarp kontrolinės bei tiriamosios grupių. Hipotezė buvo tikrinama pagal Studento kriterijų, skaičiuojant koeficientą t_{sk} pagal formulę [33]:

$$t_{sk} = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2| \sqrt{n(n-1)}}{\sqrt{(n-1)s_1^2 + (n-1)s_2^2}}, \quad (40)$$

čia, \bar{x}_1 ir \bar{x}_2 – parametro pakartotinių matavimų vidurkiai kontroliniame bei tiriamajame modeliuose, o s_1^2 ir s_2^2 imčių dispersijos vertės. Rezultato įvertinimui, gauta t_{sk} koeficiento vertė buvo lyginama su koeficiento t_β verte literatūroje. Vertinimui buvo pasirinkta pasiklivimo tikimybė $\beta = 0,99$.

2.10. Artefaktų įtakos matavimams apskaičiavimas

Norint pagrįsti sutapdinimo operacijos reikalingumą, buvo nuspręsta įvertinti originaliame dantų modelyje esančių artefaktų įtaką matavimams. Ant nuskaitymo kūno buvo pasirinkta viršūnė (žr. 2.9 pav.). Pasirenkant po tris taškus, priklausančius kiekvienai plokštumai, buvo apskaičiuoti šių viršūnę sudarančių plokštumų parametrai (5–9). Šių plokštumų bendroje susikirtimo vietoje buvo apskaičiuotos taško \vec{k} koordinatės (32–37).



2.9 pav. Nuskaitymo kūno, esančio skaitmenizuotame dantų modelyje, trijų plokštumų sankirtos taškas \vec{k}

3. EKSPERIMENTINĖ DALIS

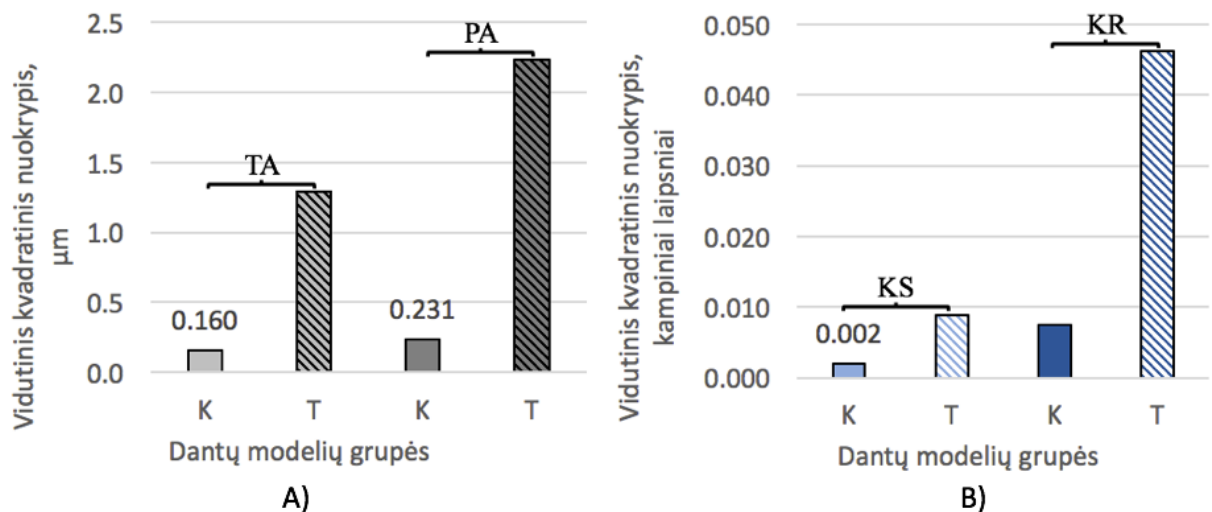
3.1 Modeliuose esančių smulkių artefaktų įtaka kompiuteriniams matavimams

Pirmiausiai buvo apskaičiuota modeliuose esančių smulkių artefaktų įtaka geometrinių struktūrų matmenų tikslumui. Buvo pasirinkta išanalizuoti nuskaitymo kūno trijų plokštumų sankirtos taško \vec{k} koordinatinių nustatymą. Taško apskaičiavimo procedūra buvo kartota 20 kartų, kiekvieną kartą pasirenkant šiek tiek kitus, toms pačioms nuskaitymo kūno plokštumoms priklausančius taškus. Ši procedūra buvo atlikta su dantų modelyje esančiu nuskaitymo kūnu ir su kompiuteriu generuotu nuskaitymo kūno modeliu, kuris buvo sutapdintas su tuo pačiu dantų modelyje esančiu nuskaitymo kūnu.

Taško \vec{k}_k koordinatės, apskaičiuotos ant kompiuteriu generuoto nuskaitymo kūno, buvo vienodos per visus 20 bandymų. Tačiau taško \vec{k}_o koordinatės, apskaičiuotos ant dantų modelyje esančio nuskaitymo kūno, smarkiai kito tarp matavimų. Vidutinė paklaida tarp taško \vec{k}_k ir taško \vec{k}_o buvo 59 μm , o didžiausia buvo 142 μm . Nors negalima teigti, kad taškų koordinatės apskaičiuotos ant kompiuteriu generuoto nuskaitymo kūno modelio be paklaidos atitinka originaliojo nuskaitymo kūno taškų koordinates, tačiau kompiuteriu generuoto nuskaitymo kūno naudojimas leidžia sumažinti į matavimus įsivieliančią paklaidą, sukeltą smulkių artefaktų.

3.2. Geometrinių parametrų rezultatų patikimumas

Skaičiuojant kiekvieno dantų modelio geometrinius parametrus, kompiuteriu generuoto modelio sutapdinimo operacija bei parametrų apskaičiavimas buvo kartotas po penkis kartus kiekvienai nuskaitymo kūnų porai modelyje. Pagal šiuos duomenis buvo įvertinta darbe naudotų algoritmų įtaka parametrų tikslumui. Geometrinių parametrų vidutinio kvadratinio nuokrypio rezultatai pateikti 3.1 paveiksle. Visų parametrų vidutinis kvadratinis nuokrypis buvo labai žemas. Kontrolinei grupei priskirtų dantų modelių parametrų VKN buvo mažesnis negu tiriamosios grupės modelių parametrų VKN. Tokio rezultato priežastis galimai susijusi su mažesniu intra-oralinių skaitytuvų tikslumu, lyginant su stacionariais dantų modelių skaitytuvais. Didesnis kiekis artefaktų dantų modeliuose galėjo lemti sutapdinimo algoritmo bei apskritimo aproksimacijos algoritmo klaidas. Vis dėlto, toks mažas VKN rodo, kad šiuo metodu visi parametrai apskaičiuojami dideliu patikimumu.



3.1 pav. Parametrų TA ir PA (A) bei KS ir KR (B) vidutinės VKN vertės kontroliniuose – K bei tiriamuosiuose – T modeliuose

3.3. Geometrinių parametrų skirtumo tarp analizuojamų grupių patikimumas

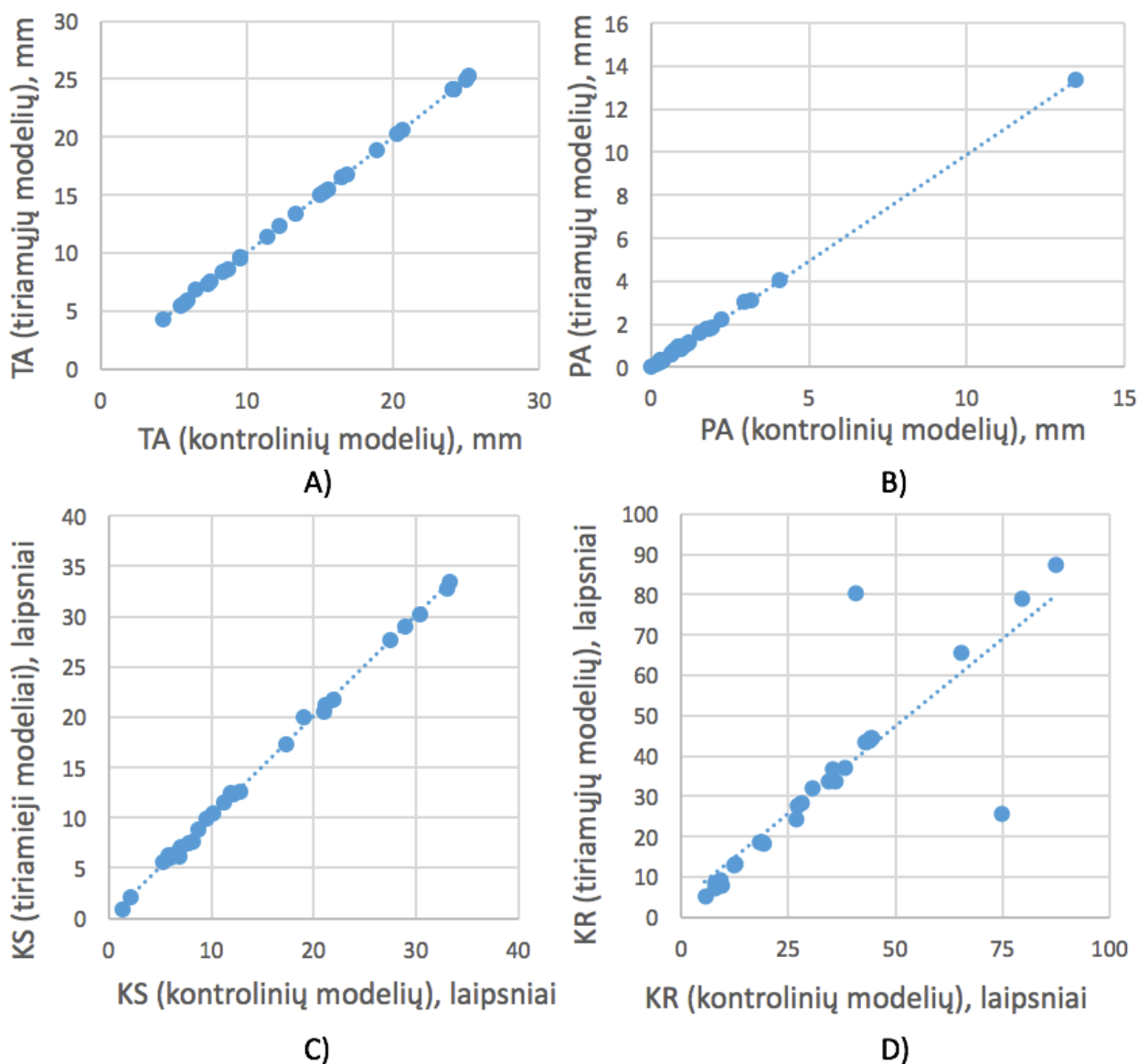
Įvertinus, kad geometrinių parametrų vertės apskaičiuojamos pakankamai patikimai buvo vertinama ar gautos parametrų vertės skyrėsi tarp kontrolinių bei tiriamųjų dantų modelių. Tam buvo apskaičiuotas Studento kriterijaus koeficientas t_{sk} . Pasirinkus patikimumo laipsnio vertę lygią $\alpha = 0,95$, gauta, kad visose modelių porose geometriniai parametrai patikimai skyrėsi tarp kontrolinio bei tiriamojo modelių ($t_{sk} > t_{\beta}$). Pakėlus patikimumo laipsnio vertę iki $\alpha = 0,99$, gauta, kad 2.7 % matavimų buvo nebe patikimi (1 lentelė). Tačiau bendrai vertinant visus duomenis, matosi, kad geometriniai parametrai sugeba patikimai įvertinti skirtumą tarp dantų modelių suformuotų skirtingomis technologijomis.

1 Lentelė. Sąrašas geometrinių parametrų matavimų, kurie statistiškai patikimai nesiskyrė tarp kontrolinės bei tiriamosios modelių grupių

Parametras	Tiriamasis	Žandikaulis ir jo pusė	Nuskaitymo kūnų pora	Kontrolės PI ($\alpha = 0,99$)	Tiriamojo PI ($\alpha = 0,99$)
PA	1	Viršutinis	MI	0,1853 – 0,1847	0,1853 – 0,1847
		Dešinė			
KS	11	Apatinis	MI	17,336 – 17,334	17,347 – 17,203
		Dešinė			
KR	10	Viršutinis	MD	87,3003 – 87,2997	87,400 – 87,276
		Kairė			

3.4. Geometrinių parametrų rezultatų dėsningumai

Nustačius geometrinių parametų patikimumą buvo vertinama ar parametų vertės rodo kokius nors dėsningumus tarp dantų kontrolinių bei tiriamųjų modelių. Buvo įvertinta geometrinių parametų verčių koreliacija tarp kontrolinės bei tiriamosios grupių (žr. 3.2 pav.). Beveik visų parametų vertės kontrolinėje bei tiriamojame grupėje teigiamai koreliavo. Didžiausi nuokrypiai buvo KR parametro matavimuose (maksimalus nuokrypis buvo $> 40^\circ$). Šį rezultatą galima dalinai paaiškinti tuo, kad šis parametras labiausiai jautrus odontologo klaidoms, kadangi nuskaitymo kūno rotacija gali lengvai pakisti, jeigu nuskaitymo kūnai yra paveržiami tarp modelių formavimo procedūrų. Tokią hipotezę patvirtina ir tai, kad šie patys didžiausi KR parametro nuokrypiai buvo aptikti tik vieno paciento modelyje.



3.2 pav. Geometrinių parametų koreliacija tarp kontrolinio (x–ašis) bei tiriamojo (y–ašis) modelių. A – TA, B – PA, C – KS, D – KR

3.5. Kontrolinių ir tiriamųjų modelių panašumo įvertinamas

Dantų modelių panašumo vertinimas priklauso nuo skirtumo tarp geometrinių parametru pamatuotų kontroliniame bei tiriamajame modeliuose. Vis dėlto, sunku kiekvienam parametru atskirai apibrėžti tikslią skirtumo dydžio ribą, kurią peržengus modeliai turi būti laikomi per daug skirtingais. Tačiau atsižvelgiant į tyrimus aptartus šio darbo 2 skyriuje buvo pasirinktos vertės, kurios pateiktos 2 lentelėje. Visose analizuojamose dantų modelių porose buvo palygintos

2 Lentelė. Geometrinių parametru nuokrypio ribos

Parametrai	TA	PA	KS	KR
Vertės	0.100	0.050	0.400	0.800

3 Lentelė. Parametru verčių palyginimas tarp analizuojamų grupių. Tamsus langelis – parametro vertė skiriasi tarp grupių, šviesus langelis – parametro vertė nesiskiria tarp grupių

Pacientai	Žandikaulis	Parametrai išėję iš ribų			
		TA	PA	KS	KR
1	Apatinis				
1	Viršutinis				
2	Apatinis				
3	Apatinis				
4	Viršutinis				
5	Viršutinis				
6	Apatinis				
7	Apatinis				
8	Viršutinis				
9	Viršutinis				
10	Viršutinis				
11	Apatinis				
11	Viršutinis				
12	Apatinis				
12	Viršutinis				

parametru vertės atsižvelgiant į nusistatytas ribas (žr. 2 lent.) ir rezultatai pateikti 3 lentelėje. Dešimties iš penkiolikos tirtų tiriamųjų modelių bent vieno parametro vertė žymiai skyrėsi nuo to pačio parametro vertės kontroliniame modelyje. Septyniems tiriamiesiems modeliams dviejų arba

daugiau parametrų skirtumas tarp kontrolinių modelių peržengė priimtinas ribas. Šie duomenys rodytų, kad šiame tyrime naudoti intra-oraliniu skaitytuvu suformuoti modeliai daugumoje atvejų stipriai skyrėsi nuo kontrolinių gipsinių modelių.

Duomenys rodo, kad intra-oraliniu skaitytuvu suformuoti modeliai yra ne tokie tikslūs kaip skaitmenizuoti gipsiniai modeliai, tačiau nėra galutinai aišku, kurie faktoriai įtakojo šį rezultatą. Literatūroje minima, kad viso dantų lanko modeliai suformuojami ne tokie tikslūs kaip trumpesni dantų lanko segmentai. Toks rezultatas gali atsirasti dėl intra-oralinių skaitytuvų nesugebėjimo tiksliai nuskenuoti ilgus dantų lanko segmentus. Todėl buvo nuspręsta įvertinti ar didesnis tarpas arba didesnis kampas tarp nuskaitymo kūnų galėjo įtakoti parametrų verčių skirtumą tarp kontrolinio bei tiriamojo modelių. Tačiau apskaičiavus Pirsono koreliacijos koeficientą (žr. 4 lent.) galima aiškiai matyti, kad nėra jokios koreliacijos tarp parametro vertės dydžio ir skirtumo tarp parametro verčių analizuojamose grupėse. Tai rodo, kad didesnis atstumas tarp nuskaitymo kūnų neįtakoja dantų skaitmenizavimo tikslumo naudojant intra-oralinius skaitytuvus. Todėl nustatytą skaitmeninių modelių netikslumą turėjo įtakoti kiti faktoriai.

4 Lentelė. Koreliacija tarp parametrų verčių tiriamuosiuose modeliuose ir skirtumo tarp parametrų verčių kontroliniuose ir tiriamuosiuose modeliuose

Parametrai	TA	PA	KS	KR
Pirsono koeficientas	0.177	0.346	-0.099	-0.311

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Šiame darbe buvo sukurta nauja dantų kompiuterinių modelių tikslumo įvertinimo metodika, kurią būtų galima pritaikyti implantologijos klinikoje.
2. Metodikai reikalingų parametrų apskaičiavimui ir palyginimui sukurta programa, kuri įgyvendinta „Matlab“ programiniame pakete.
3. Darbe sukurta metodika buvo išbandyta su klinikinėje implantologijos praktikoje suformuotais dantų modeliais. Nustatyta, kad sukurta metodika galima patikimai įvertinti dantų kompiuterinių modelių tikslumą lyginant su skaitmenizuota gipsinio modelio kontrole.

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

1. Thomson, W.M., Ma, S. An ageing population poses dental challenges. *Singapore Dent J.* 2014; 35C: 3-8.
2. Setzer, F.C., Kim, S. Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2014; 93(1):19-26.
3. American Academy Of Implant Dentistry. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <http://www.aaid-implant.org/about-dental-implants/what-are-dental-implants>
4. Srinivasan, M., Meyer, S., Mombelli, A., Muller, F. Dental implants in the elderly population: a systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2016; 1-11. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: 10.1111/clr.12898
5. Kim, Y., Oh, T. J., Misch, C. E., & Wang, H. L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research.* 2005; 16(1): 26–35. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>
6. Jivraj, S., Chee, W. Rationale for dental implants. *Br Dent J.* 2006; 200(12): 661-5.
7. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1(1): 11-25.
8. Core3dCentres. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <http://www.core3dcentres.com/usa/news/core3dcentres-dual-use-scan-bodies-19-brands-105-connections>
9. Aragón, M.L., Pontes, L.F., Bichara, L.M., Flores-mir, C., Normando, D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod.* 2016; 38(4): 429-34.
10. Porter, J.A., Von, Fraunhofer, J.A. Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *Gen Dent.* 2005; 53(6): 423-32.
11. Michalakis, K.X. et al. Delayed linear dimensional changes of five high strength gypsum products used for the fabrication of definitive casts. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2012; 108(3): 189–95.
12. Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2013; 144(3): 471–478. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.04.017>

13. Lee, S.J., Betensky, R.A., Gianneschi, G.E., Gallucci, G.O. Accuracy of Digital versus Conventional Implant Impressions. *Clin. Oral Impl. Res.* 2015; 26: 715–719. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: doi: 10.1111/clr.12375
14. Grauer, D., Cevidanes, L.H., Tyndall, D., Styner, M.A., Flood, P.M., & Proffit, W.R. Registration of Orthodontic Digital Models. *Craniofacial Growth Series.* 2015; 48: 377–91.
15. Hack, G.D. & Patzelt, S.B.M. Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. *ADA Professional Product Review.* 2015; 10(4): 1-5.
16. Patzelt, S.B., Lamprinos, C., Stampf, S., Att, W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc.* 2014; 145(6): 542-51.
17. 3Shape 3D Scanning Technologies. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <http://www.3shape.com/new-products/trios/intraoral-scanners>
18. Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations.* 2013; 17(4): 1201-8 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0795-0>
19. Karl, M., Winter, W., Taylor, T.D., Heckmann, S.M. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(1): 30-7.
20. Ma, T., Nicholls, J.I., Rubenstein, J.E. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(3): 371-5 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9197102>
21. Holm-Pedersen, P., Lang, N.P. and Müller, F. What are the longevities of teeth and oral implants? *Clinical Oral Implants Research.* 2007; 18: 15–19 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01434.x
22. Sahin, S., Cehreli, M.C.. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-92.
23. Abduo, J., Bennani, V., Waddell, N., Lyons, K., Swain, M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(3): 506-15.
24. Besl, P.J., McKay, N.D. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence.* 1992; 14(2): 239-56.
25. DeLong, R., Heinzen, M., Hodges, J.S., Ko, C., Douglas, W.H. Accuracy of a System for Creating 3D Computer Models of Dental Arches. 2003; 82(6): 438-42.

26. Ender, A., & Mehl, A. Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
27. Patzelt, S.B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J.R., Att, W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014; 18(6): 1687-94.
28. Stimmelmayer, M., Erdelt, K., Güth, J.F., Happe, A., Beuer, F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2012; 16(4): 1137-42.
29. Andriessen, F.S., Rijkens, D.R., Meer, W.J. & Wismeijer, D.W. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 111(3): 186–194 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>
30. Naidu, D., & Freer, T. J. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: A comparison of tooth widths and Bolton ratios. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016; 144(2), 304–310 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.04.011>
31. Matta, R. E., Adler, W., Wichmann, M., & Heckmann, S. M. (2016). Accuracy of impression scanning compared with stone casts of implant impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.026>
32. Meer, W.J., Andriessen, F.S., Wismeijer, D. & Ren, Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE*. 2012 [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.]. Prieiga per internetą: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043312>
33. Weisstein, Eric W. From *MathWorld*--A Wolfram Web Resource. [žiūrėta 2017 m. sausio 12 d.] Prieiga per internetą: <http://mathworld.wolfram.com>
34. Zhang, Z. Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. *International Journal of Computer Vision*. 1994; 13(2): 119-52.
35. Nedrich, M. An Introduciton to Gradient Descent and Linear Regression. [žiūrėta 2017 m. balandžio 29 d.] Prieiga per internetą: <https://spin.atomicobject.com/2014/06/24/gradient-descent-linear-regression>

Mokslinių publikacijų darbo tema sąrašas

Straipsniai

Konferencijų pranešimų medžiagoje

1. Gricius, D., Adaškevičius, R., Rutkūnas, V. Analysis of Methods Used for Accuracy Evaluation of Dental Computer Models. Virtual Instruments in Biomedicine 2017 : Proceedings of International Scientific – Practical Conference. Klaipėda: Klaipėdos universiteto leidykla, 2017, ISBN 978-9955-18-952-7, p. 46-50.