LIETUVOS SVEIKATOS MOKSLŲ UNIVERSITETAS

**David Kasradze** 

## ATRAMINIŲ DANTŲ SKAIČIAUS, NAVIGAVIMO MECHANIZMO IR IMPLANTAVIMO SRITIES ĮTAKA DALINIŲ VIRŠUTINIO ŽANDIKAULIO DANTŲ EILIŲ DEFEKTŲ STATINĖS SKAITMENIZUOTOS DANTŲ IMPLANTACIJOS TIKSLUMUI. TYRIMAS IN VITRO

Daktaro disertacija Medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija (M 002) Disertacija rengta 2019–2025 metais Lietuvos sveikatos mokslų universiteto Odontologijos fakulteto Veido ir žandikaulių chirurgijos klinikoje.

### **Mokslinis vadovas**

prof. habil. dr. Ričardas Kubilius (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002).

### Disertacija ginama Lietuvos sveikatos mokslų universiteto Odontologijos mokslo krypties taryboje:

### Pirmininkas

prof. dr. Antanas Šidlauskas (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002).

### Nariai:

prof. dr. Dainius Razukevičius (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002);

prof. dr. Eglė Aida Bendoraitienė (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002);

prof. dr. Vilma Brukienė (Vilniaus universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002);

prof. habil. dr. Ingrida Čema (Rygos Stradinio universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, odontologija – M 002).

Disertacija ginama viešajame Odontologijos mokslo krypties tarybos posėdyje 2025 m. rugpjūčio 28 d. 11 val. Lietuvos sveikatos mokslų universiteto Naujausių farmacijos ir sveikatos mokslų technologijų centro A-202 auditorijoje.

Disertacijos gynimo vietos adresas: Sukilėlių pr. 13, LT-50162 Kaunas.

LITHUANIAN UNIVERSITY OF HEALTH SCIENCES

**David Kasradze** 

## INFLUENCE OF THE NUMBER OF SUPPORTING TEETH, GUIDING CONCEPT, AND IMPLANTATION SITE ON THE ACCURACY OF STATIC COMPUTER-ASSISTED IMPLANT SURGERY IN THE PARTIALLY EDENTULOUS MAXILLA. AN IN VITRO STUDY

Doctoral Dissertation Medical and Health Sciences, Odontology (M 002) Dissertation has been prepared at the Department of Maxillofacial Surgery of the Lithuanian University of Health Sciences during the period of 2019–2025.

### **Scientific Supervisor**

Prof. Habil. Dr. Ričardas Kubilius (Lithuanian University of Health Sciences, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002).

# Dissertation is defended at the Odontology Research Council of the Lithuanian University of Health Sciences:

### Chairperson

Prof. Dr. Antanas Šidlauskas (Lithuanian University of Health Sciences, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002).

### Members:

Prof. Dr. Dainius Razukevičius (Lithuanian University of Health Sciences, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002);

Prof. Dr. Eglė Aida Bendoraitienė (Lithuanian University of Health Sciences, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002);

Prof. Dr. Vilma Brukienė (Vilnius University, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002);

Prof. Habil. Dr. Ingrida Čema (Riga Stradins University, Medical and Health Sciences, Odontology – M 002).

The dissertation will be defended at a public session of the Odontology Research Council of the Lithuanian University of Health Sciences on 28 August 2025, at 11 A.M. in the auditorium A-202 of the Centre of Advanced Pharmaceutical and Health Technologies at the Lithuanian University of Health Sciences.

Address: 13 Sukilėlių Avenue, LT-50162 Kaunas, Lithuania.

### TURINYS

PAGRINDINĖS SANTRUMPOS	6
ĮVADAS	8
1. DARBO TIKSLAS IR UŽDAVINIAI	11
2. MOKSLINIO DARBO NAUJUMAS IR PRAKTINĖ REIKŠMĖ	12
3. LITERATŪROS APŽVALGA	13
3.1. Dalinės adentijos paplitimas	13
3.2. Komplikacijos, kylančios dėl netaisyklingos dantų implanto padėties	13
3.3. Skaitmenizuota dantų implantacija	16
3.3.1. Skaitmenizuotos dantų implantacijos rūšys	17
3.3.2. Skaitmenizuotų dantų implantacijos rūšių palyginimas	22
3.4. Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumą lemiantys veiksniai	27
3.4.1. Kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos vaizdų kokybės ir	
tikslumo aspektai	27
3.4.2. Intraoralinio optinio paviršiaus skenavimo tikslumas: technologiniai ir	
klinikiniai aspektai	30
3.4.3. KPKT ir IOS duomenų apdorojimo tikslumas	33
3.4.4. Chirurginių implantacijos gidų gamybos metodai	36
3.4.5. Chirurginių implantacijos gidų konstrukciniai ypatumai	38
3.4.6. Klinikiniai–anatominiai įtakos turintys veiksniai	42
3.5. Literatūros apžvalgos apibendrinimas	46
4. TYRIMO MEDŽIAGA IR METODAI	47
4.1. Eksperimentinių modelių projektavimas ir gamyba	47
4.2. Implantų padėties planavimas ir chirurginių gidų projektavimas	48
4.3. Dantų implantų įsriegimas	50
4.4. Realios implantų padėties nustatymas ir tikslumo vertinimas	51
4.5. Statistinė analizė	53
5. REZULTATAI	54
5.1. Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumas	54
5.2. Gręžimo navigavimo mechanizmo įtaką sSDI tikslumui	58
5.3. Chirurginio gido atraminių dantų skaičiaus sSDI tikslumui	62
5.4. Implantacijos vietos įtaka dalinių dantų defektų sSDI tikslumui	69
6. DARBO REZULTATŲ APTARIMAS	78
IŠVADOS	83
PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS	84
SUMMARY	85
BIBLIOGRAFIJOS SĄRAŠAS	121
MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS	137
PUBLIKACIJŲ KOPIJOS	139
CURRICULUM VITAE	165
PADĖKA	166

## PAGRINDINĖS SANTRUMPOS

3D	_	trimatis
AGT	_	adityviosios trimatės gamybos technologijos
APR	_	anatominių elementų registracijos metodas (angl. Anatomical Point Registration)
CAD	_	kompiuterizuotas projektavimas (angl. Computer-Assisted design)
CAM	_	kompiuterizuota gamyba (angl. Computer-Assisted manufacturing)
CLIP	_	nuolatinės skystosios sąsajos gamyba (angl. <i>Continuous Liquid Interface Production</i> )
CNC	_	kompiuterinis skaitmeninis valdymas (angl. <i>Computer Numerical Control</i> )
DI	_	dirbtinis intelektas
DICOM	_	skaitmeninis vaizdų ir ryšių medicinoje standartas (angl. Digital Imaging and Communications in Medicine)
DKT	_	daugiasluoksnė kompiuterinė tomografija
DLP	_	skaitmeninio šviesos apdorojimo spausdinimas (angl. <i>Digital Light Processing</i> )
DPK	_	Sorensen-Dice panašumo koeficientas
dSDI	_	dinaminė skaitmenizuota dantų implantacija
FDK	_	Feldkamp–Davis–Kress vaizdų rekonstrukcijos algoritmas
FDM	_	lydžiojo nusėdinimo modeliavimas (angl. Fused Deposition Modeling)
IEC	_	Tarptautinė elektrotechnikos komisija (angl. International Electrotechnical Commission)
IOS	_	intraoralinis optinis paviršiaus skenavimas
ISO	_	Tarptautinė standartizacijos organizacija (angl. International Organization for Standardization)
KNT	_	konvoliucinis neuronų tinklas
KPKT	_	kūginio pluošto kompiuterinė tomografija
KT	_	kompiuterinė tomografija
LCD	_	skystakristalio monitoriaus technologija (angl. <i>Liquid Crystal Display</i> )
MEX	_	medžiagos ekstruzijos technologija (angl. Material Extrusion)
MJT	_	medžiagos išpurškimo technologija (angl. Material Jetting)
MPR	_	žymeklių registracijos metodas (angl. Marker Point Registration)
OTS	_	optinė sekimo sistema (angl. Optical Tracking System)

PBF	_	miltelinio sluoksnio lydymo technologija (angl. <i>Powder Bed Fusion</i> )
rSDI	_	robotinė skaitmenizuota dantų implantacija
SGT	_	subtraktyviosios trimatės gamybos technologijos
SLA	_	stereolitografija
SLS	_	selektyvus lazerinis sukepinimas (angl. Selective Laser Sintering)
sSDI	_	statinė skaitmenizuota dantų implantacija
STL	_	trimačio modelio formatas (angl. Standard Tessellation Language)
ТКК	_	tarpklasinis koreliacijos koeficientas

### ĮVADAS

Skaitmeninių technologijų pritaikymas odontologijoje per pastaruosius du dešimtmečius pakeitė tiek klinikine praktika, tiek moksliniu tyrimu kryptis. Nuo kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (KPKT) panaudojimo 1990-uju pabaigoje iki pirmosios robotizuotos dantu implantacijos 2017-aisiais metais – skaitmeniniai įrankiai tapo neatsiejama dantų atkūrimo procesu dalimi [1]. Dantu implantologijoje skaitmenizacija ir audinių atkūrimo galimybės lėmė perėjima nuo tradicinio požiūrio, kai implanto padėtis parenkama pagal alveolinės keteros morfologija ir žandikaulio anatomija, prie i protezavima orientuoto planavimo. Ši dantu implantacijos planavimo paradigma grindžiama ne tik anatominiais aspektais, bet ir būsimo protezo konstrukcija, atsižvelgiant į estetinius, funkcinius ir biologinius parametrus [2]. Pradėjus taikyti endoosalinę dantų implantacija, pagrindinis gydymo tikslas buvo pasiekti sėkmingų rezultatų tiek funkciniu, tiek estetiniu požiūriu, užtikrinant ilgalaiki konstrukciju stabiluma, gera gydymo prognoze ir maža ankstyvųjų bei vėlyvųjų komplikacijų riziką [3]. Į dantų implantologijos sritį integravus skaitmenines technologijas ir įsigalėjus į protezavimą orientuotam gydymo planavimo principui, pasikeitė požiūris į gydymo planavimą bei sėkmingo rezultato apibrėžimą [2]. Dantų implantacijos tikslų spektras išsiplėtė už tradicinių biologinės integracijos ir protezavimo funkcionalumo ribu. Ši evoliucija atspindi ne tik technologinę pažangą, bet ir platesnį šiuolaikinį požiūri – daugiau dėmesio skiriama išsamiam planavimui, individualizuotiems sprendimams, tarpdisciplininiam specialistu bendradarbiavimui ir paciento patirčiai [4]. Be to, naudojant skaitmenizuotus sprendimus, dažnai siekiama optimizuoti chirurginių intervencijų apimtį ir skaičių, taikyti minimalaus invazyvumo principa – "tiek, kiek būtina, bet kuo įmanoma mažiau" [5]

Atsižvelgiant į išplėstus tikslus, implanto padėties parinkimas (pozicionavimas) įgavo didesnę reikšmę nei anksčiau. Nuo jos priklauso ne tik biomechaninis danties implanto–protezo konstrukcijos stabilumas ir galutinis funkcinis ir estetinis rezultatas, bet ir viso gydymo plano įgyvendinimo galimybė bei komplikacijų rizikos kontrolė [6]. Remiantis ilgamečiais moksliniais tyrimais, nustatyta, kad tinkami nuotoliai tarp implantų, tarp implanto ir natūralaus danties, taip pat implanto gylis ir pasvirimo kampas lemia optimalią okliuziją, restauracijos formą, tinkamą kramtomojo krūvio pasiskirstymą ir periimplantinių audinių stabilumą [7, 8]. Negana to, implanto ložės ruošimo ar implanto sriegimo metu chirurginiais instrumentais galima pažeisti anatomines struktūras, sukelti jatrogenines komplikacijas, pvz., lateralinės kaulinės sienelės pažeidimai, viršutinio žandikaulio ančio ar nosies ertmės perforacijos, nervų ar kraujagyslių trauma [9, 10]. Todėl suplanuotos implanto padėties tikslus perkėlimas į klinikinę erdvę ir chirurginių instrumentų trajektorijos kontrolė tapo esminiais veiksniais, lemiančiais sėkmingą ir ilgalaikį dantų implantacijos rezultatą.

Statinė skaitmenizuota dantų implantacija (sSDI) – tai skaitmeninėmis technologijomis pagrįstas implantacijos metodas, kai, remiantis paciento trimatės diagnostikos duomenimis, pvz., kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos vaizdais ir optiniu paviršiaus skenavimu, virtualiai suplanuojama implanto padėtis. Suplanuota implanto padėtis į klinikinę aplinką perkeliama naudojant individualius chirurginius gidus, pagamintus taikant trimates spausdinimo technologijas. Chirurginis gidas užtikrina instrumentų statinę navigaciją ir padėties, krypties bei gylio kontrolę pagal iš anksto nustatytus parametrus.

Nors sSDI tikslesnė, palyginti su tradicine implantacija laisva ranka, mokslinėje literatūroje aprašomi implanto padėties erdviniai nuokrypiai, lemiantys komplikacijas [11–13]. Sisteminėse mokslinės literatūros apžvalgose nustatyta, kad taikant sSDI metoda, ivairaus sudėtingumo techniniu ir klinikinių komplikacijų dažnumas gali siekti iki 42 proc., o su chirurginiu gidu tiesiogiai susijusių komplikacijų – 7–13 proc. atvejų [14–18]. Statinė skaitmenizuota dantu implantacija yra daugiaetapis procesas, apimantis skaitmenini gydymo planavimą, chirurginio gido projektavimą, jo gamybą bei klinikinį pritaikyma. Kiekviename iš šių etapų gali atsirasti paklaidų, kurios bendrai lemia implantų padėties nuokrypius nuo suplanuotų padėčių [18]. Mokslinėje literatūroje nustatyta daugiau nei dvidešimt įtakos sSDI tikslumui turinčių veiksnių. Šie veiksniai susiję su skaitmeninių duomenų gavimo ir apdorojimo paklaidomis, chirurginio gido konstrukcijos komponentų įtaka, gido gamybos netikslumais ir klinikinėmis aplinkybėmis [19, 20]. Todėl, siekiant nustatyti ir valdyti galimus paklaidų šaltinius, būtini standartizuoti eksperimentiniai tyrimai.

Mokslinėje literatūroje vis dažniau pabrėžiama, kad tam tikri techniniai ir klinikiniai veiksniai turi reikšmingos įtakos statinės skaitmenizuotos implantacijos tikslumui [21–23]. Tačiau dėl įrodymais pagrįstų protokolų stokos klinikinėje praktikoje chirurginio gido modeliavimas ir gidinės implantacijos sistemos parinkimas dažnai grindžiamas empirinėmis prielaidomis. Tam tikrais atvejais gido projektavimą atlieka dantų technikas be aktyvaus gydytojo įsitraukimo.

Šiuo metu naudojamos sSDI sistemos skiriasi chirurginio gido konstrukcijos komponentais, naudojamais instrumentais bei instrumentų navigavimo principais. Naudojamos sSDI sistemos, atsižvelgiant į implantacijos instrumentų navigavimo mechanizmą, gali būti skirstomos į sistemas su kreipikliais ir be kreipiklių. Implantacijos sistemose naudojami gręžimo kreipikliai – tai cilindro formos instrumentai, kurių vidinis skersmuo atitinka grąžto skersmenį, o išorinis – gide esančia įvorę. Be kreipiklių naudojamose sistemose grąžtų vainikinis skersmuo tiesiogiai atitinka gido įvorės skersmenį, todėl papildomo kreipiklio nereikia. Sistemos be kreipiklių kuriamos siekiant sumažinti sSDI naudojamų instrumentų ir tarp jų susidarančių tolerancijos tarpų skaičių. Tačiau dėl pastarųjų sistemų santykinio naujumo trūksta tyrimų, vertinančių jų tikslumą ir lyginančių su alternatyviomis sistemomis.

Trūksta tyrimų ir vertinant chirurginio gido atramos įtaką dalinės bedantystės (adentijos) sSDI tikslumui. Optimalus implantacijos gido atramos parinkimas turėtų būti pagrįstas siekiamo tikslumo, gydymo sąnaudų ir esamos anatominės situacijos įvertinimu [24, 25]. Tyrimai šia tema yra nesusisteminti ir metodologiškai nevienalyčiai, o rezultatai – prieštaringi. Nusistovėjusi praktika buvo paremta manymu, jog didesnis atraminių dantų skaičius prisideda prie geresnio gido stabilumo. Tačiau didesnis atraminių dantų skaičius nebūtinai užtikrina didesnį tikslumą. Be to dalinės adentijos atvejais gido atramos pobūdis gali būti skirtingas. Atraminių dantų tipas, skaičius ir pasiskirstymas gali skirtis, atsižvelgiant į dantų eilės defektą. Šie veiksniai gali įtakoti chirurginio gido pasyvų nusėdimą, stabilumą bei galiausiai - implantacijos tikslumą [26, 27]. Taigi sSDI atveju implantavimo vieta dantų eilėje tiesiogiai susijusi ne tik su anatominėmis sąlygomis, bet ir su gido atramos pobūdžiu.

Dėl riboto tyrimų kiekio ir metodologinio nevienalytiškumo išlieka poreikis sistemiškai įvertinti atraminių dantų skaičiaus ir implantacijos sistemos įtaką sSDI tikslumui skirtingose implantacijos vietose, siekiant įrodymais pagrįstų rekomendacijų ir protokolų, skirtų chirurginių implantacijos gidų projektavimui.

### 1. DARBO TIKSLAS IR UŽDAVINIAI

Darbo tikslas – įvertinti atraminių dantų skaičiaus, instrumentų navigavimo mechanizmo ir implantavimo srities įtaką dalinių viršutinio žandikaulio dantų eilių defektų statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumui.

### Darbo uždaviniai:

- 1. Nustatyti statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumą pavienių dantų, riboto priekinio ir neriboto galinio defektų vietose viršutiniame dantų lanke.
- 2. Palyginti statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos sistemų su gręžimo kreipikliais ir be gręžimo kreipiklių tikslumą daliniuose viršutinio žandikaulio dantų eilių defektuose.
- 3. Įvertinti atraminių dantų skaičiaus ir jų išsidėstymo dantų eilių defekto atžvilgiu įtaką sSDI tikslumui.
- 4. Įvertinti implantavimo vietos įtaką viršutinio žandikaulio dalinės adentijos sSDI tikslumui.

### 2. MOKSLINIO DARBO NAUJUMAS IR PRAKTINĖ REIKŠMĖ

Šio tyrimo išskirtinumas ir naujumas – išsamus ir kompleksiškas eksperimentinis modelis: pirmą kartą standartizuotomis eksperimentinėmis sąlygomis įvertintas dviejų dažniausiai klinikinėje praktikoje naudojamų gidinės implantacijos sistemų (su gręžimo kreipikliu ir be gręžimo kreipiklio) tikslumas šešiose viršutinio žandikaulio dalinės adentijos implantacijos vietose (pavieniai priekinio, prieškrūminio ir krūminio danties defektai, ribotas priekinis defektas ir prieškrūminio ir krūminio dantų sritys galiniame neribotame defekte). Taip pat įvertinta chirurginio gido atramos įtaka, lyginant tris skirtingus atramos variantus: dviejų, keturių dantų ir viso lanko atramą. Papildomai atlikta pogrupių analizė, kurioje įvertintas sSDI tikslumas, atsižvelgiant į pavienio danties defekto vietą (priekinių ir šoninių pavienių dantų defektai), nuotolį nuo atramos (prieškrūminių ir krūminių sritys galiniame neribotame defekte) bei atraminių dantų pasiskirstymą defekto atžvilgiu (vienpusis ir abipusis).

Gauti rezultatai prisidės prie gairių ir rekomendacijų formulavimo, susijusių su optimalios atramos ir gidinės implantacijos sistemos pasirinkimu – tiek bendrai, tiek specifinėse implantavimo vietose. Remiantis tyrimo duomenimis, suformuluoti siūlymai dėl optimalios gido atramos ir sSDI sistemos taikymo, atliekant sSDI skirtingose implantavimo srityse. Be to, tyrimo metu taikytas implantų padėties trimatėje erdvėje vertinimo metodas, paremtas optinio paviršiaus skenavimo duomenimis bei 3D metrologijos programine įranga, gali būti vertinamas kaip tradicinių automatizuotų matavimo sistemų alternatyva. Tyrimo rezultatai prisideda prie įrodymais pagrįsto statinės skaitmenizuotos implantacijos protokolų tobulinimo ir sudaro pagrindą tęsti klinikinius tyrimus, siekiant didinti išorinį patikimumą. Sukurtas eksperimentinis tyrimo modelis ir protokolas gali būti naudojamas ateities *in vitro* tyrimams vertinti kitus įtakos sSDI tikslumui turinčius veiksnius.

### 3. LITERATŪROS APŽVALGA

#### 3.1. Dalinės adentijos paplitimas

Pasaulio sveikatos organizacijos (PSO) duomenimis, pilnos adentijos paplitimas siekia 7 proc. pasaulyje, o Europos regione jis didžiausias – 12 proc. [28]. Pilnos adentijos mastai 60 m. ir vyresnių amžiaus grupės populiacijoje svyruoja nuo 11 proc. iki 80 proc. [29]. Lietuvoje šis rodiklis siekia 10,1 proc., vertinant 20 m. ir vyresnę populiacijos dalį [30]. Dalinės adentijos - bedantystės rūšies, kai trūksta 1-o ar daugiau nuolatinių dantų, epidemiologiniai tyrimai nėra išsamūs. Vokietijoje, 2014 m. duomenimis, 35-44 m. amžiaus populiacijoje dalinė adentija siekė 56,8 proc., o 65-74 m. amžiaus populiacijoje – 96,3 proc. [31]. Vertinant 15-os šalių duomenis, likusių dantų vidurkis 65-74 m. amžiaus populiacijose svyravo nuo 14,3 danties Estijoje iki 24,5 danties Švedijoje [32]. Sisteminėje apžvalgoje, vertinusioje epidemiologinius 7-u Europos valstybių tyrimus, nustatyta, kad asmenų, kurie prarado bent 1-a nuolatini danti per metus, dažnumas svyravo nuo 1 proc. iki 14 proc., o netektų dantų vidurkis svyravo nuo 3 iki 24 dantų 100-ui asmenų per metus [29]. Kitame tyrime, kuriame tirta 55 m. ir vyresnio amžiaus populiacija Šveicarijoje, nustatyta, kad <sup>3</sup>/<sub>4</sub> asmenų buvo netekę bent vieno ne protinio nuolatinio danties [33]. Panašus asmenų, praradusių bent 1-ą nuolatinį danti, kiekis (76,8 proc.) nustatytas ir kitame tyrime, kuriame vertintos 50 m. ir vyresnio amžiaus asmenų populiacijos 14-oje Europos šalių ir Izraelyje [34]. Aktualių duomenų apie dalinės adentijos epidemiologiją Lietuvoje trūksta. Lietuvos mastu, remiantis 2014 m. duomenimis, visus nuolatinius dantis turėjo 20,8 proc. 20-64 m. amžiaus asmenų [35]. Kauno mieste vykdytame tyrime 2006–2008 m. laikotarpiu, nustatyta, kad prarastų dantų vidurkis 45 m. ir vyresnio amžiaus tiriamojoje populiacijoje buvo  $13,49 \pm 0,3$  danties [36]. Vilniaus mieste 2017–2019 m. laikotarpiu vykdytame tyrime, kuriame itraukti 453 35-ių m. ir vyresni asmenys, nustatyta, kad trūkstamų ne protinių nuolatinių dantų vidurkis siekė – 6,9 [37].

# 3.2. Komplikacijos, kylančios dėl netaisyklingos dantų implanto padėties

Per paskutiniuosius dešimtmečius eksponentiškai išaugęs dantų implantų naudojimas lėmė ir didesnį įrodymais pagrįstų duomenų kiekį apie galimas komplikacijas, susijusias su netinkamu implantų pozicionavimu [38]. Taisyklinga dantų implanto padėtis strėlinėje, skersinėje ir vertikalioje kryptyse yra svarbus veiksnys dantų implanto ilgaamžiškumui ir gydymo sėkmei. Komplikacijas, kylančias dėl netinkamo dantų implanto pozicionavimo, galima suskirstyti i: (a) intraoperacines, (b) biomechanines-ortopedines ir (c) biologines-estetines.

Vertinant ir planuojant būsimo danties implanto padėtį svarbu atsižvelgti į konkrečios srities anatomiją. Dantų implantais arba grąžtais, kuriais ruošiama implanto ložė, galima pažeisti svarbias anatomines struktūras [9, 39, 40]. Remiantis įvairių autorių duomenimis, siekiant sumažinti jatrogeninių komplikacijų riziką, danties implanto įsriegimo ir ložės paruošimo metu turi būti laikomasi saugaus atstumo iki kritinių anatominių struktūrų. Pripažintu standartu laikomas 2 mm atstumas nuo implanto ar instrumento viršūnės iki atitinkamos anatominės struktūros [10, 41, 42]. Ši rekomendacija grindžiama tiek panoraminių žandikaulių radiogramų, tiek kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (KPKT) paklaidų analize, taip pat tuo, kad didelė dalis implantų sistemų gamintojų nurodo grąžtų matmenis neįtraukdami jų viršūnių, dėl ko faktinis grąžto ilgis gali viršyti nurodytą iki 1,5 mm [39–43].

Apatinio žandikaulio kanalo pažeidimai dantų implantais ar osteotomijos gražtais yra dažniausi jatrogeninės kilmės apatinio alveolinio nervo pažaidos etiologiniai veiksniai [44]. Tokiais atvejais neurosensorinės komplikacijos gali būti sąlygotos tiesioginės mechaninės nervinio audinio traumos, nervo kompresijos ir pirminės išemijos arba netiesiogiai – dėl hematomos ar biologinių atplaišų sukelto nervo kompresijos ir antrinės išemijos. Pažeidimo sunkumas gali varijuoti nuo lengviausios formos - neuropraksijos - iki sunkesnių, tokių kaip aksonotmezė ar neurotmezė, kurioms būdingos blogos regeneracijos prognozės [10]. Netikslus apatinio žandikaulio anatomijos įvertinimas gali lemti liežuvinės žandikaulio sienelės perforaciją implantacijos metu. Tai ypač svarbu apatinio žandikaulio šoninių dantų srityje, kur gali būti pažeidžiamos pažandinėje duobėje esančios paliežuvinė ir pasmakrinė arterijos. Nekontroliuojamas kraujavimas iš šiu kraujagysliu gali sukelti hemoragines komplikacijas, tame tarpe ir burnos dugno hematomą ar kvėpavimo takų obstrukciją [9]. Viršutinio žandikaulio implantacijų metu galimos perforacijos į viršutinio žandikaulio antį, apatinę nosies landą ar kandinį kanala [9, 45]. Transmaksiliarinė ar transnazalinė implanto padėtis gali lemti uždegimines komplikacijas, tokias kaip žandinis sinusitas ar pansinusitas, taip pat sąlygoti implanto neprigijimą ar migraciją į minėtas anatomines struktūras [46–51]. Netiksliai įvertintus gretimų dantų padėtį galimi dantų šaknų ar apydančio pažeidimai. Dažniausiai dantų implantacijos metu jatrogeniškai pažeidžiamos viršutinių ilčių ir apatinių antrųjų prieškrūminių dantų šaknys [52]. Tokios danties ir apydančio audinių pažaidos gali lemti šaknies rezorbcija, danties praradimą ar implanto neprigijimą [52, 53].

Taisyklinga dantų implanto padėtis lūpos–gomurio, meziodistalinėje ir vertikalioje kryptyse bei tinkamas jo pasvirimo kampas yra esminiai veiksniai, užtikrinantys biomechaniškai ir estetiškai tinkamą protezinės restauracijos konstrukciją, periimplantinių audinių stabilumą bei tolygų kramtomojo krūvio pasiskirstymą [54, 55]. Netinkama implanto padėtis gali lemti vėlyvąsias biomechanines–ortopedines ir biologines–estetines komplikacijas.

Biomechaninės-ortopedinės komplikacijos dažniausiai susijusios su danties implanto ar protezinės restauracijos elementų lūžiais. Remiantis įvairių autorių duomenimis, dantų implanto lūžis pasitaiko pasitaiko 0,2 proc.– 1,5 proc. atvejų, dažniau – dalinės adentijos atvejais, palyginti su atvejais, kai dantų implantais atstatomas pilnas dantų lankas [56]. Tokio tipo komplikacijos, nors ir santykinai retos, dažnai reikalauja reikšmingos intervencijos – lūžusio implanto pašalinimo ir pakartotinio protezavimo. Dantų protezo dalių ir fiksavimo varžtų atsipalaidavimas ar lūžiai pasitaiko dažniau – nuo 2 proc. iki 14 proc. atvejų [57]. Šių komplikacijų pagrindinės priežastys yra mechaninė perkrova dėl nesubalansuoto kramtymo krūvio pasiskirstymo ir ilgalaikės ciklinės–dinaminės apkrovos sukeltas medžiagų nuovargis ir dilimas [57, 58]. Biomechaninio kramtymo krūvio pasiskirstymą tiesiogiai įtakoja implanto erdvinė padėtis, implanto–vainiko santykis, implanto geometrinis dizainas ir kraštinio kaulo aplink danties implantą būklė [55–57].

Implanto pozicionavimas vertikalioje ašvje nulemia vainiko--implanto santykį ir protezavimo erdvės dydį. Per gili implanto padėtis sąlygoja didesnį vainiko-implanto santykį bei didesnį biomechaninį krūvį, tenkantį implanto ir atramos kompleksui [56]. Mokslinių duomenų apie vainiko-implanto santykio ir biologinių komplikacijų priežastingumą trūksta. Dalies tyrimų duomenimis, esant vainiko-implanto santykiui didesniam nei 2,5, didėja implanto lūžio rizika, o viršijus 3,1 – padidėja kraštinio kaulo rezorbcijos aplink implanta tikimybė [59-61]. Kita vertus, sisteminių mokslinės literatūros apžvalgų duomenimis, esant vainiko-implanto santykiui nuo 0,86 iki 2,14, o šoniniu dantu srityje - iki 3, tiek mechaniniu, tiek biologiniu komplikaciju pasitaikymo dažnis išlieka žemas [62–65]. Implanto padėtis vertikalioje ašyje taip pat turi reikšmingos įtakos periimplantinių audinių stabilumui, ypač estetinėje zonoje. Rekomenduojamas atstumas nuo vainikinio implanto krašto iki gretimo danties dantenos krašto yra 3-4 mm, o iki cemento-emalio jungties (CEJ) – 2–3 mm [8, 66, 67]. Implanto vertikali padėtis, esanti daugiau nei 3 mm žemiau CEJ, siejama su reikšmingai didesne periimplantinio kaulo rezorbcija, o esant 6 mm ar didesniam atstumui žemiau gretimo danties CEJ, periimplantito išsivystymo rizika padidėja 8,5 karto [68, 69]. Per sekli implanto padėtis didina periimplantito riziką dėl ribotos erdvės tinkamam protezo išnirimo profilio suformavimui ir nepakankamo virš implanto esančių minkštuju audiniu aukščio [70, 71].

Danties implanto padėtis prieangio–gomurio kryptimi ir pasvirimo kampas lemia būsimą protezinės restauracijos konstrukciją, protezavimo atramos padėtį bei periimplantinių audinių kiekį [8]. Remiantis rekomendacijomis, danties implanto padėtis estetinėje zonoje turėtų būti 1,5-2 mm palatinaliau linijos išvestos tarp greta esančiu esamu dantu ar suplanuotu restauraciju kandamuju kraštu [8]. Taip pat 1,5–2 mm bukalinės kaulo sienelės storis ties implanto kakleliu laikomas kritiniu [72]. Mokslinių publikacijų duomenimis, daugiau nei 40 proc. periimplantito atveju danties implantas buvo pozicionuotas pernelyg bukaliai [73]. Tokiu atveju, esant plonai bukalinio kaulo sienelei, didėja avaskulinės nekrozės rizika, kas lemia audiniu recesija, implanto dehiscencija ir periimplantito išsivystyma [74]. Implanto pasvirimo kampas lūpos/žando-gomurio kryptimi taip pat turi itakos implanto ilgaamžiškumui. Pasvirimas bukaline kryptimi reikšmingai susijes su padidėjusia bukalinės gleivinės recesijos, kraštinio kaulo rezorbcijos ir implanto dehiscencijos rizika [69, 74]. Išnirimo kampas, apibrėžiamas kaip kampas tarp restauracijos kontūro ir implanto centrinės ašies, viršijantis 30°, laikomas reikšmingu periimplantito ir kraštinio kaulo rezorbcijos rizikos veiksniu [75-77]. Atstumai meziodistaline kryptimi tarp implanto ir gretimo danties (I–D), taip pat tarp dvieju greta esančiu implantu (I-I), turi reikšmingos itakos biologiniu ir ortopedinių komplikacijų rizikai. Esant I-D atstumui mažesniam nei 1 mm, I-I atstumui – mažesniam nei 3 mm arba pasvirimo kampui tarp implanto ir gretimo danties ašių viršijus 22°, reikšmingai padidėja kraštinio kaulo rezorbcijos, dantenų recesijos ir periimplanto rizika. Tokiais atvejais protezo konstrukcija neoptimali biologiniu ir biomechaniniu požiūriu [6, 77-80].

Taigi implanto padėtis yra ne tik techninis aspektas, bet ir kritinis gydymo sėkmės bei komplikacijų rizikos kontrolės veiksnys. Retrospektyvinis Gaeta-Araujo ir bendraautorių tyrimas atskleidžia netaisyklingų implantų padėčių dažnį bei su tuo susijusių komplikacijų mastą. Įvertinus 1109 dantų implantų padėtis kūginio pluošto kompiuterinėse tomogramose, penktadalis implantų buvo įsriegti per arti gretimo danties ar implanto, o trečdalis perforavo gretimas anatomines struktūras [81]. Dažniausiai (40,1 proc.) nustatytos viršutinio žandikaulio ančio perforacijos, po kurių sekė – bukalinės alveolinės sienelės (33,3 proc.), nosies ertmės (13,3 proc.) ir liežuvinės alveolinės sienelės (6,8 proc.) perforacijos [81]. Kitų autorių duomenimis, netaisyklinga danties implanto padėtis buvo eksplantacijos priežastis 7–14 proc. atvejų ir 48 kartus padidino periimplantito riziką [82–84].

#### 3.3. Skaitmenizuota dantų implantacija

Skaitmenizuota dantų implantacija yra skaitmeninio dantų atkūrimo darbo eigos dalis. Kompiuterizuoto projektavimo ir gamybos (angl. *computer-aided design ir computer-aided manufacturing, CAD/CAM*) technologijos odontologijos praktikoje pradėtos taikyti XX a. dešimtajame dešimtmetyje [84]. Pradiniame etape šios technologijos taikytos gaminant dantų protezų ant implantų atramas ir karkasus. Tobulėjant technologijoms ir didėjant jų prieinamumui, šios sistemos imtos taikyti vis platesniam dantų implantacijos proceso spektrui – nuo diagnostikos ir planavimo iki klinikiniu implantacijos ir protezavimo etapų. Skaitmenizuotos implantacijos metu naudojama techninė ir programinė iranga, leidžianti analizuoti dantu eilės defekta, suplanuoti implanto padėtį ir naviguoti implantacijos procedūra [86]. Implanto padėties planavimas igavo didesne reikšme, daugėjant irodymais gristu duomenu apie galimas intraoperacines komplikacijas bei padėties įtaką gydymo prognozei vidutiniu ir ilguoju laikotarpiu [2]. Papildoma postūmi šios srities plėtrai suteikė į protezavimą orientuota implanto padėties planavimo paradigma (angl. prosthetically driven implant positioning), kurioje implanto padėtis planuojama pagal būsima protezinę konstrukciją, o ne tik pagal anatomines sąlygas [2, 24]. Skaitmenizuotos dantu implantacijos etapu išpildymas yra paremtas paciento trimačiu rentgenologiniu ir optinio paviršiaus skenavimo vaizdais, kas sudaro prielaidas procedūros tikslumui ir žmogiškųjų klaidų prevencijai. Kai kuriais atvejais implanto padėties parinkimas gali padėti išvengti papildomu kaulo augmentacijos procedūru [86]. Todėl taikant skaitmenizuotos dantų implantacijos metodus, tikimasi pasiekti nuspėjamus ilgalaikius gydymo rezultatus, sumažinti intervencijos invazyvuma, komplikacijų rizika ir pagerinti paciento patirti [3].

### 3.3.1. Skaitmenizuotos dantų implantacijos rūšys

Skaitmenizuota (arba kompiuterizuota) chirurginė intervencija – tai chirurginio planavimo ir išpildymo metodai, kuriuose naudojamos pažangios skaitmeninės technologijos, padedančios gydytojui tiksliau orientuotis erdvėje, valdyti instrumentus ir geriau kontroliuoti procedūros eigą [87, 88]. Dantų implantacijos srityje šios technologijos leidžia kontroliuoti suplanuotos implanto padėties perkėlimą iš virtualios planavimo aplinkos į klinikinę erdvę. Tam tikslui pasiekti naudojami chirurginiai gidai, dinaminė navigacija arba robotinė mechatronika [89]. Atsižvelgiant į naudojamas technologijas ir gydytojo sąveikos su navigacine sistema pobūdį, išskiriamos trys pagrindinės skaitmenizuotos implantacijos rūšys:

- 1. Statinė skaitmenizuota dantų implantacija (sSDI; angl. *static computer-assisted implant surgery*)
- 2. Dinaminė skaitmenizuota dantų implantacija (dSDI; angl. *dynamic computer-assisted impant surgery*)
- 3. Robotinė skaitmenizuota dantų implantacija (rSDI; angl. *robotic computer-assisted implant surgery*)

Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos darbo eiga susideda iš keturių pagrindinių etapų: diagnostikos, planavimo, gamybos ir klinikinio etapo (aprašyti 3.3.1.1 lentelėje). Šiuolaikinės programinės įrangos platformos integruoja kelias funkcijas vienoje aplinkoje: medicininių tūrinių (pvz., DICOM) ir paviršiaus (pvz., STL, PLY, OBJ, 3MF, STEP) duomenu apdorojima, gydymo planavima, trimačio modeliavimo priemones bei kompiuterizuotos gamybos irankius. Diagnostikos etapo metu paciento žandikauliu KPKT bei veido, burnos minkštuju audiniu ir dantu optinio skenavimo duomenvs vra ikeliami i programine iranga, kur yra analizuojami, apdorojami ir atliekama ju superimpozicija. Planavimo etape atliekamas virtualus implanto padėties parinkimas, atsižvelgiant į paciento anatomija ir būsimos restauracijos pavaškavima. Naudojantis programine iranga, koreguojama ir projektuojama implanto erdvinė padėtis: pasvirimo kampas, isriegimo gylis, nuotoliai iki gretimu dantu, protezinių ir anatominių struktūrų. Suplanuota padėtis iš virtualios aplinkos perkeliama i klinikine situacija, naudojant individualu chirurgini gida, kuris fiksuojamas ant paciento kietųjų ir/ar minkštųjų burnos audinių. Chirurginiame gide suprojektuotas gręžimo kanalas nukreipia implantacijos ložei formuoti skirtus gražtus ir danties implanto ivedėjus virtualiai suplanuota kryptimi [19]. Gręžimo kanalo modeliavimas yra tiesiogiai susietas suplanuotos implanto padėties geometrinėmis koordinatėmis. Dėl šios priežasties, naudojant chirurginius gidus, nėra galimybės keisti suplanuotos danties implanto padėties nepažeidžiant sSDI eigos [86].

**3.3.1.1 lentelė.** Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos darbo srauto etapai

Diagnostika	Planavimas	Gamyba	Klinikinis etapas	
<ul> <li>Skaitmenizuotų duomenų surinki- mas</li> <li>Duomenų apdoro- jimas</li> </ul>	<ul> <li>Skaitmeninis pa- vaškavimas</li> <li>Danties implanto padėties projekta- vimas</li> <li>Chirurginio gido modeliavimas</li> </ul>	<ul> <li>Kompiuterizuota gamyba</li> <li>Pogamybinis apdirbimas</li> <li>Verifikacija</li> </ul>	<ul> <li>Validacija</li> <li>Statinė skaitmeni- zuota implantacija</li> <li>Pooperacinė kontrolė</li> </ul>	

Dinaminė skaitmenizuota dantų implantacija (dSDI) grindžiama dinaminės navigacijos principu, kai realiuoju laiku sekama grąžto ir implanto padėtis žandikaulyje. Instrumento padėtis nuolat lyginama su suplanuota implanto padėtimi, o gydytojas operacijos metu gauna vizualinę informaciją apie nukrypimus nuo suplanuotos trajektorijos ir galutinės implanto padėties [86, 90, 91]. Dinaminės navigacijos darbo eigą galima suskirstyti į tris pagrindinius etapus: diagnostiką, planavimą ir klinikinį etapą (aprašyti 3.3.1.2 lentelėje) [92, 93]. Kaip ir statinės skaitmenizuotos implantacijos metu, diagnostikos ir planavimo etapai atliekami programinėje įrangoje, turinčioje integruotas tūrinių ir paviršiaus vaizdų apdorojimo, trimačio modeliavimo bei gydymo planavimo funkcijas [94]. Skirtingai nei sSDI atveju, chirurginiai gidai dinaminėje navigacijoje nėra naudojami, todėl instrumentų judesiai nėra fiziškai apribojami ir instrumentų padėties kontrolė užtikrinama vizualiai, o ne mechaniškai.

**3.3.1.2 lentelė.** Dinaminės skaitmenizuotos dantų implantacijos darbo srauto etapai

Diagnostika	Planavimas	Išpildymas
Skaitmenizuotų duomenų	<ul> <li>Skaitmeninis pavaška-</li> </ul>	Kalibravimas
surinkimas	vimas	Registravimas
<ul> <li>Duomenų apdorojimas</li> </ul>	Danties implanto padė-	Skaitmenizuota implantacija
	ties projektavimas	<ul> <li>Pooperacinė kontrolė</li> </ul>

Klinikinis dSDI etapas pagristas koordinačių sistemų registravimu, instrumentų kalibravimu ir optine sekimo technologija – procedūromis, kurios užtikrina erdvinio santykio tarp chirurginių instrumentų, operacinio lauko ir paciento anatomijos suderinima [94, 95]. Koordinačių sistemų registravimo tikslas yra sutapatinti virtualia priešoperacine ir realia klinikine koordinačiu sistemas, suderinti paciento medicininius vaizdus (pvz., KPKT, IOS) su realia žandikaulio anatomija [96]. Koordinačių sistemų registravimo metodai skirstomi i anatominių taškų registracija (angl. anatomical point registration, APR) ir žymeklių registracija (angl. marker point registration, MPR), atsižvelgiant i tai ar naudojami specialūs tapatinimo žymekliai [97, 98]. Žymekliu registracijos metodu koordinačiu sistemos sutapatinamos, identifikavus burnoje ir KPKT vaizduose esančius tapatinimo žymeklius - rentgenokontrastiškus elementus. Tuo tarpu anatominių taškų registracijos metodas grindžiamas natūralių anatominių elementų, pvz., dantų paviršių ar žandikaulio kontūro, sutapatinimu. Atlikus registravima, chirurginių instrumentų padėtis ir judėjimas implantacijos metu fiksuojami optine sekimo sistema (OSS), kuri igalina vertinti ju atitikima suplanuotai implanto padėčiai. Pagal veikimo principą optinės sekimo sistemos skirstomos į aktyviąsias ir pasyviąsias [99]. Aktyviosiose sistemose optinė kamera fiksuoja infraraudonųjų spindulių signalus, kuriuos siunčia chirurginiame instrumente esantis daviklis. Tuo tarpu pasyviosiose OSS chirurginiai instrumentai signalo nesiunčia, o jį atspindi. Optinė kamera aptinka šviesos šaltinio skleidžiamo signalo atspindį nuo retroreflektorinių savybių turinčių elementų, integruotų į chirurginį instrumenta [94, 100].

Wang ir bendraautorių *in vitro* tyrime nustatyta, kad aktyviosios OSS ir žymeklių registracijos metodo kombinacija lėmė reikšmingai didesnį dSDI tikslumą, palyginti su kitais metodais [100]. Kita vertus, retrospektyviniame

klinikiniame tyrime Ma ir bendraautoriai nenustatė statistiškai reikšmingos įtakos implantacijos tikslumui, o vidutiniai kampiniai, vainikiniai ir viršūniniai nuokrypiai tarp suplanuotų ir realių implantų padėčių siekė atitinkamai 3,29°, 1,29 mm ir 1,43 mm [96]. Chirurginių instrumentų kalibravimas atliekamas tais pačiais principais kaip ir registravimas. Kai kuriose sistemose ši procedūra yra automatizuota. Al-Jarsha ir bendraautorių tyrime, kuriame buvo lyginamos grąžto viršūnės koordinates tarp pakartotinių kalibravimų, nustatytos vidutinės 0,6 mm paklaidos, o maksimalios siekė iki 3,7 mm [95].

Robotinė skaitmenizuota dantų implantacija (rSDI) yra naujausia iš skaitmenizuotų dantų implantacijos rūšių. Pirmoji rSDI sistema JAV maisto ir vaistų administracijos buvo patvirtinta 2017-aisiais metais [101]. Šios sistemos sudarytos iš trijų pagrindinių komponentų: robotinės rankos, optinės sekimo sistemos ir operacinės programinės įrangos. Kaip ir dinaminės navigacijos atveju, robotinės implantacijos įgyvendinimui būtinos procedūros yra koordinačių sistemų registravimas, robotinės rankos kalibravimas ir optinis sekimas. Operacinio lauko koordinačių sistemų suderinimui naudojami žymekliai, anatominiai orientyrai, kompiuterinės tomografijos bei optinio paviršiaus skenavimo duomenys. Robotinės rankos kalibravimui ir jos erdvinio santykio su optinio sekimo sistema nustatymui taip pat gali būti pasitelkiami įvairūs žymekliai, anatominių darinių paviršiai ar specialios kalibravimo plokštės.

Remiantis aktualiais Tarptautinės standartizacijos organizacijos (angl. *In-ternational Organization for Standardization*; ISO) ir Tarptautinės elektrotechnikos komisijos (angl. *International Electrotechnical Commision*; IEC) standartais, chirurginis robotas apibrėžiamas kaip medicininė elektrinė įranga, turinti tam tikrą autonomijos lygį ir kompiuteriu valdomą elektromechaninį komponentą, skirtą chirurginio instrumento – invazinio prietaiso, galinčio perduoti energiją arba skverbtis į paciento kūną per audinių pjūvį ar natūralias angas – valdymui, padėties nustatymui, orientavimui ir judesių atlikimui. Esminis skirtumas, skiriantis robotinę nuo dinaminės skaitmenizuotos dantų implantacijos, yra tam tikras autonomijos lygis.

Atsižvelgiant į tai, kad robotinė implantacija yra nauja ir besivystanti technologijos rūšis, šiuo metu nėra visuotinai priimtos rSDI sistemų klasifikacijos. Dalis autorių, remdamiesi ISO ir IEC standartais, chirurginių robotų autonomijos lygius skirsto į šešias kategorijas: nuo 0 – kai autonomijos nėra, iki 5 – kai robotas veikia visiškai autonomiškai [102, 103]. Išsamesnis robotinių sistemų autonomijos lygių aprašymas pateiktas 3.3.1.3 lentelėje. Dantų implantacijai skirtos robotinės sistemos atitinka pirmąjį (roboto-pagalba) arba antrąjį (užduočių vykdymas) autonomijos lygį. Pagal kitų autorių siūlomą klasifikaciją, rSDI sistemos skirstomos į aktyviąsias, pasyviąsias ir pusiau aktyviąsias [101, 104]. Aktyviosios sistemos pasižymi antruoju autonomijos lygiu – jos geba savarankiškai atlikti iš anksto užprogramuotas užduotis, tokias kaip osteotomija ar implanto įsriegimas. Pasyviosios sistemos veikia pirmuoju autonomijos lygiu – robotinės rankos judesius visiškai kontroliuoja gydytojas, o sistema teikia taktilinį ir vizualinį grįžtamąjį ryšį, padedantį atlikti tikslesnius chirurginius veiksmus. Pusiau aktyviosios sistemos turi tiek pirmojo, tiek antrojo autonomijos lygio požymių – jose robotinė ranka valdoma gydytojo, tačiau tam tikrus judesius ji gali atlikti savarankiškai pagal iš anksto suformuluotą užduotį ir gydymo planą, be tiesioginės gydytojo intervencijos [101, 104].

**3.3.1.3 lentelė.** Medicininių chirurginių robotų autonomijos lygių klasifikacija

Autonomijos lygis	Aprašymas
0 – nėra autonomijos	Gydytojas pilnai planuoja, vykdo ir kontroliuoja chirurginius veiksmus. Robotas savarankiškai neatlieka ir nepapildo chirurginių veiksmų.
1 – roboto pagalba	Gydytojas pilnai kontroliuoja procedūra. Robotas papildo ar apri- boja judesių trajektorijas, teikia taktilinį ar vizualinį grįžtamąjį ryši.
2 – užduočių vykdymas	Robotas gali atlikti užprogramuotą užduotį be gydytojo aktyvaus įsikišimo. Robotas negali nepriklausomai nustatyti parametrų, kurti ar koreguoti operacijos plano.
3 – sąlyginė autonomija	Robotas geba vertinti chirurginę aplinką, gali atlikti užduotis au- tonomiškai ir pasiūlyti kelias įgyvendinimo strategijas. Gydymo strategijas robotas ruošia pagal gydytojo pateiktus medicininius duomenis ir iškeltas sąlygas. Gydytojas turi patvirtinti operacijos planą.
4 – aukšto lygio autonomija	Robotas gali proaktyviai sugeneruoti ir parinkti optimalų individua- lų chirurginį planą. Operacijos metu gali autonomiškai pakoreguoti gydymo planą. Gydytojas turi patvirtinti pasiūlytą planą, prižiūrėti procedūrą. Gydytojas turi galimybę įsikišti.
5 – pilna autonomija	Robotas gali nepriklausomai priimti sprendimus dėl chirurginės procedūros strategijos, įskaitant ir priešoperacinį planavimą be gydytojo patvirtinimo ir atlikti jį autonomiškai. Gydytojas turi gali- mybę įsikišti.

Dantų implantų, įsriegtų taikant skaitmenizuotas implantacijos sistemas, penkerių metų išlikimo rodiklis svyruoja nuo 94,5 iki 97,5 proc. [15, 105]. Šie rezultatai yra panašūs į tradicinės implantacijos laisva ranka rodiklius, kurie svyruoja nuo 94,6 iki 95,6 proc. [106–108]. Mokslinėje literatūroje kol kas nėra konsensuso dėl skaitmenizuotų metodų įtakos implantų išlikimui [105, 108]. Vis dėlto tyrimai rodo, kad implanto padėties nuokrypiai nuo suplanuotos padėties yra statistiškai reikšmingai mažesni, kai naudojamos skaitmenizuotos implantacijos sistemos [105, 109–111]. Sisteminėse apžvalgose nustatyta, kad palyginti su tradicine implantacija, taikant skaitmenizuotus

metodus vidutiniai svertiniai nuokrypiai tarp suplanuotos ir realios implantų padėties yra statistiškai reikšmingai mažesni – atitinkamai 1,18 mm vainikinio, 1,1 mm viršūninio ir 7,28° kampinio nuokrypio [110–112].

#### 3.3.2. Skaitmenizuotų dantų implantacijos rūšių palyginimas

Lyginant skaitmenizuotos implantacijos rūšis, reikšmingu skirtumu tarp komplikacijų dažnumo, implanto išlikimo rodiklių, operacijų trukmės ir pacientų praneštų išeičių nenustatyta [113]. Dinaminės SDI privalumais, palyginti su statine SDI, autoriai įvardija galimybę realiuoju laiku vertinti implanto padėties tikslumą ir, esant poreikiui, koreguoti implantacijos planą operacijos metu. Chirurginių gidų gamyba reikalauja papildomo laiko ir specialistų įsitraukimo, dėl ko dinaminės navigacijos procesas teoriškai gali būti trumpesnis. Be to, dinaminės sistemos yra mažiau jautrios tokiems apribojimams, kaip ribotas paciento išsižiojimas ir operacinio lauko matomumas ar chirurginio plano pakeitimai dėl chirurginio gido lūžio [113]. Vis dėlto dinaminė implantacija reikalauja papildomos įrangos ir pasižymi labiau išreikšta mokymosi kreive. Tyrimai rodo, kad dSDI tikslumas labiau priklauso nuo operuojančio gydytojo patirties, palyginti su sSDI [91, 114]. Robotinė skaitmenizuota implantacijos sistema gali apjungti tiek statinės, tiek dinaminės sistemų privalumus. Stabilus ir tikslus robotinės rankos veikimas padeda sumažinti klaidu rizika bei pašalinti dali veiksniu, susijusiu su gydytojo ergonomika, ribotu matomumu, fiziniu nuovargiu ar rankų drebėjimu. Tuo pat metu optinė sekimo sistema, integruota su specializuota programine iranga, leidžia tiksliai vizualizuoti chirurginių instrumentų ar implanto padėtį ir jos atitikimą implantacijos planui [91, 115]. Tačiau dėl robotinių sistemų kompleksiškumo, brangios irangos, gydytojo isikišimo būtinybės esant žemam autonomijos lygiui ir panašaus tikslumo, palyginti su kitomis skaitmenizuotomis sistemomis, jų taikymas klinikinėje praktikoje išlieka ribotas [91, 114, 116].

Sisteminėse mokslinių tyrimų apžvalgose, kuriose lyginami nuokrypiai tarp realios ir suplanuotos dantų implantų padėties, nustatytas panašus statinės ir dinaminės navigacijos tikslumas. Lentelėje 3.3.2.1 pateikti sisteminių apžvalgų duomenys apie skirtingų SDI metodų padėties nuokrypius, o lentelėje 3.3.2.2 – metaanalizių, kuriose lygintos statinės, dinaminės ir robotinės SDI sistemų tikslumas, vidutinės svertinės vertės. Vidutinis dantų implantų padėties nuokrypis naudojant statines sistemas svyruoja tarp 0,70–1,18 mm ties implanto vainiku, tarp 1,02–1,96 mm ties implanto viršūne, o kampinis – tarp 2,09°–4,06° [18, 19, 23, 24, 27, 90, 117–121]. Atitinkami vidutiniai nuokrypiai naudojant dinamines sistemas mokslinėse publikacijose svyruoja tarp 0,9–1,18 mm ties implanto vainiku, tarp 1,2–1,36 mm ties implanto viršūne ir kampinis tarp 3,17°–4,25° [109, 114, 116, 121–123]. Metaanalizėse,

kuriose tiesiogiai lyginamas šių skaitmenizuotų implantacijos rūšių klinikinis tikslumas, statistiškai reikšmingų skirtumų nenustatyta [110, 122-125]. Atsižvelgiant į robotinių sistemų naujumą, tikslumą vertinančių mokslinių publikacijų yra mažai. Tačiau aktualiose sisteminėse apžvalgose nustatyta, kad vidutinis vainikinis nuokrypis taikant robotines sistemas svyruoja tarp 0,81–0,82 mm, viršūninis – tarp 0,77–1 mm, o kampinis – tarp 1,66°–1,71° [114, 116]. Jain ir bendraautorių atliktos metaanalizės duomenimis, naudojant robotines sistemas, vainikinis implanto padėties nuokrypis buvo statistiškai reikšmingai mažesnis 0,15 mm, viršūninis – 0,19 mm, o kampinis – 1,22°, palyginti su dinaminėmis sistemomis [125].

Autorius (publikacijos metai)	Laikotarpis	Imties dydis (n = implantai)	3D vainikinis nuokrypis (mm)	3D viršūninis nuokrypis (mm)	Kampinis nuokrypis (°)	Vertikalus nuokrypis (mm)		
Statinė skaitmenizuota dantų implantacija								
Schneider ir kt. (2009) [117]	1966–2009	155	1,16 [0,92–1,39]	1,96 [1,33–2,58]	4,90 [2,24–7,55]	0,43 [0,12–0,74]*		
Jung ir kt. (2009) [90]	1966–2007	261	1,12 [0,82–1,42]	1,20 [0,87–1,52]	n/d	n/d		
Van Assche ir kt. (2012) [24]	1996–2011	518	0,87 [0,65–1,09]	1,15 [0,87–1,42]	3,06 [2,53–3,60]	n/d		
Tahmaseb ir kt. (2014) [118]	2008–2012	2355	1,04 [0,85–1,24]	1,45 [1,18–1,73]	4,06 [3,50-4,62]	n/d		
Tahmaseb ir kt. (2018)	2008-2017	51	0,9 [0,79–1,00]	1,2 [1,11–1,20]	3,3 [2,07–4,63]	n/d		
[18]	2008-2017	2194	1,2 [1,04–1,44]	1,4 [1,28–1,58]	3,5 [3,00–3,96]	n/d		
Bover-Ramos ir kt. (2018) [27]	2005-2015	2244	$1,1\pm0,09$	$1,4 \pm 0,12$	$3,\!98\pm0,\!33$	n/d		
Siquera ir kt. (2020) [119]	X-2020	321	0,89 [0,74–1,05]*	1,2 [1,02–1,39]*	2,59 [1,97–3,20]	0,55 [0,42–0,68]*		
Kasradze ir kt. (2021)	2009-2019	n/d	0,81 [0,53–1,08]	1,04 [0,76–1,32]	2,47 [2,14–2,98]	0,44 [0,27–0,61]*		
[19]	2009-2009	n/d	1,11 [0,89–1,34]	1,34 [1,11–0,76]	3,17 [2,88–3,54]	0,23 [0,02–0,43]*		
Efekhar Ashtiani ir kt. (2021) [120]	-2020	2037	1,16 [0,98–1,24]	1,35 [1,11–1,59]	3,43 [2,96–3,90]	n/d		
Aghaloo ir kt. (2023) [121]	1975–2022	n/d	0,8 [0,6–0,9]	1,2 [1,0–1,3]	3,8 [3,4–4,2]	0,5 [0,4–0,6]		
Gourdache ir kt. (2023)			1,00 [0,65–1,35]	1,34 [1,20–1,48]	3,18 [2,62–3,75]	0,58 [0,37–0,79]		
	2012–2020	1233	0,70 [0,63–0,77]	1,02 [0,90–1,15]	2,35 [2,18–2,51]	0,50 [0,19–0,83]		
			1,18 [0,97–1,39]	1,39 [0,97–1,39]	2,77 [2,52–3,02]	0,47 [0,00–0,95]		
Takacs ir kt. (2023) [114]	- 2022	7161	0,71 [0,61–0,82]*	1,02 [0,90–1,15]*	2,61 [2,27–2,95]	0,47 [0,29–0,64]*		

3.3.2.1 lentelė. Sisteminių mokslinės literatūros apžvalgų skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumo tema rezultatai

### 3.3.2.1 lentelės tęsinys

Autorius (publikacijos metai)	Laikotarpis	Imties dydis (n = implantai)	3D vainikinis nuokrypis (mm)	3D viršūninis nuokrypis (mm)	Kampinis nuokrypis (°)	Vertikalus nuokrypis (mm)	
Floriani ir kt. (2024) [20]	2018–2023	654	n/d	n/d	2,03–4,23	0,19–2,05	
Khaohoen ir kt. (2024) [116]	2010–2023	3447	1,11 [ 1,00–1,20]	1,44 [1,34–1,54]	3,58 [3,33–3,83]	n/d	
		Dinaminė s	kaitmenizuota dantu	į implantacija			
Pellegrino ir kt. (2021) [122]	-2019	673	1,10 [0,94–1,26]*	1,32 [1,08–1,52]	4,25 [2,79–5,72]	0,73 [0,48–0,98]*	
Jorba-Garcia ir kt. (2021) [123]	2010–2020	1245	1,03 [1,01–1,04]	1,34 [1,32–1,36]	3,68 [3,61–3,74]	0,50 [0,43–0,57]	
Takacs ir kt. (2023) [114]	-2023	3106	1,00 [0,84–1,15]*	1,28 [1,09–1,47]*	3,17 [2,51–3,83]	0,61 [0,48–0,73]*	
Aghaloo ir kt. (2023) [121]	1975–2022	n/d	0,9 [0,8–1,0]	1,2 [0,8–1,5]	3,4 [3,0–3,9]	n/d	
Yu ir kt. (2023) [109]	2013-2023	637	1,13 [0,99–1,27]	1,37 [1,17–1,57]	3,81 [2,95–4,66]	n/d	
Khaohoen ir kt. (2024) [116]	2010–2023	354	1,18 [1,02–1,34]	1,36 [1,18–1,54]	3,51 [2,90–4,12]	n/d	
Robotinė skaitmenizuota dantų implantacija							
Takacs ir kt. (2023) [114]	-2023	281	0,82 [0,64–1,00]*	1,00 [0,75–1,25]*	1,66 [0,76–2,55]	0,38 [0,23–0,53]*	
Khaohoen ir kt. (2024) [116]	2010–2023	44	0,81 [0,37–1,25]	0,77 [0,43–1,11]	1,71 [0,04–3,38]	n/d	

Pastaba: nurodyti implantų padėčių nuokrypių vidurkiai ir 95 proc. pasikliautinojo intervalo vertės. \*ne visi įtraukti tyrimai į sisteminę apžvalgą pateikė duomenis; n/d – nėra duomenų.

Autorius (publikacijos metai)	Įtrauktų tyrimų tipas	Lyginamos SDI rūšys	Imtis (n = im- plantai)	3D vainikinis nuokrypis (mm)	3D viršūninis nuokrypis (mm)	Kampinis nuokrypis (°)	Vertikalus nuokrypis (mm)
Pellegrino ir kt. (2021) [122]	Klinikiniai ir <i>in vitro</i>	dSDI vs. sSDI	1200	0,06 [-0,06-0,19]	0,00 [-0,09-0,06]	0,69 [-0,61-1,99]	0,07 [-0,21-0,34]
Wang ir kt. (2021) [110]	Klinikiniai ir <i>in vitro</i>	dSDI vs. sSDI	n/d	0,24 [-0,03-0,51]	0,11 [-0,16-0,38]	0,15 [-0,42-0,12]	n/d
Jorba-Garcia ir kt. (2021) [123]	Klinikiniai	dSDI vs. sSDI	n/d	n/d	n/d	-0,52 [-1,58- 0,54]	n/d
Marques-Guasch ir kt. (2023) [124]	Klinikiniai ir <i>in vitro</i>	dSDI vs. sSDI	n/d	0,02 [-0,27-0,31]	0,08 [-0,11-0,26]	-0,62 -1,33-0,09]	n/d
Jain ir kt. (2024) [125]	in vitro	dSDI vs. rSDI	270	0,15 [0,07–0,24]*	0,19 [0,10–0,27]	1,22 [1,06–1,39]*	n/d

3.3.2.2 lentelė. Klinikinių tyrimų metaanalizių, lyginančių SDI rūšių tikslumą, rezultatai

Pastaba: Pateiktos vidutinės svertinės vertės; \*statistiškai reikšmingi skirtumai; n/d – nėra duomenų

26

## 3.4. Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumą lemiantys veiksniai

Plačiaja prasme analizės metodo tikslumas – tai tyrimo rezultato ir priimtinos pamatinės vertės panašumas, kuris nustatomas ivertinus teisinguma ir preciziškuma. Teisingumas – tai tyrimu rezultatu vidurkio panašumas i priimtina pamatine verte, kuris paprastai išreiškiamas nuokrvpiu – skirtumu tarp tyrimu rezultato ir priimtinos pamatinės vertės. Preciziškumas – tai nepriklausomu tyrimu rezultatu, gautu pagal iš anksto nustatytas salygas, panašumas tarpusavyje, kuris dažniausiai išreiškiamas netikslumu ir apskaičiuojamas kaip tyrimo rezultato standartinis nuokrypis [126]. Siauraja prasme dantų implantacijos tikslumas gali būti išreikštas tiek rezultatų teisingumu, kuris apibrėžia kiek reali isriegto implanto padėtis atitinka suplanuota padėti, tiek preciziškumu, kuris nurodo rezultatu pakartojamumo lygi ir yra išreiškiamas vienodomis sąlygomis atliktų implantacijų nuokrypių nuo suplanuotos padėties sklaida [127]. Preciziškumo vertinimas svarbus lyginant skirtingas gidinės dantų implantacijos sistemas arba vienos sistemos metodikas. Tuo tarpu daugumoje publikaciju, analizuojančių klinikinių, anatominių ar techninių veiksnių įtaką statinės gidinės implantacijos tikslumui, vertinamas rezultatų teisingumas.

Dantų implantų nuokrypiai nuo suplanuotos padėties atliekant statinę skaitmenizuotą dantų implantaciją yra paklaidų, susidarančių visuose skaitmenizuoto gydymo darbo eigos etapuose, suminiai rezultatai [18]. Atsižvelgiant į jų kilmę, veiksniai, lemiantys paklaidų atsiradimą, gali būti skirstomi į (a) techninius-mechaninius ir (b) klinikinius-anatominius. Techninių-mechaninių veiksnių grupei priskiriamos paklaidos, kylančios medicininių duomenų surinkimo ir apdorojimo, chirurginio gido gamybos etapuose, taip pat paklaidos, susijusios su chirurginio gido mechaniniais komponentais ir naudojamais instrumentais. Klinikinių-anatominių veiksnių grupei priskiriami su pacientu susiję fiziologiniai veiksniai bei anatominės žandikaulių, dantų ir sąkandžio ypatybės.

# 3.4.1. Kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos vaizdų kokybės ir tikslumo aspektai

Trimačių radiologinių technologijų vystymasis ir panaudojimas odontologijoje tapo reikšmingu žingsniu diagnozuojant patologijas ir planuojant gydymą. Iki tol radiologinis paciento ištyrimas rėmėsi projekcinėmis radiogramomis. Nors šios radiogramos ir toliau sėkmingai taikomos klinikinėje praktikoje, jų esminiai trūkumai išlieka aktualūs. Dvimatėse radiogramose dėl vaizdo projekcijos pobūdžio klinikinė anatomija atsispindi nepakankamai tiksliai, todėl jų taikymas dantų implantacijos planavime yra ribotas [128].

Didesnis daugiasluoksnės kompiuterinės tomografijos (DKT) diagnostinis tikslumas, palvginti su dvimačiais radiologiniais vaizdais, buvo pademonstruotas ankstyvuoju šios technologijos taikymo etapu odontologijoje [129, 130]. Tačiau dėl didelės radiacinės spinduliuotės, irangos gabaritu ir aukštos kainos DKT taikymas odontologijoje buvo ribotas. Situacija iš esmės pasikeitė atsiradus kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (KPKT) technologijai, kuri sujungė projekcinių ir trimatės vaizdavimo technologijų privalumus – mažesne paciento radiacine apšvita ir aukštos raiškos trimati anatominiu struktūru vaizdavima. Vidutinė KPKT efektinė apšvitos dozė žandikaulių srityje svyruoja nuo 84 iki 212 µSv, priklausomai nuo apšvitos lauko dydžio ir vaizdo raiškos nustatymu [131]. Ivairiu autoriu duomenimis, KPKT efektinė dozė gali būti iki 90 kartu mažesnė nei taikant tradicine daugiasluoksne kompiuterinę tomografiją veido ir žandikaulių srityje [132]. Pažymėtina, kad tiesioginis šiu metodu palyginimas ne visada yra reprezentatyvus dėl naudojamų skirtingų apšvitos laukų. Vis dėlto tyrimuose, santykinai standartizavus apšvitos laukus, autoriai nustatė 10-15 kartų mažesnes efektines dozes naudojant KPKT [133].

DKT ir KPKT veikimo principai skiriasi rentgeno spindulių pluošto forma, vaizdų fiksavimo metodika ir rekonstrukcijos algoritmais. Daugiasluoksnės KT metu rentgeno vamzdis skleidžia siaurą rentgeno spindulių pluoštą, kuris sukasi aplink objekta, fiksuodamas atskirus ašinius pjūvius arba spirališkai judėdamas ašinėje plokštumoje. Šie lygiagretūs dvimačiai pjūviai vėliau sujungiami į trimatį vaizdą, taikant matematinį Radono transformacijos metoda [134]. Kūginio pluošto KT pavadinimas atspindi veikimo principa - naudojamas kūgio formos rentgeno spindulių pluoštas, apimantis visą tiriamaja sritį vieno rentgeno vamzdžio ir detektoriaus apsisukimo metu. Keli šimtai registruotų dvimačių projekcijų rekonstruojamos į trimatį vaizdą, taikant Feldkamp-Davis-Kress (FDK) algoritma, kuris pagristas atvirkštine Radono transformacija ir yra pritaikytas kūginio pluošto geometrijai [135]. Tokio tipo KPKT taikoma trimatė rekonstrukcija tik apytiksliai atkuria linijinius integralus ir pateikia ne tiksliai analitiškai apskaičiuotus atstumus, o jų apytiksles reikšmes. Nors KPKT pasižymi mažesne apšvitos doze, trumpesniu skenavimo laiku ir aukšta kaulinių struktūrų vaizdavimo raiška, dėl specifinių vaizdų surinkimo ir rekonstrukcijos ypatumų ji yra jautresnė vaizdo kokybę mažinantiems veiksniams [136].

Mokslinėje literatūroje KPKT metu susidarantys artefaktai skirstomi į fizikinius, su pacientu susijusius ir su tomografu susijusius artefaktus. Galimų artefaktų klasifikacija ir jų aprašymas pateiktas 3.4.1.1 lentelėje. Kūginio pluošto KT vaizdų kokybę mažina rentgeno fotonų sklaida ir radiologinis triukšmas. Pastarieji, artefaktus lemiantys veiksniai, būdami tiesiogiai susiję su pačios KPKT technologijos veikimo principais, kai kurių autorių vadinami vidiniais arba sistemai būdingais [137]. Rentgeno fotonų išsisklaidymas vyksta jiems susidūrus su medžiagomis, dėl ko dalis jų nukrypsta nuo pirminės trajektorijos. Kompiuterinio tomografo detektoriai fiksuoja ir šiuos išsisklaidžiusius fotonus, o tai lemia vaizdų kokybės suprastėjimą. Radiologinis triukšmas pasireiškia nepastovaus ryškumo pilkumo reikšmėmis ir suprastėjusiu kontrastu radiologiniuose vaizduose. Tai ypač pastebima KPKT vaizduose, nes didesnė fotonų sklaida ir silpnesnis rentgeno pluoštas lemia mažesnį signalo ir triukšmo santykį nei DKT.

Artefaktų grupė	Artefaktų tipas	Priežastis	Išraiška
Fizikiniai	Spindulių su- kietinimo	Įvairaus energetinio dydžio rentgeno fotonai yra absor- buojami tiriamųjų objektų. Kuo tankesnis objektas, tuo didesnė fotonų dalis yra ab- sorbuojama, dėl ko sustiprė- ja vidutinė spindulio energija	Tamsios juostos arba dryžiai. Netolygus pilkųjų atspalvių pa- siskirstymas
	Moiro artefaktai	Dėl mažo naudojamų pro- jekcijų kiekio 3D vaizdams rekonstruoti	Banguotos linijos išsiskiriančios nuo vaizdo centro link periferijos
	Dalinio tūrio artefaktai	Vokselio dydis yra didesnis už tiriamojo objekto kontras- tiškumą, dėl ko objektui pri- skiriama vidutinė reikšmė	Susilieję skirtingų audinių kontūrai, ne- tikslus tankis
	Kūginio pluošto artefaktai	Dėl rentgeno spindulių išsis- kyrimo ir skirtingo kampo projekcijų sutapatinimo	"V" formos vaizdo iškraipymas, vaizdo išsiliejimas perife- rijoje, radiologinis triukšmas
Susiję su pacientu	Judesio artefaktai	Paciento, spindulių šaltinio ar detektoriaus judesys eks- pozicijos metu	Vaizdų susidubliavi- mas. Neryškus, de- formuotas vaizdas
	Metalo artefaktai	Dėl spindulių sklaidos, su- kietinimo ar dalininio tūrio efektų fotonams sklindant per metalą	Priklausomai nuo metalo tankio, balti ir tamsus dryžiai apie metalines struktūras
Susiję su tomografu	Žiediniai artefaktai	Detektoriaus defektai, netin- kamas kalibravimas	Apskriti, šviesūs ar tamsūs koncentriniai artefaktai apie suki- mosi ašį
	Sujungimo artefaktai	Susidaro dėl netikslumų su- jungiant tūrinius vaizdus	Tamsios linijos, susi- dubliaves vaizdas

**3.4.1.1 lentelė.** Kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos artefaktų klasifikacija

Dėl ribotos rentgeno spinduliuotės dozės, mažesnio fotonų srauto, trumpesnio skenavimo laiko ir apytikslio vaizdo rekonstrukcijos metodo KPKT vaizdu tikslumas ir kokybė yra prastesni nei DKT, o pati sistema – jautresnė artefaktų susidarymui. Skenavimo parametrų nustatymais galima kontroliuoti dalies artefaktu intensyvuma. Tyrimuose nustatyta, kad didinant apšvitos lauka arba rentgeno srovės stipri, artefaktų intensyvumas yra mažesnis. Tačiau nors radiologinių vaizdų kokybė yra aukštesnė, ji ne visada pateisina didesnę apšvitos dozę [138]. Artefaktų intensyvumas taip pat mažėja didinant rentgeno spinduliuotės itampa ir mažinant vaizdo raiška [139]. Vis dėlto tai mažina audinių vaizdų kontrastiškumą ir detalumą, dėl ko prastėja tomogramu kokybė ir diagnostinis tikslumas. Vokseliu dydis yra tiesiogiai susijes su vaizdo raiška – mažėjant vokselio dydžiui, vaizdo detalumas didėja, tačiau kartu didėja ir apšvitos dozė. Todėl vokselių dydis turėtu būti parenkamas atsižvelgiant i optimalų balansa tarp minimalios apšvitos dozės, diagnostinio tikslumo ir artefaktų kontrolės. Dalies autorių nuomone, diagnostinis dantų šaknu rezorbcijos tikslumas užtikrinamas, kai vokseliu dydis yra mažesnis nei 0,2 mm [140, 141]. Kituose tyrimuose nustatyta, kad vokselių dydis nuo 0,125 mm iki 0,4 mm neturėjo reikšmingos įtakos diagnostiniam tikslumui [142, 143]. Nevienareikšmiai rezultatai stebimi tyrimuose, kuriuose vertintas alveolinės keteros aukštis ir plotis. Kai kuriuose iš jų nenustatyta reikšmingų skirtumų tarp 0,2 mm, 0,3 mm ir 0,4 mm vokselių dydžių, o kituose alveolinės keteros matmenys buvo reikšmingai tiksliau nustatyti, kai vokselių dydis siekė 0,25 mm, palyginti su 0,4 mm [144–146]. Li ir bendraautorių atliktoje metaanalizėje nenustatyta statistiškai reikšmingų skirtumų vertinant alveolinės keteros matmenų tikslumą tarp skirtingų kompiuterinės tomografijos technologiju. Analizuojant 28 klinikinius tyrimus, nustatyta, kad vidutinis neatitikimas tarp radiologiškai atkurtų ir faktinių alveolinės keteros matmenų siekė 0,03 mm vertinant keteros aukštį ir 0,11 mm – jos plotį [147]. Nepaisant galimų artefaktų ir mažesnės vaizdų kokybės, palyginti su DKT, KPKT išlieka pagrindiniu diagnostikos ir chirurginio gydymo planavimo įrankiu odontologijoje, nes pasižymi mažesnę apšvitos dozę, kartu išlaikant pakankamą diagnostinį tikslumą.

## 3.4.2. Intraoralinio optinio paviršiaus skenavimo tikslumas: technologiniai ir klinikiniai aspektai

Intraoralinis optinis paviršiaus skenavimas (IOS) odontologijoje pradėtas taikyti XX a. pabaigoje, kai rinkoje pasirodė pirmosios odontologijai pritaikytos optinio paviršiaus skenavimo sistemos. Pirmasis plačiai žinomas intraoralinis skeneris – "CEREC" sistema – buvo pristatytas 1987-aisiais metais [148]. Optinio paviršiaus skenavimo metu gautas skaitmeninis atspaudas integruojamas su kompiuterinės tomografijos duomenimis, taip užtikrinant perėjimą prie tolimesnių skaitmenizuotos dantų implantacijos etapų. Per pastaruosius du dešimtmečius šios technologijos populiarumas sparčiai augo dėl reikšmingos technologinės pažangos, didėjančio klinikinio patikimumo ir vis labiau plėtojamos skaitmeninės odontologijos [149]. Atsižvelgiant į pagrindinius intraoralinio skenavimo pranašumus, palyginti su tradiciniais atspaudais – tokius kaip greitesnis duomenų surinkimas ir tiesioginis jų skaitmeninimas – išlieka esminis mokslinės diskusijos klausimas: ar šie metodai užtikrina pakankamą tikslumą klinikiniam taikymui? Taip pat svarstoma, ar galimos skenavimo paklaidos ir nuokrypiai gali sukelti reikšmingos neigiamos įtakos gydymo eigai bei galutiniams rezultatams.

Intraoralinių skenerių tikslumas plačiai analizuojamas šiuolaikinėje mokslinėje literatūroje. Daugelis tyrimų rodo, kad skaitmeninių ir tradicinių atspaudų tikslumo lygis dažnai yra panašus. Vis dėlto esant pilnos adentijos atvejams, skaitmeniniai atspaudai neretai pasižymi didesniu tikslumu, palyginti su tradiciniais metodais [150, 151]. Tuo tarpu Papaspyridakos ir bendraautorių atliktoje sisteminėje mokslinės literatūros apžvalgoje nustatyta, kad dalinės adentijos sąlygomis skaitmeniniai atspaudai gali būti mažiau tikslūs – vidutiniai linijiniai nuokrypiai šiais atvejais siekė 52,31 µm ir buvo didesni nei tradicinių atspaudų [152]. Kita vertus, tyrime, kuriame buvo lyginamas sSDI tikslumas, naudojant skaitmeninius ir tradicinius atspaudus, nustatyta, kad skaitmeniniai atspaudai lėmė didesnį implantacijos tikslumą daliniuose dantų eilių defektuose [153]. Todėl vertinant atspaudų ėmimo metodikas, jų tikslumą ir klinikinę reikšmę, svarbu atsižvelgti į specifinę klinikinę situaciją ir atspaudo paskirtį.

Nepaisant mokslo šaltiniuose aprašomų nuokrypių, skaitmeninių atspaudų linijinės paklaidos dažniausiai neviršija 100–200  $\mu$ m ribos, kuri laikoma kliniškai priimtina paklaida [154, 156]. Vertinant intraoralinio skenavimo tikslumą, vidutiniai linijiniai nuokrypiai dalinės adentijos atvejais svyruoja nuo 85 iki 160  $\mu$ m, o pilnos adentijos atvejais – nuo 9,48 iki 283  $\mu$ m [151, 154]. Nors skaitmeninių atspaudų nuokrypiai, vertinami atskirai, dažniausiai neturi esminės klinikinės reikšmės, jie gali kauptis viso skaitmenizuotos dantų implantacijos darbo eigos metu ir lemti reikšmingus suminius netikslumus [156]. Be to, vertinant paklaidų pasiskirstymą restauracijų ant dantų ar dantų implantų gamybos procese, nustatyta, kad intraoralinio skenavimo metu susidarančios paklaidos yra didesnės nei kituose duomenų apdorojimo ar kompiuterizuoto projektavimo etapuose [156, 157].

Skaitmeninio atspaudo tikslumui įtakos turintys veiksniai gali būti skirstomi į dvi grupes: su pacientu susijusius veiksnius, kurie apima anatominius ir klinikinius ypatumus, ir su gydytoju susijusius veiksnius, kurie apima procedūrinius bei technologinius aspektus, kuriuos specialistas gali tiesiogiai ar netiesiogiai kontroliuoti.

Specialisto patirtis dirbant su paviršiaus skenavimo sistemomis turi reikšmingos itakos tiek atspaudu tikslumui, tiek procedūros greičiui [158]. Dali su programine ir technine iranga susijusiu veiksniu galima valdyti ir standartizuoti [158]. Optinio skenavimo tiksluma bei greiti gali lemti naudojama IOS iranga ir jos veikimo technologija. Optinio paviršiaus skenavimo veikimas yra pagrįstas šviesos projekcija į objekto paviršių ir atspindėtos šviesos registracija detektoriaus pagalba. Gautas šviesos signalas apdorojamas algoritmiškai, kad būtu atkurta objekto paviršiaus trimatė geometrija. Didžioji dalis komerciškai prieinamu intraoraliniu optinio paviršiaus skeneriu naudoja šias technologijas trimačiams objektams formuoti: konfokalinio atvaizdavimo (angl. confocal imaging), trianguliacijos, struktūrizuotos šviesos (angl. structured light), aktyvaus bangu mėginių ėmimo (angl. active wavefront sampling, AWS) bei stereofotogrametrijos. Trianguliacijos technologija gristos IOS sistemos pasižymi didžiausiomis paklaidomis, vertinant atspaudu, skirtu pilno dantų lanko atkūrimui fiksuotais protezais ant implantų, tikslumą [159]. Tuo tarpu tyrimų, nagrinėjančių konfokalinės, struktūrizuotos šviesos, AWS ar kombinuotų technologijų tikslumą, rezultatai išsiskiria ir nėra nuoseklūs [160-162]. Dėl šios priežasties pavienius tyrimų rezultatus reikėtų vertinti kritiškai, ypač atsižvelgiant į tai, kad dažnai tyrimų objektas nėra veikimo technologija, o IOS technologijų raida ir diegimas klinikinėje praktikoje yra itin dinamiški [163].

Įrangos kalibravimas bei programinės įrangos atnaujinimai turi reikšmingos įtakos skaitmeninio atspaudo tikslumui [164]. Schmalz ir bendraautorių tyrime nustatyta, kad net naudojant senesnės kartos techninę įrangą, tačiau su atnaujinta programine įranga, skaitmeninio atspaudo tikslumas prilygo naujausios kartos sistemai [165]. Skenavimo trajektorija ir skenuojamo paviršiaus plotas taip pat itakoja atspaudo tiksluma. Nustatyta, kad viso dantu lanko atspaudai yra mažiau tikslūs nei segmentiniai [166]. Statinės skaitmenizuotos implantacijos procese atspaudo apimti lemia atspaudo paskirtis, klinikinės indikacijos ir atraminių dantų skaičius [167]. Skenavimo trajektorija - tai skenavimo kameros judėjimo kryptis dantų lanko atžvilgiu. Dauguma skenavimo sistemu gamintoju pateikia specifines skenavimo trajektorijos, atstumo iki skenuojamo paviršiaus ir pasvirimo kampo rekomendacijas. Šių rekomendacijų laikymasis gali reikšmingai sumažinti paklaidas [168, 169]. Galiausiai, operacinio lauko apšvietimas taip pat gali įtakoti skaitmeninio atspaudo paklaidas. Revilla-Leon ir bedraautorių sisteminėje apžvalgoje nustatyta, kad esant nepakankamam darbo lauko apšvietimui, skaitmeninių atspaudų teisingumas gali sumažėti nuo 20 iki 250 µm, o preciziškumas – nuo 10 iki 110 µm [170].

Klinikiniai veiksniai, susiję su pacientu ir turintys įtakos skaitmeninio atspaudo tikslumui, yra adentijos tipas, esamos dantų restauracijos ir skenuojamo paviršiaus drėgnumas. Tyrimai rodo, kad paviršiaus skenavimas vra mažiau tikslus visiškai bedančiuose žandikauliuose, palvginti su dalinės adentijos atvejais, dėl anatominių orientyrų stokos, būtinos tiksliai duomenų registracijai, ir gleivinės paslankumo [171, 172]. Skenuojamo dantu lanko vieta taip pat gali turėti itakos atspaudo tikslumui – galiniu dantų srityje skenavimo klaidos pasitaiko dažniau dėl sudėtingesnės prieigos, riboto matomumo ir krūminiu dantu paviršiaus morfologijos vpatybiu [173, 174]. Be to, dantu ir restauraciju paviršiai šviesa atspindi nevienodai, todėl skenavimo tikslumas taip pat gali skirtis. Pavyzdžiui, poliruoti metaliniai paviršiai arba cirkonio dioksido restauracijos dažnai sukelia šviesos sklaida ir artefaktus, mažinančius duomenų tikslumą [175]. Tuo tarpu natūralus emalis ar kompozitinės restauracijos šviesa sugeria ir sklaido tolygiau, kas lemia didesni skenavimo tikslumą [176]. Kitas svarbus veiksnys – burnos ertmės drėgmė. Dėl seiliu ar vandens susidarantys drėgni paviršiai sutrikdo šviesos atspindžio vientisumą, lemia artefaktus ir sumažina skenuojamo paviršiaus detalumą [177, 178]. Tyrimai parodė, kad paviršiaus drėgnumas mažina tiek natūralių dantų, tiek restauracijų atspaudų tikslumą, ypač naudojant struktūrizuotos šviesos skenavimo technologija [179].

#### 3.4.3. KPKT ir IOS duomenų apdorojimo tikslumas

Kūginio pluošto KT ir IOS registravimas reiškia šių dviejų vaizdų sutapatinimą, pasitelkiant anatominius arba dirbtinius orientyrus. Tikslus suplanuotos dantų implanto padėties perkėlimas į klinikinę aplinką įmanomas tik tuo atveju, kai paciento medicininiai vaizdai yra sutapatinti bendroje koordinačių sistemoje [180]. Registravimo procesas leidžia integruoti KPKT užfiksuotą anatominę informaciją su paviršiaus duomenimis, gautais optinio paviršiaus skenavimu, taip sukuriant erdviškai tikslų ir vieningą trimatį modelį. Šis etapas yra kritiškai svarbus visame skaitmenizuotos dantų implantacijos darbo procese – nuo diagnostikos ir planavimo iki chirurginių gidų projektavimo ir gamybos. Registravimo tikslumas tiesiogiai lemia kompiuterizuoto projektavimo ir gamybos kokybę – netikslus vaizdų sutapatinimas gali neigiamai paveikti chirurginio gido kokybę, stabilumą ir implantacijos tikslumą. Registravimo procesą galima suskirstyti į atskirus etapus: KPKT ir IOS duomenų surinkimą, jų segmentavimą bei suliejimą [181].

KPKT vaizdų segmentavimas – tai procesas, kurio metu KPKT vaizduose tarpusavyje atskiriamos anatominės struktūros, pavyzdžiui, dantys nuo alveolinio kaulo ir minkštųjų audinių. Šis žingsnis yra svarbus vaizdų registravimo procese, nes užtikrina tikslų anatominių struktūrų atvaizdavimą, būtiną saugiam ir optimaliam implanto padėties planavimui [182]. Vis dėlto sudėtinga dantų anatomija, ribotas audinių kontrastiškumas, neaiškios ribos ir KPKT artefaktai apsunkina procesą ir gali sumažinti jo tikslumą [183].

Segmentavimo metodai skirstomi į rankinius, pusiau automatinius ir automatinius. Segmentavimo kokybė dažniausiai vertinama Sorensen-Dice panašumo koeficientu (DPK), kurio vertė, viršijanti 0,7, paprastai laikoma kliniškai priimtina [184]. Rankinio segmentavimo metu specialistas žymi anatomines ribas skirtinguose KPKT pjūviuose. Nors rankinis segmentavimas dažnai laikomas klinikiniu standartu, jo tikslumas priklauso nuo specialisto patirties ir įgūdžių – vidutinis DPK tikslumo koeficientas tarp specialistų svyravo nuo 0,90 iki 0,95 [185]. Tačiau šis segmentavimo metodas reikalauja laiko sąnaudų, todėl esant didelėms duomenų apimtims jo taikymas gali būti ribotas [186].

Pusiau automatiniai metodai, atsiradę XX a. pabaigoje dėl medicininių vaizdų analizės technologijų pažangos, veikia regionų auginimo (angl. *region growing*), globalaus slenksčio parinkimo (angl. *global thresholding*), ribų detektavimo ir vandenskyros (angl. *watershed*) analizės algoritmų pagrindu [187]. Nors šie metodai palengvina segmentavimą, daugeliu atvejų vis dar būtinas reikšmingas specialisto įsikišimas į procesą, ypač esant mažam audinių kontrastiškumui ar sudėtingai anatomijai [188].

Pastaraisiais metais sukurti automatizuoti segmentavimo metodai, paremti mašininio ir giluminio mokymosi algoritmais. Ankstyvieji automatizuoti metodai rėmėsi klasikiniais vaizdu apdorojimo principais – slenksčio nustatymu, ribų detektavimu, regionų auginimu, klasterine analize ir "vandenskyros" algoritmais. Vis dėlto šių metodų tikslumo ribotumas paskatino taikyti dirbtinio intelekto (DI) ir konvoliucinių neuroninių tinklų (KNT) technologijas [187]. Eksperimentiniai tyrimu rezultatai rodo, kad DI ir KNT gristi giluminio mokymosi metodai geba atpažinti sudėtingas anatomines struktūras, pavyzdžiui, ribas tarp dantų ir kaulo, ir kompensuoti artefaktus, susidarančius dėl metalinių restauracijų [188]. Be to, automatizuotai veikiantys algoritmai reikšmingai sutrumpina segmentavimo laiką. Xiang ir bendraautorių atliktoje sisteminėje apžvalgoje nustatyta, kad DI pagrindu veikiančių sistemų segmentavimo laikas svyruoja nuo 0,126 sekundės iki 5 minučių, tuo tarpu analogiškų duomenų rankinis segmentavimas vidutiniškai truko apie 15 minučių [184]. Nepaisant eksperimentiniuose tyrimuose pasiektos aukštos segmentavimo kokybės (0,86–0,99 DPK), DI pagristas segmentavimas klinikinėje praktikoje kol kas nėra taikomas [184]. Šiuo metu dauguma komercinių sistemų vis dar remiasi pusiau automatiniais arba rankiniais segmentavimo metodais, iš dalies dėl to, kad DI segmentavimo tikslumas reikšmingai varijuoja, priklausomai nuo anatominiu struktūru tipo. Tyrimuose nustatyta, kad vidutinės DPK reikšmės segmentuojant apatinį žandikaulį siekė 0,94, apatinio žandikaulio kanalą – nuo 0,55 iki 0,694, viršutinį žandikaulį – 0,907, o dantis – 0,925 [188, 189].

Duomenų suliejimas (superimpozicija) – tai vaizdų registravimo proceso dalis, kurios metu geometriškai sutapatinami IOS ir KPKT duomenys. Mokslinėje literatūroje išskiriami trys pagrindiniai superimpozicijos metodai: 1) orientyrais grįstas, 2) paviršiaus savybėmis grįstas ir 3) reikšmių intensyvumo metodas. IOS ir KPKT superimpozicija dažniausiai atliekama naudojant pirmuosius du metodus arba jų kombinaciją [190, 191]. Paviršiaus savybėmis grįstas metodas suderina specialisto pažymėtus atitinkamus paviršiaus plotus skirtinguose vaizduose, o orientyrais grįstas metodas - pažymėtus taškinius orientyrus. Šių metodų veikimas pagrįstas Besl ir McKay pristatytu matematiniu iteraciniu artimiausių taškų (angl. *iterative closest point*, ICP) algoritmu, skirtu minimizuoti atstumus tarp dviejų taškų rinkinių trimatėje erdvėje [192].

Esant pilnai bendančiam žandikauliui ar dideliam restauracijų skaičiui, superimpozicijos tikslumas gali reikšmingai sumažėti dėl netikslių orientyrų ar artefaktų KPKT vaizduose. Tokiais atvejais naudojami dirbtiniai žymekliai (rentgenokontrastiškos kapos, sferiniai žymekliai), tačiau jie apsunkina procedūrą ir gali padidinti klaidų riziką [192]. Remiantis Kim ir bendraautorių eksperimentinio tyrimo duomenimis, superimpozicijos nuokrypiai tarp žymeklių svyravo nuo 0,1 mm iki 0,4 mm [192]. Visgi visiškai bedančių žandikaulių atvejais žymeklių nenaudojimas kelia iššūkių, nes tokiais atvejais registruojami minkštųjų audinių paviršiai, kurie KPKT vaizduose dažnai sunkiai identifikuojami. Deferm ir bendraautorių tyrime pasiūlyta alternatyvi metodika, kai be žymeklių buvo bandoma minkštuosius audinius atpažinti pagal individualizuotus pilkumo intensyvumo lygius. Taikant šį metodą, už-fiksuoti vidutiniai nuokrypiai siekė 0,49 mm [193].

Esant palankioms klinikinėms sąlygoms, duomenų superimpozicijai dažniausiai naudojami natūralių dantų paviršiai ar taškiniai orientyrai [191]. Naudojant dantų paviršius superimpozicijai, tikslumą įtakoja dantų morfologijos detalumas, KPKT vaizdų raiška, artefaktų buvimas bei specialisto patirtis [192]. Net ir idealiomis eksperimentinėmis sąlygomis nuokrypiai yra neišvengiami – pavyzdžiui, Kim ir bendraautorių tyrime su kadaverinėmis kaukolėmis, esant pilnam dantų lankui be restauracijų, superimpozicijos paklaidos siekė 0,2 mm [192]. Esant neoptimaliai KPKT vaizdų kokybei, superimpozicijos tikslumą galima pagerinti, pasirenkant daugiau nei 10 atitinkamų anatominių ar dirbtinių orientyrų [194].

Kaip ir duomenų segmentavimo procese, DI metodų taikymas superimpozicijai turi potencialo ateityje. Nors šiuo metu klinikinėje praktikoje dominuoja pusiau automatiniai metodai, eksperimentinių tyrimų rezultatai parodė, kad automatinės dirbtinio intelekto (DI) pagrindu sukurtos superimpozicijos technologijos pasižymi didesniu tikslumu – jų nuokrypių vidurkiai buvo mažesni (0,12–0,21 mm) nei pusiau automatinių metodų [190, 195, 196]. Dar vienas svarbus DI pagrįstų metodų pranašumas – reikšmingai sutrumpintas superimpozicijos atlikimo laikas [190, 191]. Be to, Elgabra ir bendraautorių tyrime nustatytas aukštesnis DI sistemų tarpklasinis koreliacijos koeficientas, palyginti su pusiau automatiniais metodais – atitinkamai 1,00 ir 0,96, kas rodo didesnį suliejimo proceso patikimumą [190].

### 3.4.4. Chirurginių implantacijos gidų gamybos metodai

Chirurginius implantacijos gidus galima klasifikuoti pagal jų gamybos būdą ir taikomas technologijas. Odontologijoje naudojamos kompiuterizuotos gamybos technologijos skirstomos į adityviąsias (AGT) ir subtraktyviąsias (SGT). Subtraktyviosios gamybos technologijos remiasi selektyviu medžiagos pašalinimu iš žaliavos bloko. Plačiausiai naudojama SGT rūšis – frezavimas kompiuterinio valdymo (angl. *computer numerical control*; CNC) staklėmis. Nors tai yra ypač tiksli technologija, dėl ribotų galimybių atkurti sudėtingas geometrines detales, chirurginių gidų gamyboje praktiškai nenaudojama. Dažniausiai naudojamos adityviosios technologijos, kurios leidžia kurti sudėtingas trimates formas sluoksnis po sluoksnio. Gidų gamybai dažniausiai taikomi šie 3D spausdinimo metodai [197–299]:

- 1. Talpos fotopolimerizacijos (angl. *vat photopolymerisation*; VPP): stereolitografija (SLA), skatmeninio šviesos apdorojimas (angl. *digital light processing*; DLP), nuolatinės skystosios sąsajos gamyba (angl. *continuous liquid interface production*; CLIP) ir skystakristalio monitoriaus technologija (angl. *liquid crystal display*; LCD)
- 2. Medžiagos išpurškimo (angl. material jetting; MJT)
- 3. Miltelinio sluoksnio lydymo (angl. *powder bed fusion*; PBF): selektyvus lazerinis sukepinimas (angl. *selective laser sintering*; SLS)
- 4. Medžiagos ekstruzijos (angl. *material extrusion*; MEX): lydžiojo nusėdinimo modeliavimas (angl. *fused deposition modeling*; FDM)

Pradėjus taikyti 3D spausdinimą dantų implantologijoje, plačiausiai naudota technologija buvo SLA. Dėl šios priežasties dalyje mokslinės literatūros statiniai chirurginiai gidai vadinami stereolitografiniais gidais. Šios ir kitų VPP technologijų procesų metu spausdinimas vyksta UV spinduliuote pasluoksniui sukietinant skystus fotopolimerus. Stereolitografijoje UV spinduliuotės šaltinis yra lazeris, dėl ko ši technologija pasižymi didžiausiu tikslumu, tačiau ilgesne spausdinimo trukme. Kitos VPP rūšys naudoja skirtingus UV spinduliuotės šaltinius: DLP – UV projektorių, LCD – skystųjų kristalų monitorius, dėl ko spausdinimas yra greitesnis, o tikslumas – mažesnis. Dėl
CLIP technologijoje naudojamo deguoniui laidaus UV projektoriaus, galima pasiekti didelį gamybos greitį, nes spausdinimas vyksta be pertraukų tarp sluoksnių. Tarp skirtingų VPP technologijų statistiškai reikšmingų skirtumų spausdinimo tikslumo atžvilgiu nenustatyta [197]. VPP technologijomis spausdinami chirurginiai gidai dažniausiai gaminami iš polimetakrilatinių dervų. Naudojamų medžiagų fizinės savybės – ypač elastingumas – gali turėti įtakos gido atsparumui mechaninei apkrovai [200].

Medžiagos išpurškimo technologija veikiantys trimačiai spausdintuvai yra rečiau naudojami odontologijoje dėl mažesnio tikslumo, palyginti su VPP spausdintuvais, ir didesnių gamybos kaštų [198, 201, 202]. Skirtingai nei VPP proceso metu, MJT veikimo principas grindžiamas skystos polimerinės medžiagos išpurškimu ant spausdinimo platformos, kuri vėliau yra sukietinama UV lempa.

PBF ir MEX technologijomis grįsti trimačiai spausdintuvai reikšmingai nusileidžia VPP ir MJT technologijoms chirurginių implantacijos gidų spausdinimo tikslumu, dėl ko yra naudojami rečiausiai [197, 201]. Tačiau dėl mažų kaštų ir paprastesnio pogamybinio apdorojimo susidomėjimas jų potencialiu panaudojimu išlieka [203]. Tiek PBF, tiek MEX procesų metu naudojamos kietos konsistencijos medžiagos, skirtingai nei anksčiau minėtose technologijose [198]. PBF procese naudojami milteliai, kurie yra pasluoksniui sukepinami veikiant šviesolaidiniam lazeriui, o MEX proceso metu, medžiagos blokas yra pirmiausiai išlydomas ir vėliau išpurškiamas sluoksniais [204].

Remiantis tyrimų, kuriuose buvo lyginamas skirtingomis 3D spausdinimo technologijomis pagamintų chirurginių gidų tikslumas, duomenimis, nustatyta, kad DLP technologija pagaminti gidai pasižymėjo panašiu arba didesniu tikslumu nei SLA būdu spausdinti gidai [197, 205]. Be to, DLP technologija spausdinto chirurginio gido dydis neturėjo reikšmingos įtakos tikslumui, o SLA ir MJT technologijomis pagamintų gidų tikslumas neigiamai koreliavo su spausdinamo gido dydžiu [197]. Kessler ir bendraautorių tyrimas nustatyta, kad SLA technologija spausdinti chirurginiai gidai lėmė statistiškai reikšmingai didesnius kampinius ir linijinius implanto padėties nuokrypius, palyginti su DLP gidais, kai buvo naudojama ta pati spausdinimo medžiaga [206].

Galiausiai chirurginio gido medžiagų savybes ir tikslumą gali paveikti pogamybiniai procesai: valymas, kietinimas, poliravimas ir sterilizavimas. Perteklinis valymas alkoholiais, mechaninis valymas arba kietinimas neinertinėmis sąlygomis reikšmingai sumažina chirurginio gido erdvinį tikslumą [207–209]. Taip pat siekiant išlaikyti chirurginio gido matmenų stabilumą, būtina užtikrinti optimalias sandėliavimo sąlygas ir laikytis tinkamos laikymo trukmės [210]. Ntovas ir bendraautorių tyrimas parodė, kad tiesioginių saulės spindulių poveikis ar padidėjusi aplinkos drėgmė – ypač per pirmas 4 sandėliavimo savaites, lemia didesnius gido matmenų pakitimus [211].

### 3.4.5. Chirurginių implantacijos gidų konstrukciniai ypatumai

Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos sistemas ir naudojamus chirurginius gidus galima klasifikuoti pagal kelis kriterijus: gamybos skaitmenizavimo lygį, gamybos būdą, instrumentų navigacijos lygį, grąžtų navigavimo mechanizmą, kreipiamosios įvorės ir gręžimo kanalo tipą ir gido atramos pobūdį. Klasifikacija pateikta 3.4.5.1 paveiksle.



3.4.5.1 pav. Chirurginių implantacijos gidų klasifikacija, atsižvelgiant į konstrukcinių elementų ir gamybos skirtumus

Pagal gamybos skaitmenizavimo lygį chirurginiai gidai skirstomi į skaitmenizuotus ir neskaitmenizuotus (laboratorinius). Neskaitmenizuoti gidai gaminami remiantis diagnostiniu dantų pavaškavimu arba suformavus norimą implantacijos kryptį atitinkantį gręžimo kanalą paciento išimamuose dantų protezuose [212]. Nors tokie gidai gali būti naudojami tiek osteotomijoms, tiek implanto įsriegimui, gręžimo kanalas su nėra tiesiogiai susietas su suplanuota implanto padėtim[213]. Skaitmenizuoti gidai gaminami naudojant skaitmenines gydymo planavimo platformas, kurios remiasi priešoperaciniais KPKT ir IOS duomenimis. Tokiu būdu suprojektuota gręžimo kanalo padėtis ir kryptis yra tiesiogiai geometriškai susieta su suplanuota implanto padėtimi [86].

Skaitmenizuoti chirurginiai gidai skiriasi konstrukcijos ypatumais. Atsižvelgiant į gręžimo kanalo vientisumą, jie skirstomi į atvirus ir uždarus. Atviri gręžimo kanalai yra "C" formos ir turi išpjovą, kuri leidžia vizualiai kontroliuoti osteotomijos procesą bei užtikrinti aušinimą [213–215]. Uždari kanalai yra vientiso cilindro formos ir pilnai apgaubia osteotomijos grąžtą.

Chirurginio gido gręžimo kanalo ir grąžto skersmenų atitikimui gali būti naudojamos kreipiamosios įvorės ir gręžimo kreipiklis (3.4.5.2 paveikslas). Priklausomai nuo to, ar grąžto ir gręžimo kanalo skersmenų geometriniam atitikimui užtikrinti reikalinga papildoma kreipiamoji įvorė, gidai skirstomi į sistemas su įvorėmis ir be jų. Kreipiamoji įvorė – tai cilindro formos metalinė arba polimerinė detalė, įtvirtinama gręžimo kanale. Jos išorinis skersmuo atitinka gręžimo kanalo skersmenį, o vidinis – grąžto [216]. Sistemos, kuriose grąžto ir kanalo skersmenys atitinka be papildomos įvorės, laikomos beįvorėmis sistemomis (angl. *sleeveless*) [216, 217]. Įvorės buvimas chirurginio gido konstrukcijoje lemia papildomo tolerancijos tarpo atsiradimą (tarp įvorės ir gręžimo kanalo).

Pagal grąžtų navigavimo mechanizmą galima išskirti sistemas su kreipikliais, be kreipiklių ir mišrias [218]. Naudojami gręžimo kreipikliai – tai cilindro formos detalės, kurių išorinis skersmuo atitinka gręžimo kanalo ar įvorės vidinį skersmenį, o vidinis – osteotomijos grąžto skersmenį. Šie kreipikliai gali būti užmaunami ant grąžto arba pateikiami kaip atskiri instrumentai su rankenėlėmis [219]. Gidinės implantacijos sistemose be kreipiklių instrumentų vainikinės dalies skersmuo atitinka gręžimo kanalo ar įvorės vidinį skersmenį, todėl kreipikliai nereikalingi [23]. Mišriose sistemose derinami abu principai – pavyzdžiui, osteotomijos grąžtams naudojamas kreipiklis, o implanto įvedėjo skersmuo atitinka gręžimo kanalo skersmenį be kreipiklio [218].



**3.4.5.2 pav.** Chirurginio implantacijos gido konstrukcijos elementai A – kreipiamoji įvorė (metalinė), B – gręžimo kreipiklis (su rankenėle).

Tolerancijos tarpai tarp chirurginio gido konstrukcijos elementu ir naudojamų instrumentų turi būti optimalūs: pakankamai laisvi, kad instrumentai būtų įvedami be kliūčių, bet pakankamai tamprūs, kad būtų išvengta gręžimo nuokrypių. Chirurginiame gide tolerancijos tarpų skaičius gali kisti nuo vieno – tarp gręžimo kanalo ir grąžto – iki trijų: tarp gręžimo kanalo ir įvorės, tarp įvorės ir gręžimo kreipiklio bei tarp kreipiklio ir grąžto. Tyrimai rodo, kad didesni tolerancijos tarpai tarp įvorės ir grąžto ar gręžimo kreipiklio koreliuoja su didesniais gręžimo nuokrypiais. Autoriai siūlo mažinti šių tarpų dydį arba didinti įvorės aukšti, siekiant geresnės gražtų šoninių judesių kontrolės [220]. Lyginant atvirus grežimo kanalus su uždarais, didesni nuokrypiai nustatyti naudojant atvirą gręžimo kanalą [215]. Tuo tarpu lyginant uždarus ir atvirus gręžimo kanalus be metalinių įvorių, statistiškai reikšmingų skirtumų nenustatyta [221]. Tačiau metalinių įvorių įtaka sSDI tikslumui nėra sistematiškai įvertinta – dalis tyrimų rodo neigiamą poveikį implantacijos tikslumui, kiti - statistiškai reikšmingos įtakos nenustatė [217, 222, 223]. Tyrimų, lyginančių su kreipikliu ir be kreipiklio sSDI sistemas, rezultatai taip pat yra prieštaringi [23, 218, 219].

Įtakos tikslumui gali turėti ir įvorės padėtis chirurginiame gide. Laisvo gręžimo atstumas – tai atstumas nuo įvorės apačios iki osteotomijos viršūnės. Jis žymi grąžto judėjimo kelią, kai šis jau nebėra naviguojamas gręžimo kanale. Dalyje gidinių sistemų šį atstumą galima koreguoti. El Kholy ir bendraautorių tyrime, kuriame naudotos sSDI sistemos su gręžimo kreipikliais ir metalinėmis įvorėmis, laisvo gręžimo atstumas tiesiogiai koreliavo su didesniais nuokrypiais [224]. Panaši tendencija stebėta ir Guentsch bei bendraautorių tyrime – lyginant atvirus ir uždarus gręžimo kanalus, skirtumai tarp sistemų tapo statistiškai nebereikšmingi sumažinus laisvo gręžimo atstumą [215]. Svarbu pažymėti, kad minėti įtakos turintys veiksniai gali sąveikauti tiek kumuliatyviai, tiek interaktyviai [223]. Todėl vertinant arba lyginant skirtingas gidines implantacijos sistemas būtina į tai atsižvelgti. Norint objektyviai įvertinti konkretaus veiksnio poveikį, būtini standartizuoti eksperimentiniai tyrimai, kuriuose eliminuoti kiti potencialūs įtakos turintys veiksniai.

Gido navigacijos lygis – tai terminas, apibūdinantis kokia gidinės implantacijos etapų dalis atliekama naudojant gidą, o kokia – laisva ranka. Pagal tai galima išskirti: pilotinės navigacijos lygį, kai gidas naudojamas tik pirminiam (pilotiniam) osteotomijos grąžtui; dalinės navigacijos lygį, kai osteotomijos atliekamos per gidą, o implanto įsriegimas vyksta laisva ranka; ir pilnos navigacijos, kai visi implantacijos etapai atliekami naudojant gidą [111]. Sisteminių apžvalgų duomenimis, pilnos navigacijos sistemos buvo statistiškai reikšmingai tikslesnės tiek už pilotinės, tiek už dalinės navigacijos sistemas [18, 111].

### 3.4.6. Klinikiniai–anatominiai įtakos turintys veiksniai

Klinikiniai–anatominiai veiksniai, turintys įtakos statinės gidinės implantacijos tikslumui, apima platų kintamųjų spektrą, iš kurių kiekvienas atskirai arba sąveikoje gali lemti sSDI tikslumą. Dalis jų susiję su paciento fiziologija, kiti – su dantų ir alveolinės keteros anatomija.

Vienas pagrindinių fiziologinių veiksnių, ribojančių statinės skaitmenizuotos implantacijos taikymą, yra nepakankama paciento išsižiojimo amplitudė [119]. Lyginant su implantacija laisva ranka, gidinei implantacijai reikia papildomos intraoralinės erdvės dėl chirurginio gido matmenų ir ilgesnių osteotomijos gražtu. Minimalus išsižiojimo dydis, reikalingas gidinėms osteotomijoms atlikti, svyruoja nuo 36 iki 41 mm, priklausomai nuo naudojamos implantacijos sistemos [225]. Ribota išsižiojima gali lemti paciento amžius, lytis, ankstyvas dantu netekimas ir smilkininio apatinio žandikaulio sanario ar kramtymo raumenų funkcijos sutrikimai [226, 227]. Kai išsižiojimas yra nepakankamas, statinė skaitmenizuota implantacija gali būti igyvendinama tik iš dalies – pavyzdžiui, atliekant osteotomijas per gida, o implanta isriegiant laisva ranka, arba jos gali būti visiškai atsisakoma. Gargallo-Albiol ir bendraautorių mokslinės literatūros apžvalgoje nustatyta, kad krūminių dantų srityje dėl nepakankamo išsižiojimo pilna gidinė implantacija negalėjo būti atlikta nuo 34,4 proc. iki 76,7 proc. atvejų, priklausomai nuo naudotos implantacijos sistemos [225].

Priklausomai nuo klinikinės situacijos ir pasirinktos chirurginės taktikos, gido atramai gali būti naudojami dantys, gleivinė arba kaulas [228]. Galimybė naudoti dantis kaip atrama priklauso nuo likusių dantų skaičiaus, jų būklės, vainikų morfologijos ir paslankumo. Dantų atrama taikoma esant daliniams dantu eiliu defektams, kai likusiu dantu kiekis ir stabilumas yra pakankamas [229]. Dantu atrama užtikrina optimalų gido pasyvų nusėdimą ir stabilumą procedūros metu, todėl laikoma patikimiausiu atramos tipu [230]. Tyrimuose nustatyta, kad naudojant dantu atrama pasiekiamas didžiausias sSDI tikslumas, palyginti su kaulo ir gleivinės atrama [228, 231]. Gleivinė atramai naudojama pilnos adentijos atvejais, kai implantacija atliekama be gleivinėsantkaulio lopo pakėlimo. Kai kuriais atvejais, pavyzdžiui, esant dideliems ribotiems ar neribotiems defektams, gali būti naudojama kombinuota dantu ir gleivinės atrama [232]. Visgi gleivine paremti gidai yra mažiau stabilūs dėl minkštuju audiniu elastingumo ir mobilumo [233]. Pilnos adentijos atvejais, kai implantacija atliekama su pilno storio gleivinės-antkaulio lopo pakėlimu, chirurginis gidas remiamas i kaula [229, 234]. Naudojant kaulo atrama nustatyti didžiausi implantų vainikiniai, viršūniniai ir kampiniai nuokrypiai nuo suplanuotų padėčių, palyginti su kitais atramos tipais [229]. Didesni nuokrypiai siejami su sudėtingesniu gido stabilizavimu, nes gleivinės-antkaulio lopas gali trukdyti tiksliam gido pozicionavimui, taip pat su galimais netikslumais rekonstruojant alveolinės keteros paviršių KPKT vaizduose, kurie naudojami gido modeliavimui. Visiškai bedančio žandikaulio ar neribotu galiniu defektu atvejais, kai chirurginis gidas remiasi į gleivinę ar kaulą, rekomenduojama papildoma gido fiksacija [229]. Tyrimai rodo, kad gido fiksavimas 3-4 titaninėmis vinimis ar mikrosraigtais reikšmingai sumažina implantų vainikinius, viršūninius ir kampinius nuokrypius [232, 235].

Atraminių dantų skaičiaus įtaka statinės skaitmenizuotos implantacijos tikslumui kol kas lieka nepakankamai ištirta. Eksperimentinių tyrimų šia tema yra nedaug, o standartizuotų klinikinių tyrimų nėra. Iki šiol nėra mokslinio sutarimo dėl optimalaus atraminių dantų skaičiaus ar jų išsidėstymo skirtingose implantacijos vietose. Arisan ir bendraautoriai nurodė, kad norint užtikrinti chirurginio gido stabilumą, reikalinga bent dviejų nepaslankių dantų atrama [236]. Nguyen ir bendraautorių tyrimas parodė, kad 6 dantų atrama užtikrino reikšmingai didesnį implantacijos tikslumą nei 4 dantų atrama pavienio priekinio defekto srityje, simuliuojant vienmomentę implantaciją išrauto danties alveolėje [237]. El Kholy ir bendraautorių eksperimentinis tyrimas parodė, kad dviejų dantų atrama sąlygojo didžiausius implantų padėties nuokrypius, palyginti su trimis, keturiais ar visu dantų lanku paremtais gidais [238]. Tačiau didesnis atraminių dantų kiekis nebūtinai lemia didesnį tikslumą. Negana to, viso lanko chirurginių gidų panaudojimą gali riboti paciento išsižiojimas, o jų gamybos kaštai didesni nei trumpesnių gidų [239-241]. El Kholy

ir bendraautorių tyrime nustatyta, kad keturių dantų atrama užtikrino panašų tiksluma kaip ir viso lanko atrama [238]. Tyrimo autoriai taip pat akcentavo atraminiu dantu morfologijos svarba – pavyzdžiui, kubo formos krūminiai dantvs gali suteikti stabilesne atrama nei piramidės formos priekiniai dantvs. Remiantis Matsumura ir bendraautoriu tyrimu, implantacijos tikslumas tiesiogiai koreliavo su atraminiu dantu skaičiaus didėjimu iki dešimties, tačiau viršijus šia riba buvo pastebėtas vainikinių ir viršūninių implantų padėties nuokrypiu padidėjimas [22]. Wu ir bendraautoriu tyrime 4-iu dantu atramos gidai lėmė reikšmingai didesni tiksluma, palyginti su ilgesniais gidais pavieniu dantu defektuose [242]. Visgi šiu tvrimu ribotuma lemia tai, kad daugeliu atvejų buvo vertinamos pavienės implantacijos sritys, neatsižvelgta į atraminių dantų išsidėstymą arba buvo naudota tik viena implantacijos sistema. Potenciali atraminiu dantu išsidėstymo itaka gidinės implantacijos tikslumui atsispindi tyrimu, kuriuose vertintas tikslumas galiniuose neribotuose defektuose, rezultatuose. Didesnės implantų padėties paklaidos implantuojant neribotuose galiniuose defektuose siejamos su galima gido deformacija dėl vienpusio atraminių dantų išsidėstymo [243]. Dėl šios priežasties, dalis autorių akcentuoja gido fizikinių savybių svarbą ir rekomenduoja naudoti standesnius chirurginius gidus, kiti - papildomus fiksavimo elementus gido stabilumui užtikrinti [200, 244, 245]. Wu ir bendraautoriai esant galiniams neribotiems defektams pasiūlė gerinti gido retencija, išnaudojant dantų paviršiaus anatomiją gido projektavimo metu [239]. Tyrime sumažinta 3D spausdinimo kompensacijos vertė nuo 0,15 mm iki 0,05 mm, lėmė didesnį implantacijos tikslumą galiniame neribotame defekte [241]. Tačiau spausdinimo kompensacijos vertės mažesnės nei 0,1 mm siejamos su blogesniu pasyviu nusėdimu [245]. Neribotų dantų eilių defektų atvejais svarbus ir implantacijos vietos nuotolis iki atraminio danties. Kuo implantacijos vieta labiau nutolusi nuo atraminio danties, tuo didesnės implanto padėties paklaidos dėl stipresnio sverto efekto, lemiančio gido deformacija ir judėjimą gręžimo metu [246].

Projektuojant chirurginio implantacijos gido apimtis svarbu atsižvelgti į galimas paklaidas susijusias su paviršiaus skenavimu, 3D spausdinimu, medžiagų savybėmis ir pasyviu nusėdimu. Kernen ir bendraautorių tyrime nustatyta, kad viso lanko intraoraliniai skenavimai pasižymi didesnėmis paklaidomis palyginti su trumpesniais skenavimais [247]. Panašus dėsningumas pastebėtas ir tyrimuose, kuriuose palygintos skirtingos skenavimo technikos. Nustatyta, kad skenuojant trumpesniais intervalais ar tankesne trajektorija, galima pasiekti didesnį tikslumą [170, 248]. Katsoulis ir bendraautorių tyrime taip pat nustatyta, kad skaitmeninių atspaudų pagrindu pagamintų tiltinių restauracijų ant implantų pasyvaus nusėdimo preciziškumas yra didesnis esant trumpesnėms restauracijoms [249]. L'Alzit ir bendraautorių tyrime, kuriame buvo vertintas chirurginių gidų, spausdintų skirtingomis trimačio spausdinimo technologijomis, tikslumas, nustatyta, kad ilgesni gidai pasižymėjo didesnėmis spausdinimo paklaidomis, palyginti su trumpesniais [197]. Analogiškų išvadų prieita Wu ir bendraautorių tyrime, kuriame ne tik nustatytas didesnis trumpesnių chirurginių gidų tikslumas, palyginti su viso lanko gidais, bet ir mažesnės deformacijos dėl medžiagų susitraukimo po 1–3 mėnesių sandėliavimo [250].

Statinės SDI tikslumui itakos turi ir alveolinės keteros anatomija. Nustatyti statistiškai reikšmingi skirtumai vertinant dantu implantu padėtis skirtingos morfologijos dantu alveolėse [217]. Dantu implantai, isriegti i išrauto danties alveoles, pasižymėjo reikšmingai didesniais vainikiniais, viršūniniais ir kampiniais nuokrypiais, palyginti su implantais, isriegtais i sugijusia alveoline ketera [217, 238]. Raabe ir bendraautorių tyrime, be kita ko, buvo palygintos skirtingu tipu poekstrakcinės alveolės. Simuliuojant vienmomente implantacija, nustatyti didesni implantu nuokrypiai, palyginti su atidėta implantacija i sugijusia ketera [251]. Didžiausi nuokrypiai fiksuoti trišaknių dantų alveolių atveju, tuo tarpu vienos šaknies alveoliu modeliuose didžiausi implantu padėties nuokrypiai stebėti bukaline kryptimi – mažiausio pasipriešinimo keliu. Esant sugijusiai alveolinei keterai, kaulo plotis bukolingvaline kryptimi gali būti papildomas rizikos veiksnys, lemiantis didesnius nuokrypius. Jei alveolinė ketera yra siaura, osteotomijos grąžto trajektorija gali nukrypti nuo suplanuotos padėties, o tai lemti nuokrypius tolimesnių implantacijos etapų metu [252]. Tam įtakos gali turėti ir kortikalinio kaulo pasipriešinimas. Cassetta ir bendraautorių tyrime nustatyta reikšminga koreliacija tarp vertikalių implanto padėties nuokrypių ir kaulo tankio (p < 0,001), o vidutinė 777,30 Haunsfildo vienetų vertė buvo susijusi su seklesne implanto padėtimi [253]. Kita vertus, Putra ir bendraautorių tyrime nustatyta neigiama koreliacija tarp alveolinės keteros kaulo tankio ir implantacijos tikslumo – didžiausi vainikiniai ir kampiniai nuokrypiai buvo fiksuoti tais atvejais, kai kaulo tankis buvo mažesnis nei 500 Haunsfildo vienetų. Tačiau implantacijos tikslumas varijavo ir vertinant kitus nepriklausomus kintamuosius – alveolinės keteros plotį bei kortikalinio sluoksnio stori [252].

Taigi skaitmenizuotos implantacijos tikslumui daliniuose dantų eilių defektuose reikšmingą įtaką turi dantų atramos ypatumai, nuo kurių priklauso chirurginio gido stabilumas, o alveolinės keteros anatomija gali lemti chirurginių grąžtų bei implantų nukrypimus nuo suplanuotos gręžimo trajektorijos. Todėl siekiant optimizuoti statinės skaitmenizuotos implantacijos tikslumą, būtina įvertinti defekto vietą, atraminių dantų išsidėstymą, tipą ir būklę, alveolinės keteros morfologiją bei minkštųjų audinių savybes. Šiuo metu nėra vieningos klasifikacijos sistemos, kuri apimtų visus šiuos kintamuosius. Plačiausiai taikoma dalinės adentijos klasifikavimo sistema išlieka Kennedy klasifikacija [254]. Ji buvo sukurta siekiant palengvinti komunikaciją tarp burnos sveikatos priežiūros specialistų ir padėti sisteminti gydymo planavimą. Kennedy klasifikacija buvo sukurta XX a. pirmoje pusėje, kai endoosalinė implantacija dar nebuvo taikoma, todėl ji rėmėsi gydymo išimamais dantų protezais principais. Vėlesnėse Amerikos odontologų ortopedų kolegijos klasifikacijoje ir Kennedy klasifikacijos modifikacijoje (IC; angl. *implant-corrected*) atsižvelgiama į galimus dantų implantus dantų lanke [255, 256]. Papildomai, kaip atskiri diagnostiniai instrumentai šiuo metu taikomos šios klasifikacijos: Seiberto [257], Cawood ir Howell [258], Urbano [259] bedantės alveolinės keteros ir minkštųjų audinių klasifikacijos, Millerio dantų paslankumo klasifikacija [260], Misch alveolinės keteros tankio klasifikacija [261].

### 3.5. Literatūros apžvalgos apibendrinimas

Pagrindinis statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos siūlomas privalumas – didesnis tikslumas pernešant suplanuotą implanto padėtį į klinikinę aplinką, palyginti su implantacija laisva ranka. Nepaisant spartaus technologijų vystymosi, vidutinės erdvinės paklaidos tarp realios ir suplanuotos implanto padėčių siekia 2 mm, o maksimalios iki 7 mm [27]. Tokio dydžio paklaidos gali lemti ankstyvąsias ar vėlyvąsias komplikacijas.

Remiantis literatūros apžvalgos duomenimis, statinės skaitmenizuotos implantacijos tikslumą gali lemti virš 20 techninių ir klinikinių kintamųjų. Absoliutus tiksluma įtakojančių veiksnių eliminavimas kliniškai neimanomas, nes dalis jų yra susiję su naudojama technine ir programine įranga bei medžiagu savybėmis. Vis dėlto identifikavus ir optimizavus itakos turinčius veiksnius, galima nuosekliau pritaikyti gidinės implantacijos protokolus individualioms klinikinėms salvgoms. Moksliniuose dalinės bedantystės sSDI tikslumo tyrimuose tikslumas nėra vertinamas kompleksiškai, atsižvelgiant į implantacijos vieta, gido atramos tipa ar navigavimo mechanizma. Dėl šios priežasties nėra irodymais pagristų rekomendacijų chirurginio gido atraminiu dantu skaičiaus ir navigavimo mechanizmo parinkimui skirtingu daliniu dantų eilių defektų sSDI atvejais. Atsižvelgus į paklaidų šaltinių kieki, atskiru itakos turinčius veiksnių vertinimas turėtu būti atliekamas standartizuotu eksperimentiniu būdu. Taigi norint įvertinti gidinės implantacijos sistemos ar atraminių dantų skaičiaus įtaką implantacijos tikslumui reikalinga standartizuoti morfologinius ir anatominius dantų eilių defekto, alveolinės keteros bei techninius chirurginio gido dizaino aspektus.

### 4. TYRIMO MEDŽIAGA IR METODAI

### 4.1. Eksperimentinių modelių projektavimas ir gamyba

Anonimizuoti viršutinio žandikaulio su pilnu dantų lanku kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (DICOM, Orthoplos SL 3D, Dentsply Sirona Inc) ir optinio paviršiaus skenavimo (STL, 3Shape E3, 3Shape A/S) duomenys importuoti į vaizdų segmentavimo ir trimatės rekonstrukcijos programinę įrangą (3D Slicer 5.3.0). Atliktus dantų segmentavimą, dalis jų pašalinta sukuriant tyrimui aktualius dantų eilių defektus. Suprojektuoti prototipiniai viršutinio žandikaulio modeliai: pirmame pašalinti 15, 16, 17, 21 ir 26 dantys, antrame – 11, 12, 21, 22 ir 15 dantys pagal Tarptautinės odontologų federacijos (pranc. *Federation Dentaire Internationale*, FDI) numeraciją.



#### 4.1.1 pav. Viršutinio žandikaulio modelių prototipai

Žandikaulio modelio Nr. 1 prototipas su pašalintais FDI 15, 16, 17, 21 ir 26 dantimis. Žandikaulio modelio Nr. 2 prototipas su pašalintais FDI 11, 12, 15, 21, 22 dantimis.

Viso atspausdinta 120 vienetų (po 60 abiejų modelių) žandikaulio modelių selektyvaus lazerinio sukepinimo sistema EOS P 396, naudojant poliamido-12 (PA2200, EOS) miltelius. Selektyvus sukepinimas vykdytas 70 W CO2 lazeriu, 6 m/s spindulio judėjimo greičiu ir spausdinant 0,08 mm storio sluoksniais. Poliamidas-12 pasižymi 1700 MPa tampros (Jango) moduliu, 48 MPa tempiamuoju stipriu ir 75–80 paviršiaus kietumu Šoro D skalėje. Po spausdinimo atliktas pogamybinis modelių apdirbimas – 12h atvėsinimas, miltelių šalinimas oro kompresoriumi ir EOS IPCM sistema bei smėliavimas. Modeliai supakuoti sandariose plastikinėse pakuotėse. Pirmas žandikaulio modelis atitiko Kennedy II-os kalsės, 2-ą modifikaciją, antras – Kennedy III-ios klasės, 1-ą modifikaciją ir apėmė pavienius ir ištęstinius dantų eilių defektus priekiniame ir galiniame dantų lanko segmentuose.

### 4.2. Implantų padėties planavimas ir chirurginių gidų projektavimas

Atliktos kūginio pluošto kompiuterinės tomografijos (Orthoplos SL 3D, Densply Sirona Inc) modelius pozicionavus apžvalgos lauko centre ant poliuretano bloko. Nustatytas  $11 \times 10$  cm apžvalgos laukas,  $80 \mu$ m vokselių dydis, 85 kV rentgeno spindulių įtampa, 6 mA srovės stipris ir 14,4 s skenavimo trukmė. Optinio paviršiaus skenavimas atliktas Medit i700 intraoraliniu skeneriu (Medit Corporation). Skaitmeniniai DICOM ir STL duomenys importuoti į virtualaus gydymo planavimo programinę įrangą (exoplan Rijeka 3.1, Exocad GmbH) skaitmeniniam pavaškavimui ir implantų padėties projektavimui. Suplanuotos implantacijos vietos:

- Žandikaulio modelis Nr. 1:
  - Pavienis priekinis defektas (FDI 21)
  - Pavienis krūminis defektas (FDI 26)
  - Prieškrūminio ir krūminio dantų vietos neribotame galiniame defekte (FDI 15 ir FDI 17)
- Žandikaulio modelis Nr. 2:
  - Pavienis prieškrūminis defektas (FDI 15)
  - Ribotas priekinis defektas (FDI 12 ir FDI 22)

Suplanuotų implantų padėtys projektuotos pagal skaitmeninį pavaškavimą, 1 mm žemiau alveolinės keteros, implanto ašį projektuojant kandžių *cingulum* srityje arba prieškrūminių ir krūminių vainikų centre, išlaikant mažiausiai 2 mm atstumą iki artimiausio danties ir alveolinės keteros krašto prieangio-burnos kryptimi.

Tiriamosios grupės buvo suskirstytos į du pogrupius pagal navigavimo mechanizmą – su kreipikliu ir be kreipiklio (4.2.1 pav.). Atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių (viso lanko atrama, dviejų dantų atrama, keturių dantų atrama), kiekviena grupė buvo toliau suskirstyta į tris pogrupius (4.2.2 pav.). Taigi kiekvienai implantacijos vietai buvo suprojektuoti šeši individualūs dantų implantacijos gidai.



 4.2.1 pav. Tyrime naudotų gidinės implantacijos sistemų navigavimo mechanizmų schematinis atvaizdavimas
Kairėje pusėje be kreipiklio navigavimo mechanizmas, dešinėje– su kreipikliu. A – grąžtas, B – įvorė, C – kreipiklis.



**4.2.2 pav.** Implantacijos gidų su skirtingomis atramomis (2, 4 dantų ir viso lanko) projektų schemos kiekvienai tiriamajai implantacijos sričiai

Kairėje pusėje – žandikaulio modelis Nr. 1 su implantacijos vietomis: 15, 17, 21 ir 26, dešinėje – žandikaulio modelis Nr. 2 su implantacijos vietomis: 12, 22 ir 15.

Su kreipikliu gidinei implantacijai naudota Straumann BLT implantacijos sistema, o be kreipiklio – Megagen Anyridge. Gręžimo kanalo standartizavimui naudotos atitinkamų gamintojų originalios metalinės įvorės. Laisvo gręžimo atstumas Megagen sistemoje buvo fiksuotas 17 mm dydis, Straumann grupėje parinktas 14 mm atstumas. Nustatyti spausdinimo kompensacijos dydžiai: gręžimo kanalo – 0,025 mm, chirurginio gido dugno – 0,1 mm ir chirurginio gido medžiagos storis - 3 mm. Chirurginių gidų kraštinis kontūras baigėsi 1-1,5 mm aukščiau danties kaklelio linijos. Retencijai užtikrinti gidas apėmė dantu vainiku ekvatorius ir idubimus iki 0.1 mm pagal programinės irangos nustatytas reikšmes. Gidu retencija, pasyvus nusėdimas ir šoninis, vertikalus stabilumas ivertinti ant žandikauliu modeliu. Chirurginiu gidu kraštiniai kontūrai palyginti su STL modeliais programinėje irangoje. Iš viso atspausdinta 240 individualių statinių chirurginių gidų – kiekvienai implantacijos sričiai su trimis skirtingomis atramomis ir dviem skirtingomis implantacijos sistemomis. Chirurginiai gidai spausdinti skaitmeninio šviesos apdorojimo (DLP) technologija Asiga Max UV (Asiga) trimačiu spausdintuvu naudojant chirurginiam gidams gaminti skirta fotopolimerine metakrilatu pagrindo derva (DentgaGuide, Asiga). Pogamybinis chirurginiu gidu apdirbimas buvo atliktas pagal gamintojo rekomendacijas - valvmas izopropilo alkoholyje 3 min., sausinimas oru, kietinimas 405 nm UV šviesoje, atraminių struktūru pašalinimas ir poliravimas. Originalios gamintoju metalinės ivorės įveržtos į atitinkamus gręžimo kanalus (R2SS50 ir 0.34053V4).

### 4.3. Dantų implantų įsriegimas

SSDI atlikta naudojant naujus osteotomijos grąžtų komplektus ir laikantis gamintojo rekomenduojamo gręžimo protokolo, skirto didelio kaulo tankio atvejams.

Be kreipiklio (Megagen) sistemos gręžimo protokolas:

Pradinis grąžtas (R2ID2601)  $\rightarrow$  Antras grąžtas (R2SD2505)  $\rightarrow$  Universalus grąžtas 2,0 × 7,0 mm (AGSD2007)  $\rightarrow$  Universalus grąžtas 2,0 × 8,5 mm (AGSD2008)  $\rightarrow$  Universalus grąžtas 2,0 × 10,0 mm (AGSD2010)  $\rightarrow$  Universalus grąžtas 2,5 × 10 mm (AGSD2510)  $\rightarrow$  Universalus grąžtas 2,8 × 10 mm (AGSD2810)  $\rightarrow$  Profiliavimo grąžtas 4,0 mm (AGBP40)  $\rightarrow$  Kortikalinio kaulo grąžtas 3,3 × 10 mm (ARSD3310)  $\rightarrow$  Kortikalinio kaulo grąžtas 3,8 × 10 mm (ARSD3810).

Su kreipikliu sistemos (Straumann) protokolas:

Keteros grąžtas (034.415)  $\rightarrow$  Pradinis grąžtas 2,2 × 20 mm (034.258)  $\rightarrow$  2,8 × 20 mm grąžtas (034.261)  $\rightarrow$  3,5 × 20 mm grąžtas (034.264)  $\rightarrow$  Profiliavimo grąžtas (034.270) + "C" formos raktas (034.751)  $\rightarrow$  Sriegimo grąžtas (034.273) + "C" formos raktas (034.751)

Su kreipikliu implantacijos sistemos (Straumann) gręžimo protokolas atliktas naudojant 1 mm aukščio raktą. Laikantis pilnos navigacijos protokolo įsriegti atitinkami kūgio formos implantai  $-4,0 \times 10$  mm Megagen Anyrdige ir 4,1 × 10 mm Straumann BLT. Implantų vertikali padėtis kontroliuota vizualiniais žymekliais ant atitinkamų implantų įvedėjų. Iš viso įsriegta 420 implantų – po 10 implantų į kiekvieną implantacijos vietą, atsižvelgiant į skirtingą gido atraminių dantų skaičių ir navigavimo mechanizmą.

### 4.4. Realios implantų padėties nustatymas ir tikslumo vertinimas

Realioms implantu padėtims nustatyti taikytas skaitmeninio registravimo metodas naudojant optinio paviršiaus skenavimo duomenis. Ant kiekvieno isriegto implanto 15Ncm jėga užsukti atitinkami skenavimo kūnai - Straumann CrossFit RC (025.0079) ir Megagen AR 4,0 × 13 mm (AANISR4013T). Optinio paviršiaus skenavimo duomenys ikelti i skaitmeninio gydymo planavimo programinę iranga (Exocad Rijeka 3.1) virtualių implantų analogų ekstrapoliacijai. Skaitmeniniai STL duomenys su suplanuotomis ir realiomis implantu padėtimis importuotos i 3D metrologijos programine iranga Zeiss Inspect Optical 3D (Carl Zeiss, Jena, Vokietija) ir atlikta jų superimpozicija. Skaitmeniniu vaizdu sutapatinimas atliktas automatiniu geriausio paviršiaus atitikimo metodu, veikiančiu iteraciniu artimiausių taškų algoritmu, naudojant dantu okliuzinius paviršius kaip atskaitos taškus. Suplanuotu ir realiu implantų padėčių palyginimui vertinti kampinis, vertikalus linijinis nuokrypiai ir erdviniai nuokrypiai tarp implantų vainikų ir viršūnių (4.4.1 paveikslas). Matavimams atlikti programinėje įrangoje automatiniu būdu nustatyti implantų erdvinę formą geriausiai atitinkantys kūgiai, vainikinės ir viršūninės plokštumos bei centrinės ašys (4.4.2 paveikslas). Sankirtos taškai tarp centrinių ašių ir vainikinių bei viršūninių plokštumų buvo laikomi virtualių implantų centriniais vainikiniais ir viršūniniais taškais. Euklidiniai atstumai trimatėje erdvėje tarp atitinkamų sankirtos taškų buvo laikomi vainikiniais ir viršūniniais nuokrypiais. Kampiniu nuokrypiu buvo laikomas kampas tarp atitinkamų suplanuotų ir realių implantų centrinių ašių. Linijiniu vertikaliu nuokrypiu laikomas statmens, išvesto iš suplanuoto implanto vainikinės plokštumos ir lygiagrečios jai plokštumos, einančios per realaus implanto centrini taška, ilgis. Vertinant sSDI sistemu preciziškuma, atsižvelgta i nuokrypių verčių sklaida, išreikštą standartiniu nuokrypiu. Didesnis standartinis nuokrypis reiškė mažesni preciziškuma.



### 4.4.1 pav. Vertintų implantų padėčių nuokrypių schema

Vertikalus linijinis – statmuo išvestas iš suplanuoto implanto vainikinės plokštumos ir lygiagrečios jai plokštumos, einančios per realaus implanto centrinį tašką, 3D vainikinis – atstumas tarp centrinių vainikinių taškų, 3D viršūninis – atstumas tarp centrinių viršūninių taškų, kampinis – kampas tarp susikertančių centrinių ašių.



# **4.4.2 pav.** Erdvinių formų ir nuokrypių nustatymas metrologinėje programinėje įrangoje

Kairėje pusėje – metrologinėje programinėje įrangoje nustatytos geriausiai implanto erdvinę formą atitinkantis kūgis, vainikinė plokštuma ir centriniai vainikinis ir viršūninis taškai. Dešinėje – suplanuotos ir realios implantų padėčių superimpozicija su nurodytais vertinamais nuokrypiai.

#### 4.5. Statistinė analizė

Nuokrypių duomenys buvo vedami ir kaupiami "Microsoft Excel" programoje. Statistinė analizė atlikta naudojant IBM SPSS programinės irangos paketo 29.0 versija (SPSS Inc., Čikaga, JAV). Apibendrintoje aprašomojoje tiriamuju grupiu statistikoje itraukti vidurkis, standartinis nuokrypis, mediana, minimalios ir maksimalios vertės, 25-oji ir 75-ji procentilės. Duomenu skirstinio normalumas vertintas naudojant histogramas, Q-Q grafikus, Šapiro-Vilko ir Kolmogorovo-Smirnovo testus. Priklausomai nuo kintamuju pasiskristymo pagal normaluji Gauso skirstini buvo taikyti parametriniai arba neparametriniai statistiniai testai. Dviem nepriklausomoms imtims palyginti taikytas neparametrinis Mano-Vitnio U testas netenkinus kintamuju skirstinio normalumo salygu arba parametrinis Stjudento t testas esant normaliajam skirstiniui. Atitinkamai Kruskalo-Voliso H testas ir vienfaktorinė dispersinė analizė (ANOVA) - esant daugiau nei dviems nepriklausomoms imtims. Daugkartiniam palyginimui taikytas Dano arba Tjuko HSD testai su Bonferoni statistinio reikšmingumo korekcija. Kintamuju koreliacinė analizė remiantis Spirmeno ranginės koreliacijos koeficientu, nesant visu kintamuju skirstiniu normalumui. Atitinkamai, esant normaliajam kintamuju skirstiniui rezultatuose pateikiami vidurkiai ir standartiniai nuokrypiai, o netenkinus normalumo sąlygų - mediana ir tarpkvartilinis plotis. Tarpgrupinis dispersijos vienodumas vertintas Livvno testu. Statistinio reikšmingumo lvgmuo tikrinant hipotezes pasirinktas  $\alpha < 0.05$ . Imties tūrio nustatymas atliktas naudojant G\*Power 3.1.9.7 paketa Neter apskaičiavimo metodu, esant 95 proc. efekto galiai ir  $\alpha < 0.05$ . Remiantis ankstesnių tyrimų 3D vainikinių ir kampinių nuokrypių reikšmėmis, kiekvienam pogrupiui reikalingas imties dydis nustatytas n = 9.

### **5. REZULTATAI**

### 5.1. Statinės skaitmenizuotos dantų implantacijos tikslumas

Vertinant visos imties duomenis vidutiniai 3D vainikiniai nuokrypiai tarp realių ir suplanuotų implantų padėčių siekė  $0,69 \pm 0,26$  mm, 3D viršūniniai  $-1,03 \pm 0,43$  mm, kampiniai  $2,76 \pm 1,48^{\circ}$ , vertikalūs  $-0,43 \pm 0,28$  mm. Maksimalios 3D vainikinių, 3D viršūninių ir vertikalių nuokrypių vertės svyravo tarp 1,53–2,36 mm. Aukščiausia kampinio nuokrypio reikšmė nustatyta 7,78° (5.1.1 lentelė).

**5.1.1 lentelė.** Aprašomoji priklausomų kintamųjų (implantų padėčių nuokrypių) statistika

Kintamasis (n = 420)	Mediana [25–75 procentiliai]	Vidurkis ± standartinis nuokrypis	Mažiausia- didžiausia reikšmė
3D vainikinis nuokrypis (mm)	0,67 [0,51–0,87]	$0,\!69\pm0,\!26$	0,11–1,72
3D viršūninis nuokrypis (mm)	0,99 [0,72–1,27]	$1,03 \pm 0,43$	0,19–2,36
Kampinis nuokrypis (°)	2,50 [1,69–3,72]	$2,76 \pm 1,48$	0,21–7,78
Vertikalus nuokrypis (mm)	0,40 [0,21–0,58]	$0,\!43 \pm 0,\!28$	0,00–1,53

Daugkartinio palyginimo koreliacijos tarp nuokrypių kintamųjų buvo tiesioginės ir reikšmingos, išskyrus tarp kampinio ir vertikalaus nuokrypių. Tarp kampinio ir 3D viršūninio nuokrypių nustatyta stipri koreliacija ( $\rho = 0,803$ ), tarp kampinio ir 3D vainikinio – vidutinė ( $\rho = 0,455$ ). Tarp 3D viršūninio ir vainikinio nuokrypių nustatyta stipri koreliacija ( $\rho = 0,828$ ). Vertikalus linijinis nuokrypis pasižymėjo stipria koreliacija su 3D vainikiniu nuokrypiu ( $\rho = 0,611$ ) ir silpna koreliacija su 3D viršūniniu nuokrypiu ( $\rho = 0,278$ ) (5.1.2 lentelė)

5.1.2 lentelė. Kintamųjų koreliacinė analizė

	3D viršūninis	Kampinis	Vertikalus
	nuokrypis	nuokrypis	nuokrypis
3D vainikinis nuokrypis	$\rho = 0.828;$	$\rho = 0,455;$	$\rho = 0.611;$
	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
3D viršūninis nuokrypis	1	$\rho = 0.803;$ p < 0.001	$\rho = 0.278;$ p < 0.001
Kampinis nuokrypis			$\rho = -0.016;$ p = 0.751

 $\rho$  – Spirmeno koreliacijos koeficientas.

Vidutiniai implantų padėčių nuokrypiai tarp su kreipikliu ir be kreipiklio gidinių implantacijų sistemų skyrėsi statistiškai reikšmingai. Naudojant implantacijos sistemą be kreipiklio nustatyta 3D vainikinio nuokrypio mediana buvo 0,71 mm [0,52–0,89], 3D viršūninio nuokrypio – 1,06 mm [0,82–1,37], o kampinio nuokrypio – 2,83° [2,00–4,03]. Atitinkami nuokrypiai naudojant gidinės implantacijos sistemą su kreipikliu buvo mažesni – 0,64 mm [0,47–0,82], 0,91 mm [0,62–1,18] ir 2,19° [1,40–3,49] atitinkamai. Linijinio vertikalaus implantų nuokrypio tarp realios ir suplanuotos padėčių mediana buvo didesnė naudojant sistemą su kreipikliu (0,46 mm [0,25–0,65]), palyginti su sistema be kreipiklio (0,36 mm [0,18–0,51]) (5.1.3 lentelė).

**5.1.3 lentelė.** Aprašomoji gidinės implantacijos sistemų grupių nuokrypių statistika

	Navigavimo			
Kintamasis	Su kreipikliu (n = 210)	Be kreipiklio (n = 210)	p raikšma	
	Mediana [25–75]	TCIRSIIIC		
	vidurkis ± standa	rtinis nuokrypis*		
3D vainikinis nuokrypis (mm)	0,64 [0,47–0,82]	0,71 [0,52 – 0,89]	0,019	
3D viršūninis nuokrypis (mm)	$0,\!94 \pm 0,\!41$	$1,11 \pm 0,43$	< 0,001	
Kampinis nuokrypis (°)	2,19 [1,40–3,49]	2,83 [2,00 - 4,03]	< 0,001	
Vertikalus nuokrypis (mm)	0,46 [0,25–0,65]	0,36 [0,18 - 0,51]	< 0,001	

Pastaba: \*p reikšmė, remiantis neparametriniu Mano–Vitnio U testu arba parametriniu Stjudento t testu dviem nepriklausomoms imtims. Pateiktos medianos ir tarpkvartilinis plotis arba vidurkiai ir standartinis nuokrypis priklausomai nuo skirstinio normalumo vertinimo Kolmogorovo–Smirnovo testu ir naudoto statistinio testo.

Atlikus ROC (angl. *Receiver operating characteristic*) testą, nustatytos 3D vainikinio nuokrypio, 3D viršūninio nuokrypio, kampinio nuokrypio slenkstinės vertės, atsižvelgiant į gidinės implantacijos sistemą – 0,715 mm, 0,905 mm ir 2,435°, atitinkamai (5.1.1 pav. ir 5.1.4 lentelė). Šansų santykis gauti didesnes nei slenkstinės 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių vertės, naudojant gidinės implantacijos sistemą be kreipiklio siekė 1,5, 1,8 ir 2,49 atitinkamai. Naudojant gidinės implantacijos sistemą su kreipikliu nustatytas 2,08 šansų santykis gauti didesnę nei 0,455 mm slenkstinę vertę, palyginti su gidinės implantacijos sistema be kreipiklio.



5.1.1 pav. ROC kreivės slenkstinėms 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypio vertėms prognozuoti, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

**5.1.4 lentelė.** 3D vainikinio, 3D viršūninio, kampinio bei vertikalus nuokrypio ROC testo prognozuojamų reikšmių ir jų charakteristikų pasiskirstymas, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

Kintamasis/ Slenkstinė vertė	Plotas po ROC kreive (%)	Jautrumas/ Specifiškumas (%)	Su kreipikliu/ Be kreipiklio (%)	p reikšmė	ŠS [95% PI]
3D vainikinis nuokrypis <0,715 mm	56,6	50,0/61,0	39,0/49,0	0,039	1,503 [1,02–2,214]
3D viršūninis nuokrypis <0,905 mm	61,7	64,8/50,0	50,5/64,8	0,003	1,803 [1,219–2,667]
Kampinis nuo- krypis <2,435°	61,8	63,8/58,6	41,4/63,8	<0,001	2,493 [1,682–3,693]
Vertikalus nuo- krypis >0,455 mm	60,4	67,1/50,0	49,5/67,1	<0,001	2,083 [1,403–3,092]

Pastaba: ŠS – šansų santykis; PI – pasikliautinas intervalas, remiantis Pirsono  $\chi^2$  kriterijumi.

Gidinių implantacijos sistemų preciziškumui vertinti nustatyta implantų padėčių nuokrypių sklaida (5.1.5 lentelė). Didelis variacijos koeficientas (>30 proc.) rodo plačią implantų nuokrypių verčių sklaidą. Statistiškai reikšmingų skirtumų tarp nuokrypių verčių sklaidos nenustatyta, išskyrus vertinant vertikalų linijinį nuokrypį (5.1.2 paveikslas). Be kreipiklio gidinės implantacijos sistema pasižymėjo aukštesniu preciziškumu, palyginti su sistema naudojant kreipiklį, vertinant vertikalius implantų padėčių nuokrypius.

Nuokrypis	Gidinės implantacijos sistema	Vidurkis (mm)	Standartinis nuokrypis (mm)	Variacijos koeficientas (%)	F (1, 418)*	p reikšmė
3D vainiki-	Su kreipikliu	0,65	0,25	38,37	0.24	0.62
nis (mm)	Be kreipiklio	0,72	0,27	36,82	0,24 0,0	0,62
3D viršūni-	Su kreipikliu	0,94	0,41	43,55	0.20	0.50
nis (mm)	Be kreipiklio	1,11	0,43	38,50	0,29	0,39
Vamainia (9)	Su kreipikliu	2,50	1,52	60,80	1 20	0.24
Kampinis (*)	Be kreipiklio	3,02	1,39	46,10	1,30	0,24
Vertikalus	Su kreipikliu	0,47	0,29	60,24	4 70	0.02
(mm)	Be kreipiklio	0,38	0,26	68,70	4,/9	0,05

5.1.5 lentelė. Implantų padėčių nuokrypių rezultatų sklaidos palyginimas

Pastaba: \* – F reikšmė, remiantis Livyno kriterijumi dviejų imčių dispersijoms lyginti, esant laisvės laipsnių skaičiui tarp grupių – 1, grupių viduje – 418.



5.1.2 pav. 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių variacijos koeficientai, atsižvelgiant į gidinės implantacijos sistemą \*statistiškai reikšmingas skirtumas.

#### 5.2. Gręžimo navigavimo mechanizmo įtaką sSDI tikslumui

Vertinant gręžimo navigavimo mechanizmo įtaką implantacijos tikslumui skirtingose implantacijos vietose, statistiškai reikšmingi skirtumai tarp nuokrypių nustatyti visuose dantų eilių defektų grupėse, išskyrus pavienio priekinio danties defekto sritį.

Riboto priekinio defekto srityje, naudojant sSDI sistemą be kreipiklio, nustatyti statistiškai reikšmingai didesni vidutiniai 3D vainikinis, 3D viršūninis ir kampinis nuokrypiai, palyginti su sistema su kreipikliu. Analogiškai, statistiškai reikšmingai didesnis vidutinis 3D vainikinis nuokrypis be kreipiklio sistemos grupėje, palyginti su sistema su kreipikliu, nustatytas pavienio prieškrūminio defekto srityje (0,97 mm vs. 0,72 mm; p = 0,013). Pavienio krūminio danties defekto srityje be kreipiklio sistemos tikslumas buvo statistiškai reikšmingai (p < 0,001) didesnis, palyginti su sistema su kreipikliu, vertinant visus nuokrypius: 3D vainikinis – 0,84 mm vs. 1,10 mm; 3D viršūninis – 1,05 mm vs. 1,62 mm; kampinis – 2,36° vs. 6,06°; ir vertikalus – 0,73 mm vs. 1,01 mm. Statistiškai reikšmingi didesni nuokrypiai naudojant sistemą su kreipikliu, palyginti su be kreipiklio, nustatyti tiek galinio neriboto defekto prieškrūminio danties srityje – vertikalus nuokrypis (0,65 mm vs. 0,20 mm; p = 0,019), tiek krūminio danties srityje – 3D viršūninis (1,55 mm vs. 1,05 mm, p = 0,007) ir kampinis (4,23° vs. 2,63°, p = 0,007) (5.2.1 lentelė).

**5.2.1 lentelė.** Implantų padėčių nuokrypių aprašomoji statistika, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą ir implantacijos vietą

Dantų eilių	Nuokrypis	Navigavimo 1 vidurkis ± sn arba	nechanizmas mediana [Q1-Q3]	Statistinis kriterijus	Reikšmė
ucickias		Su kreipikliu	Be kreipiklio		
	3D vainikinis (mm)	0,37 [0,32–0,51]	0,89 [0,64–1,03]	Mano–Vitnio U	p < 0,001, U = 371, z = 4,628, r = 0,731
Ribotas	3D viršūninis (mm)	0,58 [0,39–0,68]	1,54 [1,24–1,86]	Mano–Vitnio U	p < 0,001, U = 388, z = 5,087, r = 0,804
priekinis*	Kampinis (°)	$1,02 \pm 0,73$	$4,37 \pm 1,10$	Stjudento t	$p < 0.001, F = 85.997, \eta^2 = 0.694$
	Vertikalus (mm)	0,17 [0,06–0,34]	0,29 [0,18–0,39]	Mano–Vitnio U	p = 0,113, U = 258,5, z = 1,584, r = 0,25
	3D vainikinis (mm)	0,83 [0,66–0,87]	0,95 [0,74–1,26]	Stjudento t	$p=0,076,F=3,537,\eta^2=0,164$
Pavienis	3D viršūninis (mm)	$1,07 \pm 0,27$	$1,50 \pm 0,43$	Stjudento t	$p=0,087,F=3,277,\eta^2=0,154$
priekinis	Kampinis (°)	$2{,}69 \pm 0{,}89$	$2,\!65\pm0,\!67$	Stjudento t	$p = 0.913, F = 0.012, \eta^2 = 0.001$
	Vertikalus (mm)	0,62 [0,55–0,73]	0,55 [0,49–1,00]	Mano–Vitnio U	p = 0,496, U = 41, z = -0,681, r = 0,152
	3D vainikinis (mm)	$0,70 \pm 0,13$	$0,\!96\pm0,\!26$	Stjudento t	$p = 0,013, F = 7,657, \eta^2 = 0,298$
Pavienis	3D viršūninis (mm)	$1,21 \pm 0,31$	$1{,}56\pm0{,}48$	Stjudento t	$p = 0,064, F = 3,884, \eta^2 = 0,1777$
nis*	Kampinis (°)	$3,56 \pm 1,18$	$4,\!26 \pm 1,\!71$	Stjudento t	$p = 0,296, F = 1,157, \eta^2 = 0,06$
ms	Vertikalus (mm)	$0,\!46 \pm 0,\!13$	$0,\!48\pm0,\!22$	Stjudento t	$p=0,799,F=0,067,\eta^2=0,004$
	3D vainikinis (mm)	1,10 [0,99–1,13]	0,84 [0,68–0,95]	Mano–Vitnio U	p = 0,008, U = 15, z = -2,646, r = 0,592
Pavienis	3D viršūninis (mm)	$1,57 \pm 0,28$	$1,03 \pm 0,21$	Stjudento t	$p < 0.001, F = 24.837, \eta^2 = 0.58$
krūminis*	Kampinis (°)	$5{,}92\pm0{,}98$	$2,56 \pm 0,87$	Stjudento t	$p < 0.001, F = 66.035, \eta^2 = 0.786$
	Vertikalus (mm)	1,01 [0,89–1,04]	0,73 [0,61-0,82]	Mano–Vitnio U	p = 0,004, U = 12, z = -2,875, r = 0,643
Neribotas	3D vainikinis (mm)	$0,\!87\pm0,\!18$	$0,73\pm0,17$	Stjudento t	$p=0,093,F=3,146,\eta^2=0,149$
galinis	3D viršūninis (mm)	$1,05 \pm 0,26$	$1,04 \pm 0,31$	Stjudento t	$p=0,945,F=0,005,\eta^2=0,0001$
(prieškrūmi- nis)*	Kampinis (°)	$2,02 \pm 1,06$	$2{,}97 \pm 1{,}32$	Stjudento t	$p=0,092,F=3,167,\eta^2=0,150$
	Vertikalus (mm)	0,65 [0,50-0,80]	0,20 [0,12-0,60]	Mano–Vitnio U	<b>p</b> = 0,019, <b>U</b> = 19,5, <b>z</b> = −2,308, <b>r</b> = 0,516
	3D vainikinis (mm)	$0,75 \pm 0,15$	$0,75\pm0,30$	Stjudento t	$p=0,941,F=0,006,\eta^2=0,0001$
neriootas	3D viršūninis (mm)	$1,49 \pm 0,32$	$1,06 \pm 0,31$	Stjudento t	$p = 0,008, F = 8,864, \eta^2 = 0,330$
(krūminis)*	Kampinis (°)	3,99 ± 1,04	$2,43 \pm 1,24$	Stjudento t	$p = 0,007, F = 9,395, \eta^2 = 0,343$
(krunnis)	Vertikalus (mm)	0,05 [ 0,01–0,08]	0,33 [0,17-0,62]	Mano–Vitnio U	p < 0,001, U = 93,5, z = 3,293, r = 0,736



### **5.2.1 pav.** 3D vainikinio nuokrypio pasiskirstymo stačiakampė diagrama skirtingose implantacijos vietose, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. Laužtiniais skliaustais pažymėti statistiškai reikšmingi skirtumai tarp grupių.



## **5.2.2 pav.** 3D viršūninio nuokrypio pasiskirstymo stačiakampė diagrama skirtingose implantacijos vietose, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. Laužtiniais skliaustais pažymėti statistiškai reikšmingi skirtumai tarp grupių.



### **5.2.3 pav.** Kampinio nuokrypio pasiskirstymo stačiakampė diagrama skirtingose implantacijos vietose, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. Laužtiniais skliaustais pažymėti statistiškai reikšmingi skirtumai tarp grupių.



# **5.2.4 pav.** Vertikalaus linijinio nuokrypio pasiskirstymo stačiakampė diagrama skirtingose implantacijos vietose, atsižvelgiant į navigavimo mechanizmą

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. Laužtiniais skliaustais pažymėti statistiškai reikšmingi skirtumai tarp grupių.

### 5.3. Chirurginio gido atraminių dantų skaičiaus sSDI tikslumui

Atraminių dantų skaičiaus įtaka implantacijos tikslumui buvo vertinta atskirai tarp gidinės implantacijos sistemų grupių (5.3.1 lentelė).

**5.3.1 lentelė.** Implantų padėčių nuokrypių medianos ir 25, 75 procentilių reikšmės, atsižvelgiant į implantacijos gido atraminių dantų skaičių naudojant navigavimo mechanizmą su kreipikliu

	Atra			
Kintamasis	2 (n = 70)	4 (n = 70)	Visas lankas (n = 70)	p reikšmė*
	Media	na [25–75 procer	tiliai]	
3D vainikinis nuokrypis (mm)	0,66 [0,54–0,81]	0,55 [0,37–0,80]**	0,72 [0,52–0,89]**	$\begin{array}{l} \chi^2 = 7,967,  lls = 2, \\ p = 0,019;  ^{**}p < 0,05 \end{array}$
3D viršūninis nuokrypis (mm)	$0,93 \\ [0,71-1,14]^{***}$	0,71 [0,47–1,05]**,***	1,13 [0,70–1,45]**	$\begin{array}{l} \chi^2 = 17,247,  lls = 2, \\ p < 0,001;  ^{**,***}p < 0,05 \end{array}$
Kampinis nuokrypis (°)	2,29 [1,61–3,51]***	1,65 [0,96–2,46]**,***	2,58 [1,69–4,33]**	$\begin{array}{l} \chi^2 = 20,\!429,lls = 2,\\ p < 0,\!001;^{**,***}p < 0,\!05 \end{array}$
Vertikalus nuokrypis (mm)	0,52 [0,39–0,64]	0,39 [0,22–0,63]	0,45 [0,13–0,67]	$\chi^2 = 4,394, 11s = 2,$ p = 0,111

Pastaba: \* - p reikšmės, remiantis neparametriniu Kruskalo–Voliso H testu nepriklausomoms imtim ir Dano testu daugkartiniam palyginimui; lls – laisvės laipsnių skaičius

Naudojant sSDI sistemą su kreipikliu ir 2-jų dantų atramą vidutinis 3D vainikinis implantų padėčių nuokrypis siekė 0,66 mm [0,54–0,81], vidutinis 3D viršūninis – 0,93 mm [0,71–1,14], kampinis – 2,29° [1,61–3,51], o vertikalus – 0,52 mm [0,39–0,64]. Tiriamojoje grupėje su 4-ių dantų gido atrama, vidutinis 3D vainikinis nuokrypis siekė 0,55 mm [0,37–0,80], 3D viršūninis – 0,71 mm [0,47–1,05], kampinis – 1,65° [0,96–2,46] ir vertikalus – 0,39 mm [0,22–0,63]. Atitinkamai, viso lanko atramos grupėje vidutinis 3D vainikinis nuokrypis nustatytas 0,72 mm [0,52–0,89], 3D viršūninis 1,13 mm [0,70–1,45], kampinis – 2,58° [1,69–4,33], o vertikalus – 0,45 mm [0,13–0,67].

3D vainikinis ir viršūninis bei kampinis nuokrypiai, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, reikšmingai skyrėsi. Vertikalus nuokrypis, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, reikšmingai nesiskyrė ( $\chi^2 = 4,394$ , lls = 2, p = 0,111). Jei atraminių dantų skaičius buvo 4, 3D vainikinis nuokrypis buvo reikšmingai mažesnis nei esant viso dantų lanko atramai. Jei atraminių dantų skaičius buvo 4, 3D viršūninis nuokrypis bei kampinis nuokrypiai buvo reikšmingai mažesnis nei esant 2-jų dantų ar viso lanko atramai (5.3.1 pav.).



5.3.1 pav. 3D vainikinio, 3D viršūninio, kampinio ir vertikalaus nuokrypių stačiakampė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, naudojant navigavimo mechanizmą su kreipikliu

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. \*p < 0,05, remiantis Dano testu.

Naudojant be kreipiklio sSDI sistemą su dviejų dantų atrama vidutinis 3D vainikinis implantų padėčių nuokrypis siekė 0,62 mm [0,45–0,84], vidutinis 3D viršūninis – 0,92 mm [0,69–1,25], kampinis – 2,61° [1,71–3,75], o vertikalus – 0,32 mm [0,15–0,44]. Tiriamojoje grupėje su keturių dantų gido atrama vidutinis 3D vainikinis nuokrypis siekė 0,65 mm [0,52–0,81], 3D viršūninis – 1,01 mm [0,80–1,26], kampinis – 2,68° [2,03–3,41] ir vertikalus – 0,35 mm [0,18–0,49]. Atitinkamai, viso lanko gido atramos grupėje vidutinis 3D vainikinis nuokrypis nustatytas 0,86 mm [0,63–0,98], 3D viršūninis 1,26 mm [0,98–1,52], kampinis – 3,22° [2,25–4,41], o vertikalus – 0,46 mm [0,24–0,62].

**5.3.2 lentelė.** Implantų padėčių nuokrypių medianos ir 25, 75 procentilių reikšmės, atsižvelgiant į implantacijos gido atraminių dantų skaičių naudojant navigavimo mechanizmą be kreipiklio

	Atra	minių dantų sl	<b>caičius</b>	
Kintamasis	2 (n = 70)	4 (n = 70)	Pilnas lankas (n = 70)	p reikšmė*
	Media	na [25–75 proc	entiliai]	
3D vainikinis nuokrypis (mm)	0,62 [0,45–0,84]*	0,65 [0,52–0,81]**	0,86 [0,63–0,98] *,**	$\begin{array}{l} \chi^2 = 21,636,  lls = 2, \\ p < 0,001;  {}^{*,**}p \leq 0,001 \end{array}$
3D viršūninis nuokrypis (mm)	0,92 [0,69–1,25]*	1,01 [0,80–1,26]**	1,26 [0,98–1,52]* <sup>,**</sup>	$\begin{array}{l} \chi^2 = 17,\!682, lls = 2,\\ p < 0,\!001;^{*,**}p < 0,\!01 \end{array}$
Kampinis nuokrypis (°)	2,61 [1,71–3,75]*	2,68 [2,03–3,41]	3,22 [2,25–4,41]*	$\begin{array}{l} \chi^2 = 6{,}923{,} 11s = 2{,} \\ p = 0{,}031{;}\ ^*p < 0{,}05 \end{array}$
Vertikalus nuokrypis (mm)	0,32 [0,15–0,44]*	0,35 [0,18–0,49]	$0,46$ $[0,24-0,62]^*$	$\chi^2 = 9,824$ , lls = 2, p = 0,007; *p < 0,01

Pastaba: \*p reikšmės, remiantis neparametriniu Kruskalo–Voliso H testu nepriklausomoms imtim ir Dano testu daugkartiniam palyginimui; lls – laisvės laipsnių skaičius

Naudojant be kreipiklio gidinės implantacijos sistemą 3D vainikinis ir viršūninis nuokrypis, kampinis ir vertikalus nuokrypiai, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, reikšmingai skyrėsi. Jei atraminių dantų skaičius buvo 2 arba 4, 3D vainikinis ir viršūninis nuokrypiai buvo reikšmingai mažesnis nei esant viso lanko atramai. Jei atraminių dantų skaičius buvo 2, kampinis ir vertikalus nuokrypiai buvo reikšmingai mažesni nei esant viso lanko atramai (5.3.2 pav.).



**5.3.2 pav.** 3D vainikinio, 3D viršūninio, kampinio ir vertikalaus nuokrypių stačiakampė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, naudojant navigavimo mechanizmą be kreipiklio

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės. \*p < 0,05, remiantis Dano testu.

Vertinant atraminių dantų skaičiaus įtaka sSDI tikslumui atskirose implantacijos srityse, statistiškai reikšmingi 3D vainikinio nuokrypių skirtumai tarp grupių nustatyti riboto priekinio (p = 0,011, F = 4,910,  $\eta^2 = 0,147$ ), pavienio priekinio (p = 0,028, F = 4,108,  $\eta^2 = 0,233$ ), pavienio prieškrūminio  $(p < 0.001, F = 19.175, \eta^2 = 0.587)$ , pavienio krūminio (p = 0.056, F = 3.204, r) $\eta^2 = 0.192$ ) ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties (p < 0.001, F = 11,661,  $\eta^2 = 0,463$ ) srityse. Naudojant viso lanko atrama didesni 3D vainikiniai nuokrypiai, palyginti su 2 dantų atrama nustatyti riboto priekinio defekto grupėje ( $0.84 \pm 0.26$  mm prieš  $0.64 \pm 0.18$  mm, p = 0.012), pavienio prieškrūminio defekto grupėje  $(0.96 \pm 0.26 \text{ mm prieš } 0.45 \pm 0.16 \text{ mm})$ p = 0,042), pavienio krūminio defekto grupėje ( $0,80 \pm 0,17$  mm prieš  $0,61 \pm$ 0,20 mm, p < 0,001) ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityje  $(0,73 \pm 0,17 \text{ mm prieš } 0,41 \pm 0,19, \text{ p} < 0,001)$ . Pavienio priekinio danties defekto srityje 3D vainikiniai nuokrypiai buvo didesni naudojant viso lanko atramos gidus, lyginant su 4 dantų atrama  $(0.96 \pm 0.29 \text{ mm prieš } 0.71 \pm 0.14 \text{ mm})$ mm, p = 0.042) (5.3.3 paveikslas). Statistiškai reikšmingi 3D viršūninių nuokrypių skirtumai tarp gido atramos grupių nustatyti riboto priekinio defekto srityje (p < 0,001, F = 14,212,  $\eta^2 = 0,333$ ), pavienio priekinio defekto srityje (p < 0,001, F = 11,958,  $\eta^2 = 0,47$ ), pavienio prieškrūminio defekto srityje (p < 0,001, F = 17,715,  $\eta^2 = 0,568$ ) ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityje (p = 0,033, F = 3,866,  $\eta^2 = 0,223$ ). Didesni vidutiniai 3D viršūniniai nuokrypiai viso lanko atramos grupėje, palyginti su 2 atraminių dantų grupe nustatyti riboto priekinio (1,50 ± 0,43 mm prieš 0,87 ± 0,26 mm, p < 0,001), pavienio prieškrūminio (1,56 ± 0,48mm prieš 0,67 ± 0,25 mm, p < 0,001) ir galinio neriboto defekto prieškrūminio danties srityse (1,04 ± 0,31 mm prieš 0,70 ± 0,38 mm, p = 0,044). Priešingai, pavienio priekinio danties defekto srityje didesni 3D viršūniniai nuokrypiai nustatyti 2 dantų atramos grupėje, lyginant su tiek su 4 dantų atrama viso lanko atrama (1,62 ± 0,40 mm, 1,00 ± 0,17 mm ir 1,27 ± 0.23 mm atitinkamai, p < 0,001) (5.3.4 paveikslas).



### **5.3.3 pav.** 3D vainikinio nuokrypio stulpelinė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, skirtingose implantacijos vietose

Diagramoje pateikti vidurkiai su standartiniais nuokrypiais. Laužtiniai skliausteliai žymi statistiškai reikšmingus skirtumus tarp atramos grupių, p reikšmės remiantis Tjuko HSD korekcija poriniams palyginimams.



## **5.3.4 pav.** 3D viršūninio nuokrypio stulpelinė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, skirtingose implantacijos vietose

Diagramoje pateikti vidurkiai su standartiniais nuokrypiais. Laužtiniai skliausteliai žymi statistiškai reikšmingus skirtumus tarp atramos grupių, p reikšmės remiantis Tjuko HSD korekcija poriniams palyginimams.

Vidutiniai kampiniai nuokrypiai statistiškai reikšmingai tarp gido atramos grupiu skyrėsi riboto priekinio defekto srityje (p < 0.001, F = 26.979,  $\eta^2 = 0.486$ ), pavienio priekinio defekto srityje (p < 0.001, F = 17.237,  $n^2 = 0.561$ ), pavienio prieškrūminio defekto srityje (p < 0.001, F = 9.634,  $n^2 = 0.416$ ) ir galinio neriboto defekto krūminio danties srityje (p = 0.02, F = 4,562,  $\eta^2 = 0,253$ ). Riboto priekinio defekto srityje vidutiniai kampiniai nuokrypiai buvo statistiškai reikšmingai mažesni 2 dantu atramos grupėje (2,04  $\pm$  0,92°), lyginant su 4 atraminių dantų grupe (4,13  $\pm$  1,26°, p < 0.001) ir viso lanko atramos grupe ( $4.37 \pm 1.10^\circ$ , p < 0.001). Naudojant viso lanko atrama didesni vidutiniai kampiniai nuokrypiai nustatyti pavienio prieškrūminio defekto srityje lyginant su kitomis dviem grupėmis (4,26 ±  $1,71^{\circ}, 2,78 \pm 0.94^{\circ}$  ir  $1.94 \pm 0.72^{\circ}, p < 0.05$ ). Priešingai, statistiškai reikšmingai didesni vidutiniai kampiniai nuokrypiai pavienio priekinio defekto (p < 0.001) ir neriboto galinio defekto krūminio danties (p = 0.02) srityse buvo 2 atramos dantų grupėje  $(4,49 \pm 1,32^{\circ} \text{ ir } 3,97 \pm 1,41^{\circ} \text{ atitinkamai})$ , palyginti su viso lanko atramos grupe  $(2,65 \pm 0,67^{\circ} \text{ ir } 2,43 \pm 1,24^{\circ} \text{ atitinkamai})$ (5.3.5 paveikslas).



# **5.3.5 pav.** Kampinio nuokrypio stulpelinė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, skirtingose implantacijos vietose (vidurkis, standartinis nuokrypis)

Diagramoje pateikti vidurkiai su standartiniais nuokrypiais. Laužtiniai skliausteliai žymi statistiškai reikšmingus skirtumus tarp atramos grupių, p reikšmės remiantis Tjuko HSD korekcija poriniams palyginimams.

Vidutiniai linijiniai vertikalūs nuokrypiai statistiškai reikšmingai skyrėsi riboto priekinio defekto (p = 0,002, F = 6,813,  $\eta^2$  = 0,193, pavienio priekinio defekto (p < 0,001, F = 13,428,  $\eta^2$  = 0,499), pavienio krūminio defekto (p < 0,001, F = 21,760,  $\eta^2$  = 0,617) ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityse (p = 0,028, F = 4,082,  $\eta^2$  = 0,232). Naudojant viso lanko atramą, statistiškai reikšmingai didesni vertikalūs nuokrypiai nustatyti pavienio priekinio, pavienio krūminio ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityse, palyginti su 2 dantų atrama. Priešingai, riboto priekinio defekto sritye, dantų implantų padėtis, vertikalaus nuokrypio prasme, tikslesnės buvo naudojant 4 arba viso lanko atramą, palyginti su 2 dantų atrama Diagramoje pateikti vidurkiai su standartiniais nuokrypiais (5.3.6 paveikslas).



# **5.3.6 pav.** Vertikalaus nuokrypio stulpelinė diagrama, atsižvelgiant į atraminių dantų skaičių, skirtingose implantacijos vietose (vidurkis, standartinis nuokrypis)

Diagramoje pateikti vidurkiai su standartiniais nuokrypiais. Laužtiniai skliausteliai žymi statistiškai reikšmingus skirtumus tarp atramos grupių, p reikšmės remiantis Tjuko HSD korekcija poriniams palyginimams.

### 5.4. Implantacijos vietos įtaka dalinių dantų defektų sSDI tikslumui

Statinės SDI tikslumui vertinti skirtinguose dantų eilių defektuose, atsižvelgiant į gidinės implantacijos sistemą, naudoti viso lanko atramos chirurginiai gidai.

5.4.1 lentelėje pateiktos implantų padėčių nuokrypių medianos skirtingose dantų implantacijos srityse naudojant sSDI sistemą su kreipikliu. Nustatyti statistiškai reikšmingi 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių skirtumai tarp skirtingų implantacijos vietų (p < 0,001). Daugkartinio palyginimo analizė (5.4.1 paveikslas) parodė, kad 3D vainikinis implantų nuokrypis riboto priekinio dantų eilių defekto srityje buvo mažiausias (0,37 mm [0,32–0,51]) ir statistiškai reikšmingai skyrėsi, palyginti su pavieniu priekiniu defektu (0,83 mm [0,66–0,87]), pavieniu krūminiu defektu (1,10 mm [0,99–1,13]) ir krūminio danties implantacijos vieta neribotame galiniame defekte (0,77 mm [0,62–0,89). Analogiškai, mažiausias 3D viršūninis nuokrypis nustatytas riboto priekinio defekto srityje (0,58 mm [0,39–0,68]) ir statistiškai reikšmingai skyrėsi, palyginti su pavieniu prieškrūminiu defektu (1,12 mm [0,97–1,52]), pavieniu krūminiu defektu (1,62 [1,29–1,74]) ir krūminio danties sritimi neribotame galiniame defekte (1,55 [1,19–1,67] mm). Kampinis nuokrypis ribotame priekiniame defekte (1,52° [1,12–2,11]) buvo statistiškai reikšmingai mažesnis nei pavienio prieškrūminio danties (3,52° [2,59–4,96]), pavienio krūminio danties (6,06° [5,03–6,49]) ir krūminio danties neriboto defekto srityse (4,23° [3,09–4,75]). Pavienio krūminio danties srityje kampinis nuokrypis buvo didžiausias ir statistiškai reikšmingai skyrėsi, palyginti su prieškrūminio danties sritimi neribotame galiniame defekte (1,79° [1,37–2,60]).

**5.4.1 lentelė.** 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių medianos ir 25, 75 procentilių vertės skirtingose implantacijos srityse pagal dantų eilių defekto rūšį, naudojant navigavimo mechanizmą su kreipikliu

Dantų eilių	3D vainikinis nuokrypis (mm)* 3D viršūninis nuokrypis (mm)*		Kampinis nuokrypis (°)*			
uelektas		Mediana [25–75]				
Ribotas priekinis $(n = 20)$	0,37 [0,32–0,51]	0,58 [0,39–0,68]	1,52 [1,12–2,11]			
Pavienis priekinis $(n = 10)$	0,83 [0,66–0,87]	1,13 [0,79–1,26]	2,63 [2,13–3,41]			
Pavienis prieškrū- minis (n = 10)	0,72 [0,58–0,79]	1,12 [0,97–1,52]	3,52 [2,59–4,96]			
Pavienis krūminis (n = 10)	1,10 [0,99–1,13]	1,62 [1,29–1,74]	6,06 [5,03–6,49]			
Neribotas galinis (prieškrūminis) (n = 10)	0,86 [0,72–0,98]	1,09 [0,80–1,22]	1,79 [1,37–2,60]			
Neribotas galinis (krūminis) (n = 10)	0,77 [0,62–0,89]	1,55 [1,19–1,67]	4,23 [3,09–4,75]			
	p < 0.001, $\chi^2 = 43.553, lls = 5$	* $p < 0,001,$ $\chi^2 = 44,498, 11s = 5$	p < 0.001, $\chi^2 = 46.577, lls = 5$			

Pastaba: \*p reikšmės, remiantis neparametriniu Kruskalo–Voliso H testu nepriklausomoms imtim ir Dano testu daugkartiniam palyginimui; lls – laisvės laipsnių skaičius.



## **5.4.1 pav.** Daugkartinio palyginimo tinklo diagrama tarp skirtingų implantacijos sričių naudojant navigavimo mechanizmą su kreipikliu

Raudona spalva sujungtos implantacijos sritys, kurių nuokrypių vertės statistiškai reikšmingai skyrėsi remiantis Dano testu daugkartiniam palyginimui. Statistiškai reikšmingi skirtumai laikyti, kai p reikšmė su Bonferoni korekcija buvo < 0,05.

Atitinkamų nuokrypių medianos ir tarpkvartiliniai tarpai naudojant be kreipiklio sSDI sistemą nurodyti 5.4.2 lentelėje, o daugkartinio palyginimo analizė vizualizuota 5.4.2 paveiksle. Nustatyti statistiškai reikšmingi 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių skirtumai tarp skirtingų implantacijos sričių (p < 0,001), 3D kampinis nuokrypis tarp dantų eilių defektų grupių reikšmingai nesiskyrė. Priešingai nei su kreipikliu sSDI sistema, riboto priekinio defekto srityje 3D viršūninis nuokrypis buvo statistiškai reikšmingai didesnis lyginant su pavieniu krūminiu defektu (1,54 mm [1,23–1,86] ir 1,05 mm [0,85–1,22]). Kampinis nuokrypis ribotame priekiniame defekte (4,33° [3,70–5,44]) buvo statistiškai reikšmingai didesnis nei pavienio priekinio danties (2,71° [2,25–3,18]), pavienio krūminio danties (2,36° [1,88–3,30]) ir krūminio danties neriboto defekto srityse (2,63° [1,59–3,41]).

**5.4.2 lentelė.** 3D vainikinio, 3D viršūninio ir kampinio nuokrypių medianos ir 25, 75 procentilių vertės skirtingose implantacijos srityse pagal dantų eilių defekto rūšį, naudojant navigavimo mechanizmą be kreipiklio

Dantų eilių defek-	3D vainikinis nuokrypis	3D viršūninis nuokrypis*	Kampinis nuokrypis*		
las	Mediana [25–75]				
Ribotas priekinis $(n = 20)$	0,89 [0,64–1,03]	1,54 [1,23–1,86]	4,33 [3,70–5,44]		
Pavienis priekinis (n = 10)	0,95 [0,74–1,26]	1,32 [1,13–1,44]	2,71 [2,25–3,18]		
Pavienis prieškrū- minis (n = 10)	0,97 [0,80–1,15]	1,59 [1,11–1,86]	4,68 [2,91–5,44]		

### 5.4.2 lentelės tęsinys

Dantų eilių defek-	3D vainikinis nuokrypis	3D viršūninis nuokrypis*	Kampinis nuokrypis*
las		Mediana [25–75]	
Pavienis krūminis (n = 10)	0,84 [0,68–0,95]	1,05 [0,85–1,22]	2,36 [1,88–3,30]
Neribotas galinis (prieškrūminis) (n = 10)	0,77 [0,57–0,86]	1,03 [0,82–1,30]	2,64 [1,81-4,22]
Neribotas galinis (krūminis) (n = 10)	0,66 [0,51–0,98]	1,05 [0,92–1,34]	2,63 [1,59–3,41]
	$\chi^2 = 7,916$ , lls = 5	* $p < 0.001$ , $\chi^2 = 19.376$ , lls = 5	*p < 0,001, $\chi^2 = 24,306$ , lls = 5

Pastaba: \*p reikšmės, remiantis neparametriniu Kruskalo–Voliso H testu nepriklausomoms imtim ir Dano testu daugkartiniam palyginimui; lls – laisvės laipsnių skaičius



### **5.4.2 pav.** Daugkartinio palyginimo tinklo diagrama tarp skirtingų implantacijos sričių naudojant navigavimo mechanizmą be kreipiklio

Raudona spalva sujungtos implantacijos sritys, kurių nuokrypių vertės statistiškai reikšmingai skyrėsi remiantis Dano testu daugkartiniam palyginimui. Statistiškai reikšmingi skirtumai laikyti, kai p reikšmė su Bonferoni korekcija buvo < 0,05.

Lyginant sSDI tikslumą priekinių ir šoninių pavienių dantų eilių defektų srityse įtraukti pavienio priekinio, prieškrūminio ir krūminio dantų sričių implantų nuokrypių duomenys. 5.4.3 lentelėje pateikti statistinės analizės rezultatai, o 5.4.3 paveiksle stačiakampės implantų nuokrypių diagramos, atsižvelgiant į pavienio defekto vietą. Statinės SDI tikslumas lyginant pavienio priekinio ir pavienio šoninio defekto sritis reikšmingai skyrėsi. Naudojant 2 ir 4 atraminių dantų implantacijos gidus, reikšmingai didesni vidutiniai 3D vainikinis ir kampiniai nuokrypiai nustatyti pavienio priekinio danties defekto srityje. Linijinis vertikalus ir 3D viršūninis nuokrypiai tarp grupių statistiškai reikšmingai nesiskyrė. Šoninio pavienio danties srityje vidutiniai 3D vainikinis ir kampiniai nuokrypiai buvo mažesni
$(0,66 \pm 0.23 \text{ mm}, 2.08^{\circ} \pm 1.00)$ , palyginti su pavienio priekinio danties sritimi  $(0.76 \pm 0.24 \text{ mm}, 2.69^{\circ} \pm 1.50)$ .

5.4.3 lentelė.	Implantų	padėčių	nuokrypių	statistinės	analizės	rezultatai	tarp
pavienių dant	ų eilių dej	fektų gru	ıpių				

	Dantų eilės defektas	Vidurkis ± SN arba mediana [Q1–Q3]	Statistinis kriterijus	Kriterijaus reikšmė	p reikšmė
3D vainikinis	Priekinis pavienis	$0.76\pm0.24$	Stiudanta t	2 277	0.02
nuokrypis (mm)	Šoninis pavienis	$0.66\pm0.23$	Stjudenio i	2,377	0,02
3D viršūninis	Priekinis pavienis	0.97 [0.785–1.40]	Mano-	1265	0.06
nuokrypis (mm)	Šoninis pavienis	0.92 [0.70–1.12]	0.70–1.12] Vitnio U		0,00
Kampinis nuokrypis (°)	Priekinis pavienis	$2.69 \pm 1.50$	Stiudento t	2.62	0.01
	Šoninis pavienis	$2.08 \pm 1.00$	Sijudenio i	2,02	0,01
Vertikalus nuokrypis (mm)	Priekinis pavienis	0.45 [0.195–0.635]	Mano–	1706 5	0,55
	Šoninis pavienis	0.45 [0.33–0.67]	Vitnio U	1700,5	

Pastaba: Pateiktos aktualios aprašomosios statistikos reikšmės, atsižvelgiant į naudotą statistinį kriterijų.





Vertinant neriboto galinio defekto sSDI tikslumą, statistiškai reikšmingi skirtumai nustatyti tarp vidutinių nuokrypių skirtingose implantacijos srityse. Statistiškai reikšmingai didesni 3D viršūninis ir kampinis nuokrypiai nustatyti prieškrūminio danties srityje ( $0.94 \pm 0.38 \text{ mm}, 2,55^\circ \pm 1,42$ ), palyginti su krūminio danties sritimi ( $1,18 \pm 0.44 \text{ mm}, 3,37^\circ \pm 1,27$ ). 3D vainikinis ir vertikalus linijinis nuokrypiai statistiškai reikšmingai tarp grupių nesiskyrė. 5.4.4 lentelėje pateikti statistinės analizės rezultatai, o 5.4.4 paveiksle stačia-kampės implantų nuokrypių diagramos pagal implantacijos sritį neribotame galiniame defekte.

**5.4.4 lentelė.** Implantų padėčių nuokrypių statistinės analizės rezultatai galinio neriboto defekto implantacijos srityse

	Implantaci- jos sritis	Vidurkis ± SN arba mediana [Q1–Q3]	Statistinis kriterijus	Kriterijaus reikšmė	p reikšmė
3D vainikinis	Prieškrūminis	$0,\!66 \pm 0,\!23$	Stindanta t	1.05	0.3
nuokrypis (mm)	Krūminis	$0.71\pm0.31$	Sijudenio i	-1,03	0,5
3D viršūninis	Prieškrūminis	$0.94\pm0.38$	Stindanta t	2 10	0.002
nuokrypis (mm)	Krūminis	$1.18\pm0.44$	Stjudento t	-3,19	0,002
Kampinis	Prieškrūminis	2.31 [1.56–3.57]	Mano–	2441	<0.001
nuokrypis (°)	Krūminis	3.35 [2.36–4.28]	Vitnio U	2441	<0,001
Vertikalus nuo-	Prieškrūminis	0.37 [0.12–0.59]	Mano–	1502	0.12
krypis (mm)	Krūminis	0.25 [0.09–0.43]	Vitnio U	1502	0,12

Pastaba: Pateiktos aktualios aprašomosios statistikos reikšmės, atsižvelgiant į naudotą statistinį kriterijų



Implantacijos sritis galiniame neribotame defekte

# **5.4.4 pav.** 3D vainikinio, 3D viršūninio, kampinio ir vertikalaus nuokrypio stačiakampės diagramos, atsižvelgiant į implantacijos sritį galiniame neribotame defekte

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės.

Vertinant dantų atramos pasiskirstymo įtaką sSDI tikslumui, įtraukti prieškrūminių ir krūminių dantų sričių implantų nuokrypių duomenys. Lyginant vienpusio ir abipusio dantų atramos pasiskirstymo grupes statistiškai reikšmingai skyrėsi tik vidutinės vertikalios paklaidos. Naudojant vienpusę atramą vertikalių linijinių nuokrypių medianos (0,31 mm [0,1–0,55]) buvo reikšmingai mažesnės, palyginti su abipuse atrama prieškrūminių ir krūminių dantų srityse (0,5 [0,37–0,72]). Statistinės analizės rezultatai pateikti 5.4.5 lentelėje ir 5.4.5 paveiksle.

	Atraminių dan- tų išsidėstymas	Vidurkis ± SN arba mediana [Q1–Q3]	Statistinis kriterijus	Kriterijaus reikšmė	p reikšmė	
3D vainikinis	Abipusis	$0,73\pm0,25$	Stiudento t	1 261	0.21	
nuokrypis (mm)	Vienpusis	$0{,}69\pm0{,}28$	Sijudenio i	1,201	0,21	
3D viršūninis	Abipusis	1 [0,79–1,22]	Mano–	7355	0 773	
nuokrypis (mm)	Vienpusis	1,02 [0,74–1,33]	Vitnio U	7333	0,775	
Kampinis nuo-	Abipusis	2,47 [1,63–3,51]	Mano–	9151	0,08	
krypis (°)	Vienpusis	2,88 [1,85-4,01]	Vitnio U	0151		
Vertikalus nuo-	Abipusis	0,5 [0,37–0,72]	Mano–	4120.5	<0.001	
krypis (mm)	Vienpusis	0,31 [0,1–0,55]	Vitnio U	4139,3	~0,001	

**5.4.5 lentelė.** Implantų padėčių nuokrypių statistinės analizės rezultatai tarp atraminių dantų pasiskirstymo grupių



**5.4.5 pav.** 3D vainikinio, 3D viršūninio, kampinio ir vertikalaus nuokrypio stačiakampės diagramos, atsižvelgiant į atraminių dantų pasiskirstymą

Diagramoje pateiktos minimalios, pirmojo kvartilio, medianos, trečiojo kvartilio ir maksimalios reikšmės.

#### 6. DARBO REZULTATŲ APTARIMAS

Šiame tyrime vertintas statinės gidinės implantacijos tikslumas naudojant dvi skirtingas gidinės implantacijos sistemas, atsižvelgiant į gręžimo navigavimo mechanizmą. Tikslumas vertintas skirtingose dalinės bedantystės implantacijos srityse, atsižvelgiant į gido atraminių dantų skaičių ir pasiskirstymą dantų eilių defekto atžvilgiu. Vertinant tyrimo rezultatus ir juos lyginant su kitų autorių rezultatais, svarbu atsižvelgti į galimus įtakos turinčius veiksnius, susijusius su skirtumais tarp gidinės implantacijos sistemų instrumentarijų, chirurginių gidų makrodizaino bei tyrimo metodologijų, aptartų literatūros apžvalgoje. Šiame tyrime palygintos dvi pagrindinės gidinės implantacijos sistemų rūšys – su gręžimo kreipkliu ir be gręžimo kreipiklio, trys atramos variacijos – 2 dantų, 4 dantų ir viso lanko, šešios implantacijos sritys dantų lanko priekyje ir gale. Implantų padėties tikslumas vertintas taikant optinio paviršiaus skenavimu pagrįsta metodika.

Tyrimo rezultatai parodė, kad statinė implantavimo navigacija pasižymi dideliu tikslumu. Įvertinus visą imtį, nustatyti vidutiniai 3D vainikinis ir 3D viršūninis nuokrypiai siekė atitinkamai 0,69 mm ir 1,03 mm, kampinis nuokrypis – 2,76°, o vertikalūs linijinis nuokrypis – 0,43 mm. Implantų padėties 3D vainikiniai, 3D viršūniniai ir vertikalūs linijiniai nuokrypiai neviršijo rekomenduojamo 2 mm saugaus atstumo planuojant gidinę implantaciją ir nesiekė kritinės 5,9–16,7° kampinės paklaidos [24, 262, 263]. Sisteminių klinikinių tyrimų apžvalgų duomenimis vidutinės 3D vainikinės implantų paklaidos svyruoja tarp 0,49–2,39 mm, 3D viršūninės – tarp 0,67–2,21 mm, kampinės - tarp 1,89–4,90°, vertikalios – tarp 0,19–2,05 mm [18, 114]. Lyginant publikaciju rezultatus, reikia pabrėžti, kad klinikiniu ir in vitro tyrimu rezultatų tiesioginis palyginimas nėra galimas. Nominalus gidinės implantacijos tikslumas yra didesnis in vitro tyrimuose, palyginti su klinikiniais tyrimais, nes jie atliekami izoliavus dalį klinikinių, įtakos turinčių veiksnių [27]. Šio tyrimo metu nustatytos nuokrypių vertės patenka į klinikinių tyrimų paklaidų intervalus ir yra panašios į in vitro tyrimų metaanalizės rezultatus, kurioje vidutinis kampinis nuokrypis siekė 2,39°, o vertikalus linijinis – 0,64 mm. [27]. Vertinant gidinių sistemų preciziškumą, t. y. nuokrypių verčių sklaidą, reikšmingų skirtumų tarp sistemų nebuvo nustatyta, išskyrus vertikalų nuokrypi, kur, naudojant sistema be grežimo kreipiklio nustatyta mažesnė sklaida (p = 0.03). Dideli variacijos koeficientai (> 30 proc.) rodo, kad abiem sistemoms būdingas santykinai mažas preciziškumas.

Koreliacinė analizė atskleidė reikšmingas sąsajas tarp skirtingų nuokrypių tipų. Tarp kampinio ir viršūninio 3D nuokrypių nustatyta stipri teigiama koreliacija ( $\rho = 0.803$ ), o tarp kampinio ir vainikinio – vidutinė ( $\rho = 0.455$ ). Atsižvelgiant į tai, kampinis nuokrypis gali būti reikšmingas kitų nuokrypių prognozės veiksnys. Kampinės implanto padėties paklaidos turi papildomos reikšmės, nes sSDI metu kampiniu paklaidu kontrolė yra mažiau efektyvi nei erdvinių ar linijinių nuokrypių, palyginti su implantacija laisva ranka [20, 264]. Stipri koreliacija taip pat nustatyta tarp vainikinio ir viršūninio nuokrypių ( $\rho = 0.828$ ), o vertikalus nuokrypis koreliavo su vainikiniu ( $\rho = 0.611$ ) ir silpnai – su viršūniniu ( $\rho = 0,278$ ). Statistiškai reikšmingas ryšys nenustatytas tarp kampinio ir vertikalaus nuokrypių ( $\rho = -0.016$ , p > 0.05). Tai rodo, kad linijinės vertikalios implanto paklaidos gali būti nepriklausomos nuo implanto krypties paklaidos. Svarbu pažymėti, kad visos šiame tyrime nustatytos vertikalių nuokrypių vertės buvo teigiamos. Vadinasi, planuotas implanto gylis nebuvo pasiektas. Per sekli implanto padėtis stebima ir kituose tiek klinikiniuose, tiek in vitro gidinės implantacijos tyrimuose. Cassetta ir bendraautoriu tyrime per sekli implanto padėtis tiesiogiai koreliavo su didesniu kaulo tankiu implantacijos srityje [253]. Atitinkamai in vitro tyrimuose didelis žandikaulių modelių kietumas pateikiamas kaip vienas iš įtakos vertikalioms paklaidoms turinčių veiksnių [265].

Implantacijos sistema su gręžimo kreipikliu, palyginti su sistema be gręžimo kreipiklio, pasižymėjo didesniu tikslumu vainikinės, viršūninės bei kampinės padėties atžvilgiu, tuo tarpu be kreipiklio sistema - vertikalios padėties atžvilgiu. Nors skirtumai buvo statistiškai reikšmingi, nuokrypiai neviršijo autorių rekomenduojamų saugumo nuotolių. Atliekant ROC analizę nustatytas didesnis šansų santykis (ŠS 1,5–2,5) viršyti nustatytas nuokrypių slenkstines vertes naudojant sistemą be kreipiklio, išskyrus vertikalų nuokrypi, kur didesnės paklaidos rizika nustatyta naudojant sistemą su kreipikliu (SS = 2,08). Taigi vertinant bendra imti, galima teigti, kad su kreipikliu sistemos elementai užtikrino geresnę implanto trajektorijos kontrolę, bet ne įsriegimo gyli. Šio tyrimo rezultatai iš dalies atitinka ankstesnių *in vitro* tyrimų, lyginusių panašias gidines sistemas, išvadas [218, 219]. Šiame tyrime naudota su kreipikliu sSDI sistema pasižymėjo trumpesniu laisvo gręžimo atstumu, ilgesniu grežimo kanalu, palyginti su sistema be kreipiklio. Šie veiksniai lėmė didesnį gidinės implantacijos tiksluma dalyje ankstesnių tyrimų, tačiau juose nebuvo lygintos skirtingos implantacijos sistemos [200, 220, 224]. Reikia pabrėžti, kad ankstesnių klinikinių tyrimų, lyginusių šias ar panašias gidinės implantacijos sistemas, rezultatai yra prieštaringi. Gourdache ir bendraautorių atliktoje sisteminėje apžvalgoje ir metaanalizėje, nustatytos didesnės 3D vainikinės ir kampinės paklaidos naudojant sistemas su kreipikliu [23]. Autoriai didesni be kreipikliu sistemu tiksluma aiškina tuo, kad, palyginti su sistemomis su krepikliu, joms būdingas mažesnis gido elementų ir tolerancijos tarpų skaičius, kurie gali lemti gręžimo paklaidas [217]. Tuo tarpu, grąžto ir gido įvorės skersmenų atitikimas gali lemti geresnę grąžto šoninių judesių

kontrolę [217, 266, 267]. Šoninių gražto judesių kontrolė ypatingai svarbi pirminio gręžimo stadijoje, po kurios, sudėtingiau koreguoti kampinę trajektorija [268]. Atsižvelgiant i skirtingus panašiu tyrimu rezultatus, galima kelti hipoteze, kad tyrimuose nėra atsižvelgta i kitus itakos turinčius veiksnius. Šio tyrimo metu implantacijos tikslumas vertintas atsižvelgiant i skirtingas dalinės adentijos implantacijos sritis. Ankstesniuose tyrimuose, galima implantacijos srities ir atraminių dantų išsidėstymo itaka pastebėta, nustačius skirtinga gidinės implantacijos tiksluma pavieniuose ir galiniuose dantu eiliu defektuose [238]. Tačiau tyrimu, lyginančiu gidines implantacijos sistemas, atsižvelgiant i dantu eiliu defektus, nėra. Šiame tyrime, vertinant atskiru implantacijos sričiu duomenis, gidinės implantacijos tikslumas skyrėsi. Riboto priekinio ir pavienio prieškrūminio defektų srityse statistiškai reikšmingai mažesni 3D vainikinis, 3D viršūninis ir kampinis nuokrypiai nustatyti naudojant sistema su kreipikliu. Priešingai, statistiškai didesnis implantacijos tikslumas, naudojant sistema be kreipiklio, nustatytas dantu lanko gale – pavienio krūminio ir neriboto galinio defekto srityse. Todėl, lyginant gidinių implantacijos sistemu tiksluma, svarbu atsižvelgti i implantacijos vieta ir dantų eilių defektą.

Šiam tyrimui sumodeliuoti galiniai defektai, palyginti su priekiniais, pasižymėjo netolygesniu atraminių dantų pasiskirstymu, o galinio neriboto defekto atveju ir vienpuse gido atrama. Rezultatai parodė, jog gidinės implantacijos sistemos pasirinkimas gali įtakoti tikslumą galiniame neribotame defekte. Didesni implantų padėčių nuokrypiai galinių neribotų defektų atvejais siejami su gido destabilizacija, kuri priklauso ne tik nuo asimetriško atraminių dantų pasiskirstymo, bet ir nuo implantacijos vietos nuotolio iki artimiausio atraminio danties. Šiame tyrime tai atsispindi, lyginant tiksluma galinio neriboto defekto prieškrūminio ir krūminio dantų srityse, kur statistiškai reikšmingi didesni 3D viršūninis ir kampinis nuokrypiai nustatyti krūminio danties implantacijos srityje. Panašūs rezultatai gauti ir Pessoa bei bendraautorių in vitro tyrime – didžiausi implantu padėties nuokrypiai fiksuoti FDI 27 danties srityje, palyginti su FDI 25, esant neribotam galiniam defektui. Be to, šiame tyrime titano vinučių naudojimas gido fiksacijai neturėjo reikšmingos įtakos implantacijos tikslumui krūminių dantų srityje [244]. Park ir bendraautorių klinikiniame tyrime nustatyta, kad implantacijos tikslumas buvo reikšmingai mažesnis toliau nuo atramos esančiose implantacijose vietose (per 3-4 nominalius dantis), palyginti su artimesnėmis sritimis (nutolusiose per 1–2 dantis) [246].

Taigi implantacijos vieta nėra tik topografinis aspektas – ji tiesiogiai įtakoja gido stabilumą, o kartu ir galutinį implantacijos tikslumą. Dantų, į kuriuos remiasi gidas, morfologija – jų vainikinio paviršiaus plotas, forma (pvz., siaura ir piramidinė kandžių ar kūginė ilčių, palyginti su platesne ir kubinė krūminių dantų vainikų forma) – lemia gido atramos patikimumą. Net esant pavieniam defektui, stabilumas gali skirtis – pavyzdžiui, pavienio priekinio defekto srityje, kur atrama remiasi į siauresnius dantis, nustatyti statistiškai reikšmingai didesni 3D vainikinis ir kampinis nuokrypiai, lyginant su pavieniu šoniniu defektu. Panašus dėsningumas nustatytas ir ElKholy ir bendraautorių tyrime, kuriame gidinės implantacijos tikslumas naudojant viso lanko ir 3-ių šoninių dantų atramą nesiskyrė, kai tuo tarpu – naudojant atitinkamą priekinių dantų atramą, implantų padėčių paklaidos buvo statistiškai reikšmingai didesnės [238]. Abduo ir bendraautorių tyrime nustatytos statistiškai reikšmingai didesnės vertikalaus gido nusėdimo paklaidos pavienio priekinio defekto srityje, palyginti su pavienio šoninio danties defektu. Taigi aukšta ir siaura priekinių forma gali lemti ne tik neoptimalų stabilumą, bet ir nepakankamą gido pasyvų nusėdimą [269].

Mokslinėje literatūroje nėra susiformavusio konsensuso dėl optimalaus atraminiu dantu skaičiaus statinei gidinei implantacijai - rekomendacijos svyruoja nuo bent dviejų nepaslankių dantų iki keturių ar viso dantų lanko atramos [236–238, 242]. Šio tyrimo rezultatai parodė, kad atraminių dantu skaičius reikšmingai įtakoja implantacijos tiksluma, tačiau ši įtaka kinta priklausomai nuo naudojamos gidinės sistemos (su kreipikliu ar be kreipiklio) bei implantacijos srities. Su kreipikliu sistemos atveju, optimalus tikslumas dažniausiai pasiektas esant keturių atraminių dantų atramai, o viso lanko atrama neretai lėmė didesnius 3D vainikinius ir viršūninius nuokrypius. Be kreipiklio sistemos atveju, mažesni nuokrypiai nustatyti naudojant dviejų arba keturių dantų atramas, o viso lanko atramos atveju erdviniai nuokrypiai buvo didesni. Skirtingai nei daugelyje ankstesnių tyrimų, šiame tyrime sistemingai analizuotas skirtingos gido atramos efektyvumas skirtingose implantacijos srityse. Nustatyta, kad 3D vainikiniai, viršūniniai ir kampiniai nuokrypiai reikšmingai skyrėsi tarp atramos grupių riboto priekinio defekto, pavienio priekinio defekto, pavienio prieškrūminio defekto, pavienio krūminio defekto ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityse. Pavyzdžiui, riboto priekinio defekto, pavienio prieškrūminio defekto ir pavienio krūminio defekto srityse, naudojant viso lanko atramos gidus, buvo nustatyti statistiškai reikšmingai didesni 3D vainikiniai nuokrypiai, palyginti su 2 arba 4 atraminių dantų grupėmis. Pavienio priekinio danties defekto srityje mažesni 3D vainikiniai nuokrypiai buvo pasiekti naudojant 4 dantu atrama, palyginti su viso lanko atrama. Tuo tarpu, neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityje 2 atraminių dantų grupė taip pat pasižymėjo didesniu tikslumu nei viso lanko atrama.

Apibendrinant, šio tyrimo rezultatai rodo, kad gidinės implantacijos sistemos tikslumas priklauso ne tik nuo sistemos tipo, bet ir nuo implantacijos vietos, atraminių dantų išsidėstymo bei jų skaičiaus. Didžiausia tyrimo vertė – gidinės implantacijos tikslumo analizė atsižvelgiant į atskiras implantacijos vietas, kuri leidžia priimti labiau individualizuotus sprendimus. Vis dėlto, būtina atkreipti dėmesi i tai, kad implantacijos tikslumui turi itakos veiksniai. kurie gali skirtis priklausomai nuo tyrimo modelio, naudojamos technologijos ar klinikinės situacijos. Pavyzdžiui, tyrimo metu naudoti dantu implantai skyrėsi makroskopiniu dizainu, o implantai su agresyvesniais sriegiais gali lemti didesni tiksluma [271, 272]. Be to, tyrimo standartizavimui abieju implantacijos sistemu chirurginiai gidai buvo projektuoti su isriegiamomis metalinėmis ivorėmis. Nors ankstesniu tyrimu rezultatai dėl metaliniu ivoriu itakos gidinės implantacijos tikslumui nėra vienareikšmiai, ju naudojimas lemia papildomą tolerancijos tarpą, o didesnis tokių tarpų skaičius siejamas su didesnėmis implantacijos paklaidomis [222, 223]. Taip pat svarbu atsižvelgti į skirtinga laisvo gręžimo atstumą tarp gidinės implantacijos sistemų, kuris negalėjo būti pilnai standartizuotas dėl skirtingu projektavimo protokolu programinėje irangoje ir skyrėsi 3 mm. Lyginant sistemu su kreipikliu tiksluma, didesnis laisvo gręžimo atstumas tiesiogiai koreliavo su implantų padėties paklaidomis [224]. Be to, skirtingu tvrimu metu naudojamos gido medžiagos – jų elastingumas, atsparumas ir dėvėjimosi savybės – taip pat gali lemti rezultatu kintamuma [200]. Taip pat, mokslinių tyrimų rezultatai rodo, jog alveolinio kaulo tankis gali turėti įtakos gidinės implantacijos tikslumui [252, 272]. Šiame tyrime naudoti poliamido modeliai pasižymėjo dideliu kietumu ir nesimuliavo spongiozinio kaulo struktūros.

Gidinės implantacijos tikslumo tyrimai turėtų būti atliekami standartizuotomis sąlygomis, atsižvelgiant į skirtumus tarp gidinės implantacijos sistemų, dantų implantų, gido dizainų ir medžiagų savybių. Tolesni tyrimai turėtų apimti klinikinius duomenis, siekiant sustiprinti tyrimo išorinį patikimumą. Sisteminėje mokslinės literatūros apžvalgoje nustatyta, kad *in vitro* tyrimai gidinės implantacijos tikslumo tematika demonstravo didesnį tikslumą nei kadaveriniai ar klinikiniai tyrimai, todėl būtinas atsargus duomenų interpretavimas klinikiniame kontekste [27]. Šio tyrimo nominalios implantacijos paklaidų reikšmės neturėtų būti tiesiogiai ekstrapoliuojamos į klinikinę aplinką dėl to, kad eksperimentinio tyrimo sąlygos izoliavo klinikinius įtakos turinčius veiksnius. Tačiau, palyginamoji analizė suteikia reikšmingų įžvalgų apie sSDI planavimą ir chirurginio gido projektavimą.

### IŠVADOS

- 1. Tyrime, taikant statinę skaitmenizuotą dantų implantaciją dalinių viršutinio žandikaulio dantų eilių defektų atvejais, nustatyti vidutiniai 3D vainikinis ir 3D viršūninis nuokrypiai siekė atitinkamai  $0,69 \pm 0,26$  mm ir  $1,03 \pm 0,43$  mm, kampinis nuokrypis  $2,76^{\circ} \pm 1,48$ , o vertikalus linijinis nuokrypis  $0,43 \pm 0,28$  mm.
- Skirtingose implantacijos vietose didesnis tikslumas nustatytas naudojant skirtingas gidinės implantacijos sistemas: be kreipiklio sistema buvo tikslesnė neriboto galinio defekto prieškrūminių ir krūminių dantų srityse bei pavienio krūminio danties defekte, o sistema su kreipikliu – riboto priekinio ir pavienio prieškrūminio danties defektuose.
- 3. Naudojant gidinės implantacijos sistemą su kreipikliu, didžiausias tikslumas nustatytas riboto priekinio defekto srityje, o mažiausias – pavienio krūminio danties srityje. Mažiausi nuokrypiai fiksuoti esant 4 dantų atramai, palyginti su 2 dantų ar viso lanko atramomis.
- 4. Naudojant gidinės implantacijos sistemą be kreipiklio, didžiausias tikslumas nustatytas pavienio krūminio ir neriboto galinio defekto srityse, o didžiausias nuokrypis – riboto priekinio defekto srityje. Statistiškai reikšmingai didesnis tikslumas nustatytas naudojant 2 arba 4 dantų atramą, palyginti su viso lanko atrama.
- 5. Skirtingose implantacijos srityse atraminių dantų skaičiaus įtaka implantacijos tikslumui buvo nevienoda didesni nuokrypiai nustatyti naudojant viso lanko atramą riboto priekinio, pavienio prieškrūminio ir neriboto galinio defekto prieškrūminio danties srityse, o naudojant dviejų dantų atramą pavienio priekinio ir neriboto galinio defekto krūminio danties srityse.
- Esant pavieniams defektams sSDI tikslumui įtakos turėjo implantacijos vieta – didesni nuokrypiai nustatyti priekinio danties srityje, palyginti su šoniniais defektais.
- 7. Esant neribotiems galiniams defektams, sSDI tikslumui įtakos turėjo nuotolis iki atramos prieškrūminių dantų srityje nustatyti reikšmingai mažesni nuokrypiai nei krūminių dantų srityje.

### PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS

- 1. Statinio implantacijos gido projektavimas turėtų būti individualizuojamas, atsižvelgiant į implantacijos sritį, atramos pobūdį (atraminių dantų išsidėstymą ir tipą) bei pasirinktą gidinės implantacijos sistemą.
- Planuojant sSDI priekinių ir prieškrūminių dantų defektuose su abipusiu atraminių dantų išsidėstymu, rekomenduojama naudoti gidinės implantacijos sistemą su kreipikliu, o pavienių krūminio danties ir galinių neribotų defektų atvejais – gidinės implantacijos sistemą be kreipiklio.
- Planuojant sSDI pavienių dantų eilių defektų ar riboto priekinio defekto srityse rekomenduojama naudoti mažesnę nei viso lanko atramą. Esant galiniam neribotam defektui rekomenduojama didesnė nei 2 dantų atrama, o pavienio priekinio defekto atveju – 4 dantų atrama.
- 4. Atsižvelgiant į tai, kad implantacijos tikslumui įtakos turi didelis kiekis kintamųjų, būsimieji tyrimai turėtų būti atliekami naudojant aukštos standartizacijos eksperimentinius modelius, siekiant objektyviai įvertinti techninių veiksnių įtaką sSDI tikslumui.

#### SUMMARY

#### **1. INTRODUCTION**

The application of digital technologies in dentistry over the past two decades has transformed both clinical practice and scientific research in dental implantology. Since the introduction of cone-beam computed tomography (CBCT) in the late 1990s to the first robot-assisted dental implantation in 2017, digital tools have become an integral part of restorative dental workflows [1]. In dental implantology, the digitalization of treatment workflows and advances in tissue regeneration have prompted a paradigm shift from a traditional approach of implant positioning – guided primarily by the morphology and anatomy of the alveolar ridge - toward a prosthetically driven planning approach. This approach is based not only on anatomical considerations but also in relation to the intended prosthetic restoration, considering esthetic, functional, and biological parameters [2]. With the introduction of endosseous dental implants, the primary objectives of treatment have been to achieve successful outcomes from both functional and esthetic perspectives, ensuring long-term stability of the prosthetic construction and a low risk of early and late complications [3]. The integration of digital technologies into implant dentistry and the adoption of a prosthetically driven planning approach have redefined the planning process and the very notion of a successful outcome [2]. The scope of implant therapy objectives has expanded beyond traditional goals of osseointegration and prosthetic function. This evolution reflects not only technological advancement but also a broader contemporary perspective, emphasizing comprehensive planning, interdisciplinary collaboration, and patient-centered experience [4]. Furthermore, digital workflows increasingly aim to optimize the extent and number of surgical interventions by adhering to the principle of minimal invasiveness - "as much as necessary, but as little as possible".

Based on decades of clinical and scientific experience with endosseous implants, it is well established that correct spacing between implants and between implants and teeth, as well as implant depth and angulation, are key parameters of optimal occlusion, prosthetic design, occlusal load distribution, and peri-implant tissue stability [7, 8]. Moreover, during osteotomy preparation or implant insertion, surgical instruments may cause iatrogenic damage to anatomical structures, leading to complications such as perforation of the lateral bony wall, maxillary sinus, or nasal cavity, as well as nerve or vascular injuries [9, 10]. As a result, accurate transfer of the planned implant position into the clinical setting, along with control of instrument trajectory,

has become essential for ensuring the success and longevity of dental implant treatment.

Static computer-assisted implant surgery (sCAIS) is a digitally driven implantation method, in which the implant position is virtually planned using three-dimensional diagnostic data such as cone-beam computed tomography and intraoral surface scanning. The planned implant position is transferred to the clinical setting using a custom surgical guide manufactured via 3D printing technologies. Surgical guide facilitates static navigation of surgical instruments, allowing controlled drilling with respect to implant position, angulation, and depth based on predefined parameters. Research indicates that while sCAIS offers greater accuracy compared to freehand implant placement, spatial deviations in implant positioning can still occur and may lead to complications arising from inaccurate implant placement [11-13]. Systematic reviews report that technical and clinical complications of varving complexity occur in up to 42 % of sCAIS cases, with guide-related complications accounting for 7-13 % of cases [14-18]. Static computerassisted implant surgery is a multi-step process involving digital treatment planning, surgical guide design, guide manufacturing, and clinical application. Each of these stages may introduce errors that cumulatively result in deviations between planned and actual implant positions [18]. More than twenty factors influencing the accuracy of sCAIS have been identified in the scientific literature. These include errors associated with digital data acquisition and processing, the design and components of the surgical guide, inaccuracies in guide manufacturing, and clinical variables [19, 20]. However, in the absence of evidence-based protocols, clinical decisions regarding guide design and guided implant system selection are often based on empirical assumptions. In certain cases, the guide is designed without direct involvement of the clinician. Therefore, standardized experimental research is essential to identify and control potential sources of implant deviations.

Recent scientific literature increasingly highlights that particular technical and clinical factors significantly affect the accuracy of static computerassisted implant surgery [21–23]. Currently available sCAIS systems from various manufacturers differ in guide components, surgical instruments, and principles of drill navigation. Based on the method of drill navigation, sCAIS systems are categorized as drill-key or keyless systems. Drill-key systems use specialized keys, where the inner diameter of the key corresponds to the diameter of the drill, and the outer diameter fits into the guide sleeve. These keys serve as intermediaries to guide the drills through the surgical template. In contrast, keyless systems are designed so that the outer diameter of the drill itself fits directly into the guide sleeve, eliminating the need for drill keys. Keyless systems were developed to reduce the number of surgical instruments and tolerance gaps between them. However, due to the relatively recent introduction of keyless systems, there is a lack of studies evaluating their accuracy and comparing them with drill-key systems.

There is a lack of studies evaluating the influence of the number of guide supporting teeth on the accuracy of static computer-assisted implant surgery in partially edentulous cases. The optimal selection of guide support should be based on a combination of desired accuracy, treatment costs, and the patient's anatomical conditions [24, 25]. Existing research in this area remains unsystematic and methodologically heterogeneous, with conflicting results. Established clinical practice has been largely based on the assumption that a higher number of supporting teeth contributes to better guide stability. However, a greater number of supporting teeth does not necessarily ensure higher accuracy. Moreover, in partial edentulism, the nature of the guide support may vary. The type, number, and distribution of guide supporting teeth differ depending on the type of edentulous defect [26, 27]. These factors may affect the passive fit of the guide, its stability, and ultimately – implant placement accuracy. Therefore, in sCAIS, the implantation site is directly related not only to anatomical conditions but also to the nature of surgical guide support.

Due to the limited number of studies and their methodological inconsistency, there is a continuing need to systematically assess the effect of the number and distribution of supporting teeth, as well as the implant system used, on the accuracy of sCAIS across different implantation sites in partially edentulous arches. This is essential for the development of evidence-based recommendations and protocols for surgical guide design in sCAIS.

### 2. OBJECTIVES AND TASKS OF THE STUDY

#### 2.1. Objective of the study

To evaluate the influence of the number of supporting teeth and the guiding concept of an individual surgical guide on the accuracy of static computerassisted implant surgery in various implantation sites of partially edentulous maxilla.

#### 2.2. Tasks of the study

- 1. To determine the accuracy of static computer-assisted implant surgery in single tooth gaps, distal extension and extended anterior edentulous areas of the maxillary arch.
- 2. To compare the accuracy of drill-key and keyless sCAIS systems in partially edentulous maxillary arch.

- 3. To assess the influence of the number and distribution of supporting teeth relative to the edentulous area on the accuracy of sCAIS.
- 4. To evaluate the influence of the implantation site on the accuracy of sCAIS in partially edentulous maxillary arch.

### **3. NOVELTY OF THE STUDY**

The novelty of this study lies in its comprehensive and complex experimental model: for the first time, under standardized experimental conditions, the accuracy of the two most commonly used sCAIS systems in clinical practice (drill-key and keyless) was assessed across six implantation sites of partially edentulous maxillary arch (anterior, premolar, and molar single tooth gaps (STG); extended anterior area; and premolar and molar implantation sites in distal extension edentulous area). Furthermore, the study evaluated the influence of surgical guide support by comparing three different support configurations: two-tooth support, four-tooth support, and full-arch support.

An additional subgroup analysis was conducted to examine the accuracy of static computer-guided implant placement in relation to:

- the location of single-tooth gap implantation sites (anterior vs. posterior),
- the distance from the guide support (premolar vs. molar sites in distal extension), and
- the distribution of supporting teeth relative to the edentulous area (unilateral vs. bilateral support).

The findings contribute to the development of evidence-based guidelines regarding the selection of optimal surgical guide support and sCAIS system. Based on the results, recommendations are proposed for choosing appropriate guide support and sCAIS systems for different implantation sites.

In addition, the study employed a method for assessing implant positioning in three-dimensional space, which is based on optical surface scanning data and 3D metrology software, and can be considered a potential alternative to conventional automated measurement systems.

The results offer a robust foundation for future clinical investigations, for the external validation and clinical applicability of such protocols. Moreover, the developed experimental model and protocol provide a standardized framework for future *in vitro* studies aimed at evaluating other factors influencing the accuracy of static computer-guided implant surgery.

### 4. MATERIALS AND METHODS

#### 4.1. Design and fabrication of experimental models

Anonymized cone-beam computed tomography (CBCT) scans (DICOM, Orthoplus SL 3D, Dentsply Sirona Inc.) and optical surface scans (STL, 3Shape E3, 3Shape) of a fully dentate maxilla were imported into 3D reconstruction and segmentation software (3D Slicer 5.3.0). Selected teeth were segmented and removed to create partially edentulous defects relevant to the experimental model. Two prototype maxillary models were created: in the first model, teeth corresponding to FDI numbering 15, 16, 17, 21, and 26 were removed; in the second model, teeth 11, 12, 15, 21, and 22 were digitally removed (Figure 4.1.1).





In total, 120 models were printed (60 of each prototype model) using selective laser sintering system (EOS P 396) with polyamide-12 powder (PA2200, EOS). Printing parameters included a 70 W CO<sub>2</sub> laser, beam travel speed of 6 m/s, and a layer thickness of 0.08 mm. Polyamide-12 has a tensile modulus of 1700 MPa, tensile strength of 48 MPa, and Shore D surface hardness of 75–80. Post-processing included 12 hours of cooling, powder removal using compressed air and the EOS IPCM system, and sandblasting. Models were stored in sealed plastic containers. Model 1 corresponds to Kennedy Class II, modification 2; Model 2 corresponds to Kennedy Class III, modification 1, representing both single-tooth and extended edentulous area in anterior and posterior regions.

#### 4.2. Implant planning and surgical guide design

CBCT imaging (Orthoplus SL 3D, Dentsply Sirona Inc.) was performed with the models positioned in the center of the field of view on a polyurethane foam block. Scanning parameters included an  $11 \times 10$  cm field of view, voxel size of 80 µm, 85 kV X-ray tube voltage, 6 mA current, and 14.4 s scanning time. Optical surface scans were performed using an intraoral scanner (Medit i700, Medit Corp.). DICOM and STL data were imported into digital planning software (exoplan Rijeka 3.1, Exocad GmbH) for virtual wax-up and implant positioning.

The sites of implantation were planned as follows: Model 1:

- Anterior single-tooth gap (at FDI 21)
- Molar single-tooth gap (at FDI 26)
- Premolar and molar implantation sites in distal extension edentulous area (at FDI 15 and FDI 17)

Model 2:

- Premolar single-tooth gap (at FDI 15)
- Two implantation sites in extended anterior edentulous area (at FDI 12 and FDI 22)

Implant positions were planned based on digital wax-up, 1 mm subcrestally, with the implant axis positioned in the *cingulum* area for the incisors or in the center of the crown for premolars and molars. A minimum distance of 2 mm was maintained from the adjacent teeth and the buccal-lingual alveolar crest margin.

The experimental groups were divided into two subgroups based on the type of guiding concept of sCAIS: drill-key and keyless (Figure 4.2.1). Considering the number of supporting teeth (full-arch support, two-tooth support, and four-tooth support), each group was further divided into three subgroups (Figure 4.2.2).



*Fig. 4.2.1.* Schematic representation of the drill-sleeve interface of the guided implantation systems used in the study

On the left side is the keyless guided implantation system, and on the right is the drill-key guided system. Legend: A – Drill, B – Sleeve, C – Drill key.



*Fig. 4.2.2.* Distribution of groups according to the number of supporting teeth, jaw model, and implantation sites

Schematic designs of all surgical guides created for each implantation site: in the left side – Model No.1 with implantation sites at FDI 15, 17, 21, and 26, on the right: Model No. 2 with implantation sites at FDI 12, 22, and 15

As a result, for each implantation site, six individual surgical guides for dental implant placement were designed, based on the guiding concept and guide support:

- Drill-key system:
  - 2-tooth supported

- 4-tooth supported
- Full-arch supported
- Keyless system:
  - 2-tooth supported
  - 4-tooth supported
  - Full-arch supported

The Straumann implant system was used for drill-key guiding concept, while the Megagen system was used for the keyless concept. Manufacturer-specific metal sleeves were used to standardize the drilling channels. The free drilling distance (FDD) for the Megagen system was a fixed value at 17 mm, as for the Straumann group the FDD was set to 14 mm.

The surgical guide top margin was designed to end 1-1.5 mm above the cervical line. For optimal retention, the guides were designed to engage the equators of the crowns, allowing undercuts up to 0.1 mm. The radial sleeve offset was set at 0.025 mm for the drilling channel and 0.1 mm offset for the surgical guide bottom, while the thickness of the surgical guide material was set at 3 mm. The retention, passive fit, and lateral as well as vertical stability of the guides were evaluated on jaw models. The peripheral margins of the surgical guides were compared to reference STL models in the digital planning software. In total, 240 individual surgical guides were 3D printed - one for each implantation site, incorporating three different guide support configurations and two guiding systems. The guides were fabricated using digital light processing (DLP) technology with the Asiga Max UV (Asiga) 3D printer, using a compatible methacrylate-based photopolymer resin (DentgaGuide, Asiga) for surgical guide production. Post-processing followed the manufacturer's protocol: a 3-minute rinse in isopropyl alcohol, air drying, UV curing at 405 nm, removal of support structures, and final polishing. Original manufacturer-provided metal sleeves (corresponding references numbers: R2SS50 and 0.34053V4) were incorporated into the guide channels. The osteotomies were performed using new drill kits in strict accordance with the respective manufacturers' drilling sequence for dense bone scenarios.

The drilling sequence for the Megagen keyless system included: Initial drill (R2ID2601)  $\rightarrow$  Second drill (R2SD2505)  $\rightarrow$  Universal drill 2.0 × 7.0 mm (AGSD2007)  $\rightarrow$  Universal drill 2.0 × 8.5 mm (AGSD2008)  $\rightarrow$  Universal drill 2.0 × 10.0 mm (AGSD2010)  $\rightarrow$  Universal drill 2.5 × 10 mm (AGSD2510)  $\rightarrow$  Universal drill 2.8 × 10 mm (AGSD2810)  $\rightarrow$  Profile drill 4.0 mm (AGBP40)  $\rightarrow$  Cortical drill 3.3 × 10 mm (ARSD3310)  $\rightarrow$  Cortical drill 3.8 × 10 mm (ARSD3810).

For the drill-key Straumann system, the protocol included: Ridge drill  $(034.415) \rightarrow \text{Pilot} \text{ drill } 2.2 \times 20 \text{ mm} (034.258) \rightarrow \text{Drill } 2.8 \times 20 \text{ mm} (034.261) \rightarrow \text{Drill } 3.5 \times 20 \text{ mm} (034.264) \rightarrow \text{Profile} \text{ drill} (034.270) \text{ with "C"-shaped} \text{ key } (034.751) \rightarrow \text{Thread-forming} \text{ drill} (034.273) \text{ also with "C"-shaped key } (034.751).$ 

The drilling sequence of drill-key system was executed with a 1 mm drill-key. Following a fully guided protocols, tapered implants were placed:  $4.0 \times 10$  mm Megagen AnyRidge and  $4.1 \times 10$  mm Straumann BLT. Vertical positioning of the fixtures was verified using visual depth markers on the corresponding implant carriers. In total, 420 implants were inserted, with 10 implants placed at each implantation site, based on different guide support and implant systems.

#### 4.3. Determination of actual implant positions and accuracy assessment

To determine the actual positions of the implants, a digital registration method based on optical surface scanning data was applied. On each inserted implant, scan bodies were mounted with a torque of 15 Ncm: Straumann CrossFit RC (025.0079) and Megagen AR  $4.0 \times 13$  mm (AANISR4013T), respectively. The optical surface scan data were uploaded into digital treatment planning software (Exocad Rijeka 3.1) to extrapolate the virtual implant analogs. The digital STL files, containing both the planned and actual implant positions, were imported into the 3D metrology software Zeiss Inspect Optical 3D (Carl Zeiss, Jena, Germany). Each dataset with actual implant positions was superimposed with reference model using occlusal surfaces of the teeth as alignment references. The digital alignment process was executed using an automatic best-fit surface matching method based on the iterative closest point (ICP) algorithm.

To evaluate the deviations between planned and actual implant positions 3D coronal, 3D apical, vertical linear and angular deviations were measured (Figure 4.3.1). To conduct measurements a best-fit cones and planes on coronal and apical surfaces were generated (Figure 4.3.2). Central axes for each cone were generated automatically by the software. Intersections points between central axes and apical and coronal planes were referred to as coronal and apical points of virtual implants. Euclidean distances between corresponding intersection points were considered as 3D apical and coronal deviations. Vertical linear deviation was considered the perpendicular distance from the actual implant's coronal point to the plane of the corresponding planned implant platform. Angular distance was a measure of angle between the central axes of nominal and actual virtual implants. The accuracy of implants was compared between study groups. The International Organization for

Standardization (ISO) defines accuracy by trueness and precision [126]. Trueness refers to the closeness of agreement between the test results and a reference value which was defined by deviations between planned and actual implant positions. Whereas precision refers to the closeness of agreement between the test results and is defined by a variability between the measurements and was expressed as standard deviations of the results, where less precision was reflected by a larder standard deviation.



Fig. 4.3.1. Schematic definition of the measured deviations between the planned and actual implant positions



*Fig. 4.3.2.* Determination of spatial shapes and deviations in metrological software

On the left – the cone, coronal plane, and central coronal and apical points that best match the spatial shape of the implant, as determined in the metrological software. On the right – superimposition of the planned and actual implant positions with the evaluated deviations indicated.

#### 4.4. Statistical analysis

Deviation data were recorded and compiled using Microsoft Excel. Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics software, version 29.0. Descriptive statistics for the study groups included the mean, standard deviation, median, minimum and maximum values, and the 25th and 75th percentiles. The normality of data distribution was assessed using histograms, Q-Q plots, as well as the Shapiro-Wilk and Kolmogorov-Smirnov tests. Depending on the distribution of variables according to the normal (Gaussian) distribution, either parametric or non-parametric statistical tests were applied. For comparisons between two independent samples, the non-parametric Mann-Whitney U test was used when the assumption of normality was not met, and the parametric Student's t-test was applied when the distribution was normal. Respectively, for comparisons involving more than two independent groups, the Kruskal-Wallis H or One-Way ANOVA tests were used. For multiple comparisons, Dunn's or Tukey HSD tests with Bonferroni correction for statistical significance were used. Correlation analysis was based on Spearman's rank correlation coefficient due to the nonnormal distribution of all variables. Accordingly, when variables were normally distributed, results are presented as means with standard deviations; when

normality was not assumed, medians and interquartile ranges are reported. Homogeneity of variance between groups was assessed using Levene's test. The level of statistical significance for hypothesis testing was set at  $\alpha < 0.05$ . Sample size estimation was performed using G\*Power version 3.1.9.7, based on Noether's calculation method, with a statistical power of 95 % and  $\alpha < 0.05$ . Based on 3D coronal and angular deviation values reported in previous studies, the required sample size for each subgroup was determined to be n = 9.

#### **5. RESULTS**

#### 5.1. Accuracy of static computer-assisted implant surgery systems

Based on the evaluation of the entire sample, the mean 3D coronal deviation between actual and planned implant positions was  $0.69 \pm 0.26$  mm. The mean 3D apical deviation was  $1.03 \pm 0.43$  mm. The average angular deviation measured  $2.76^{\circ} \pm 1.48^{\circ}$ , while the mean linear vertical deviation was  $0.43 \pm 0.28$  mm. The maximum values of 3D coronal, 3D apical, and vertical deviations ranged from 1.53 to 2.36 mm. The highest observed angular deviation was  $7.78^{\circ}$  (Table 5.1.1).

**Table 5.1.1** Descriptive statistics of dependent variables (implant position deviations)

Deviation (n = 420)	Median [Q1-Q3]	Mean ± SD	Min–Max values
3D coronal (mm)	0.67 [0.51–0.87]	$0.69\pm0.26$	0.11-1.72
3D apical (mm)	0.99 [0.72–1.27]	$1.03\pm0.43$	0.19–2.36
Angular (°)	2.50 [1.69–3.72]	$2.76 \pm 1.48$	0.21-7.78
Vertical linear (mm)	0.40 [0.21–0.58]	$0.43\pm0.28$	0.00-1.53

The multiple comparison analysis of correlations between deviation variables revealed direct and statistically significant relationships, except for the correlation between angular and vertical deviations. A strong correlation was found between angular and 3D apical deviations ( $\rho = 0.803$ ), while the correlation between angular and 3D coronal deviations was moderate ( $\rho = 0.455$ ). A strong correlation was also observed between 3D apical and 3D coronal deviations ( $\rho = 0.828$ ). The vertical linear deviation showed a strong correlation with the 3D coronal deviation ( $\rho = 0.611$ ) and a weak correlation with the 3D apical deviation ( $\rho = 0.278$ ) (Table 5.1.2).

	3D apical deviation	Angular deviation	Vertical deviation
3D Coronal deviation	$\rho = 0,828; p < 0,001$	$\rho = 0,455; p < 0,001$	$\rho = 0,611; p < 0,001$
3D Apical deviation		ρ = 0,803; p < 0,001	ρ = 0,278; p < 0,001
Angular deviation			$\rho = -0,016; p = 0,751$

Table 5.1.2. Correlation analysis of variables

 $\rho$  – Spearman's rank correlation coefficient.

The mean implant position deviations between the drill-key and keyless guided implantation systems differed significantly, showing statistically significant differences. When using the keyless implantation system, the median 3D coronal deviation was 0.71 mm [0.52-0.89], the median 3D apical deviation was 1.06 mm [0.82-1.37], and the angular deviation was 2.83° [2.00-4.03]. Corresponding deviations for the drill-key guided implantation system were smaller – 0.64 mm [0.47-0.82], 0.91 mm [0.62-1.18], and 2.19° [1.40-3.49], respectively. The median linear vertical deviation between actual and planned implant positions was greater when using the drill-key system (0.46 mm [0.25-0.65]) compared to the keyless system (0.36 mm [0.18-0.51]) (Table 5.1.3).

*Table 5.1.3.* Descriptive statistics of deviation variables in drill-key and keyless guided implantation system groups

	Guidi		
Variable	Drill-key (n = 210)	Keyless (n = 210)	p value*
	Median [Q1–Q		
3D coronal deviation (mm)	0.64 [0.47–0.82]	0.71 [0.52-0.89]	0.019
3D apical deviation (mm)	$0.94\pm0.41$	$1.11\pm0.43$	< 0.001
Angular deviation (°)	2.19 [1.40–3.49]	2.83 [2.00-4.03]	< 0.001
Vertical deviation (mm)	0.46 [0.25-0.65]	0.36 [0.18-0.51]	< 0.001

\* – p values based on either the non-parametric Mann–Whitney U test or the parametric Student's t-test for two independent samples, depending on the normality of the distribution. Reported values are either medians with interquartile ranges or means with standard deviations, depending on the results of the Kolmogorov–Smirnov test for normality and the statistical test used.

Based on the ROC (Receiver Operating Characteristic) analysis (5.1.1 figure and 5.1.4 table), threshold values were determined for 3D coronal deviation, 3D apical deviation, and angular deviation in relation to the type of guided implantation system. The identified threshold values were 0.715 mm for 3D coronal deviation, 0.905 mm for 3D apical deviation, and 2.435° for angular deviation. The odds ratios for exceeding these threshold values when using the keyless guided implantation system were 1.5 for 3D coronal deviation, 1.8 for 3D apical deviation, and 2.49 for angular deviation, respectively. Conversely, when using the drill-key guided implantation system, the odds ratio for exceeding the threshold value of 0.455 mm for vertical deviation was 2.08 compared to the keyless guided implantation system.



**Fig. 5.1.1.** ROC curves predicting threshold values of 3D coronal deviation, 3D apical deviation, and angular deviation based on the guided implantation system used.

Table 5.1.4. Distribution of predicted threshold values and their	characteris-
tics based on ROC analysis for 3D coronal, 3D apical, angular,	and vertical
deviations in relation to the guided implantation system	

Variable / Threshold value	AUC (%)	Sensitivity/ Specificity (%)	Drill-key/ Keyless (%)	p value	OR [95 % CI]
3D coronal deviation <0,715 mm	56,6	50,0/61,0	39,0/49,0	0,039	1,503 [1,02–2,214]
3D apical deviation <0,905 mm	61,7	64,8/50,0	50,5/64,8	0,003	1,803 [1,219–2,667]
Angular deviation <2,435°	61,8	63,8/58,6	41,4/63,8	<0,001	2,493 [1,682–3,693]
Vertical deviation >0,455 mm	60,4	67,1/50,0	49,5/67,1	<0,001	2,083 [1,403–3,092]

AUC – area under the ROC curve; OR – odds ratio; CI – confidence interval, based on Pearson's chi-square test.

To assess the precision of the results, the dispersion of implant position deviations was compared according to the type of guided implantation system. High values of the coefficient of variation (>30 %) indicated a wide distribution of deviation values. No statistically significant differences in the variances of deviation values were found, except in the case of vertical linear deviation, where the keyless guided implantation system demonstrated higher precision compared to the drill-key system (Table 5.1.5 and Figure 5.1.2).

	Guiding system	Mean (mm)	SD	CoV (%)	F (1, 418)	p value
3D coronal devia-	Drill-Key	0.65	0.25	38.37	0.24	0.62
tion (mm)	Keyless	0.72	0.27	36.82	0.24	0.02
3D apical deviati-	Drill-Key	0.94	0.41	43.55	0.20	0.50
on (mm)	Keyless	1.11	0.43	38.50	0.29	0.39
Angular deviation	Drill-Key	2.50	1.52	60.80	1 20	0.24
(°)	Keyless	3.02	1.39	46.10	1.38	0.24
Vertical deviation	Drill-Key	0.47	0.29	60.24	4 70	0.02
(mm)	Keyless	0.38	0.26	68.70	4./9	0.03

*Table 5.1.5.* Comparison of variance in implant position deviations between guided implantation systems

CoV - Coefficient of Variance, F-value based on Levene's test for equality of variances between two independent samples, with degrees of freedom: between groups = 1, within groups = 418.



**Fig. 5.1.2.** Coefficients of variation for 3D coronal deviation, 3D apical deviation, and angular deviation according to the guided implantation system

\* – statistically significant difference.

### 5.2. Influence of guiding system on the accuracy across different implantation sites

When evaluating the impact of the guided implantation system on accuracy across different implantation sites, statistically significant differences in deviation values between the keyless and drill-key systems were observed in all types of edentulous area groups, except in the region of the anterior singletooth gap. In the anterior extended area, the keyless system demonstrated significantly greater mean 3D coronal, 3D apical, and angular deviations compared to the drill-key system. Likewise, in the premolar single-tooth gap, the mean 3D coronal deviation was significantly greater in the keyless system group than in the drill-key group (0.97 mm vs. 0.72 mm; p = 0.013). In contrast, at the molar single-tooth gap, the keyless system exhibited significantly higher accuracy compared to the drill-key system across all deviation parameters (p < 0.001), including 3D coronal deviation (0.84 mm vs. 1.10 mm), 3D apical deviation (1.05 mm vs. 1.62 mm), angular deviation (2.36° vs. 6.06°), and vertical deviation (0.73 mm vs. 1.01 mm). Statistically significantly greater deviations associated with the drill-key system were also observed in the premolar site in the distal extension area, with vertical deviation values of 0.65 mm versus 0.20 mm in the keyless group (p = 0.019), as well as in the molar site in the distal extension area, with 3D apical deviation (1.55 mm vs. 1.05 mm; p = 0.007) and angular deviation  $(4.23^{\circ} \text{ vs. } 2.63^{\circ};$ p = 0.007) both significantly higher in the drill-key system group (Table 5.2.1 and Figures 5.2.1–5.2.4).

Implantation Deviation		Guiding system Mean ± SD or Median [O1–O3]		Statistical Test	Value
site	Deviation	Drill-key	Keyless	Statistical Test	Value
	3D coronal (mm)	0.37 [0.32-0.51]	0.89 [0.64–1.03]	Mann–Whitney U	p < 0.001, U = 371, z = 4.628, r = 0.731
Anterior	3D apical (mm)	0.58 [0.39-0.68]	1.54 [1.24–1.86]	Mann–Whitney U	p < 0.001, U = 388, z = 5.087, r = 0.804
Extended*	Angular (°)	$1.02\pm0.73$	$4.37 \pm 1.10$	Student's t	$p < 0.001, F = 85.997, \eta^2 = 0.694$
	Vertical (mm)	0.17 [0.06–0.34]	0.29 [0.18–0.39]	Mann–Whitney U	p = 0.113, U = 258.5, z = 1.584, r = 0.25
	3D coronal (mm)	0.83 [0.66–0.87]	0.95 [0.74–1.26]	Student's t	$p = 0.076, F = 3.537, \eta^2 = 0.164$
Anterior	3D apical (mm)	$1.07\pm0.27$	$1.50\pm0.43$	Student's t	$p = 0.087, F = 3.277, \eta^2 = 0.154$
STG	Angular (°)	$2.69\pm0.89$	$2.65\pm0.67$	Student's t	$p=0.913,F=0.012,\eta^2=0.001$
	Vertical (mm)	0.62 [0.55–0.73]	0.55 [0.49–1.00]	Mann–Whitney U	p = 0.496, $U = 41$ , $z = -0.681$ , $r = 0.152$
	3D coronal (mm)	$0.70\pm0.13$	$0.96 \pm 0.26$	Student's t	$p = 0.013, F = 7.657, \eta^2 = 0.298$
Premolar	3D apical (mm)	$1.21\pm0.31$	$1.56\pm0.48$	Student's t	$p=0.064,F=3.884,\eta^2=0.1777$
STG*	Angular (°)	$3.56 \pm 1.18$	$4.26 \pm 1.71$	Student's t	$p=0.296,F=1.157,\eta^2=0.06$
	Vertical (mm)	$0.46\pm0.13$	$0.48\pm0.22$	Student's t	$p=0.799,F=0.067,\eta^2=0.004$
	3D coronal (mm)	1.10 [0.99–1.13]	0.84 [0.68-0.95]	Mann–Whitney U	p = 0.008, U = 15, z = -2.646, r = 0.592
Molar	3D apical (mm)	$1.57\pm0.28$	$1.03\pm0.21$	Student's t	$p < 0.001,  F = 24.837,  \eta^2 = 0.58$
STG*	Angular (°)	$5.92 \pm 0.98$	$2.56 \pm 0.87$	Student's t	$p < 0.001,  F = 66.035,  \eta^2 = 0.786$
	Vertical (mm)	1.01 [0.89–1.04]	0.73 [0.61–0.82]	Mann–Whitney U	p = 0.004, U = 12, z = -2.875, r = 0.643
	3D coronal (mm)	$0.87\pm0.18$	$0.73\pm0.17$	Student's t	$p=0.093,F=3.146,\eta^2=0.149$
Premolar site	3D apical (mm)	$1.05 \pm 0.26$	$1.04 \pm 0.31$	Student's t	$p=0.945,F=0.005,\eta^2=0.0001$
at DE*	Angular (°)	$2.02\pm1.06$	$2.97 \pm 1.32$	Student's t	$p=0.092,F=3.167,\eta^2=0.150$
	Vertical (mm)	0.65 [0.50-0.80]	0.20 [0.12-0.60]	Mann–Whitney U	p = 0.019, U = 19.5, z = -2.308, r = 0.516
	3D coronal (mm)	$0.75 \pm 0.15$	$0.75\pm0.30$	Student's t	$p=0.941,F=0.006,\eta^2=0.0001$
Molar site at	3D apical (mm)	$1.49 \pm 0.32$	$1.06 \pm 0.31$	Student's t	$p = 0.008, F = 8.864, \eta^2 = 0.330$
DE*	Angular (°)	3.99 ± 1.04	2.43 ± 1.24	Student's t	$p = 0.007, F = 9.395, \eta^2 = 0.343$
	Vertical (mm)	0.05 [ 0.01-0.08]	0.33 [0.17-0.62]	Mano–Vitnio U	p < 0.001, U = 93.5, z = 3.293, r = 0.736

Table 5.2.1. Descriptive statistics of implant placement deviations by implantation site and guiding system



# Fig. 5.2.1. Box plot of 3D coronal deviation distribution for sCAIS (guiding) systems across different implantation sites





# Fig. 5.2.2. Box plot of 3D apical deviation distribution for sCAIS systems across different implantation sites

Data shown as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values. Statistically significant differences are indicated by brackets.



# Fig. 5.2.3. Box plot of angular deviation distribution for sCAIS systems across different implantation sites

Data shown as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values. Statistically significant differences are indicated by brackets.



# *Fig. 5.2.4.* Box plot of vertical linear deviation distribution for sCAIS systems across different implantation sites

Data shown as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values. Statistically significant differences are indicated by brackets.

### 5.3. Influence of the number of supporting teeth on the accuracy of sCAIS

The impact of the number of supporting teeth on implantation accuracy was evaluated separately within the groups of guided implantation systems. When using the drill-key sCAIS system with a guide supported by 2 teeth, the median implant position deviations were as follows: 3D coronal deviation – 0.66 mm [0.54–0.81], 3D apical deviation – 0.93 mm [0.71–1.14], angular deviation – 2.29° [1.61–3.51], and vertical linear deviation – 0.52 mm [0.39–0.64]. In the group with a guide supported by 4 teeth, the median deviations were: 3D coronal – 0.55 mm [0.37–0.80], 3D apical – 0.71 mm [0.47–1.05], angular – 1.65° [0.96–2.46], and vertical – 0.39 mm [0.22–0.63]. In the full-arch support group, the median 3D coronal deviation was 0.72 mm [0.52–0.89], 3D apical deviation – 1.13 mm [0.70–1.45], angular deviation – 2.58° [1.69–4.33], and vertical deviation – 0.45 mm [0.13–0.67] (Table 5.3.1).

*Table 5.3.1.* Median and 25th, 75th percentile values of implant position deviations according to the number of supporting teeth in the drill-key sCAIS system group

Deviation	2-tooth (n = 70)	4-tooth (n = 70)	Full-arch (n = 70)	p values*
3D coronal	0.66	0.55	0.72	$\chi^2 = 7.967, df = 2,$
(mm)	[0.54–0.81]	[0.37–0.80]**	$[0.52-0.89]^{**}$	p = 0.019; **p < 0.05
3D apical	0.93	0.71	1.13	$\chi^2 = 17.247, df = 2,$
(mm)	$[0.71 - 1.14]^{***}$	[0.47–1.05]**,***	$[0.70 - 1.45]^{**}$	$p < 0.001;^{**,***}p < 0.05$
Angular (°)	2.29	1.65	2.58	$\chi^2 = 20.429, df = 2,$
Aliguiai ()	[1.61–3.51]***	[0.96–2.46]**.***	[1.69–4.33]**	p < 0.001; ****p < 0.05
Vertical	0.52	0.39	0.45	$\chi^2 = 4.394, df = 2,$
(mm)	[0.39–0.64]	[0.22–0.63]	[0.13–0.67]	p = 0.111

\* – p-values based on the non-parametric Kruskal–Wallis H test for independent samples and Dunn's test for multiple comparisons. df – degrees of freedom.

The 3D coronal, 3D apical, and angular deviations varied significantly depending on the number of supporting teeth. In contrast, vertical deviation did not differ significantly with respect to the number of supporting teeth ( $\chi^2 = 4.394$ , df = 2, p = 0.111). When the guide was supported by 4 teeth, the 3D coronal deviation was significantly lower compared to full-arch support. Additionally, with 4 supporting teeth, both 3D apical and angular deviations were significantly smaller than in cases with either 2 supporting teeth or full-arch support (Figure 5.3.1).



*Fig. 5.3.1.* Box plot of 3D coronal, 3D apical, angular, and vertical deviations according to the number of supporting teeth in the drill-key guiding system

Data show as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values. \*p < 0.05, based on Dunn's test.

**Table 5.3.2.** Median and 25th, 75th percentile values of implant position deviations according to the number of supporting teeth in the keyless sCAIS system group

	Guide support			
Deviation	2-tooth (n = 70)	4-tooth (n = 70)	Full-arch (n = 70)	p values*
	Median [Q1–Q3]			
3D coronal	0.62	0.65	0.86	$\chi^2 = 21.636$ , lls = 2,
(mm)	$[0.45-0.84]^*$	[0.52–0.81]**	[0.63–0.98]*,**	$p < 0.001; *,**p \le 0.001$
3D apical	0.92	1.01	1.26	$\chi^2 = 17.682$ , lls = 2,
(mm)	[0.69–1.25]*	[0.80–1.26]**	[0.98–1.52]*,**	p < 0.001; ****p < 0.01
Angular (°)	2.61	2.68	3.22	$\chi^2 = 6.923$ , lls = 2,
	[1.71–3.75]*	[2.03–3.41]	[2.25–4.41]*	p = 0.031; *p < 0.05
Vertical	0.32	0.35	0.46	$\chi^2 = 9.824$ , lls = 2,
(mm)	[0.15–0.44]*	[0.18–0.49]	[0.24–0.62]*	p = 0.007; *p < 0.01

\* – p-values based on the non-parametric Kruskal–Wallis H test for independent samples and Dunn's test for multiple comparisons. df – degrees of freedom.

The table 5.3.2 and figure 5.3.2 show that, when using the keyless guided implantation system, 3D coronal and apical deviations, as well as angular and vertical deviations, differed significantly depending on the number of supporting teeth. When the number of supporting teeth was 2 or 4, both 3D coronal and apical deviations were significantly lower compared to full-arch support. Additionally, when the number of supporting teeth was 2, angular and vertical deviations were also significantly lower than in cases with fullarch support.



*Fig. 5.3.2.* Box plot of 3D coronal, 3D apical, angular, and vertical deviations according to the number of supporting teeth in the keyless guided system

Data show as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values. \*p < 0.05, based on Dunn's test.

After evaluating the influence of the number of supporting teeth across different implantation sites, statistically significant differences in 3D coronal deviations were found in the following regions: anterior extended area (p = 0.011, F = 4.910,  $\eta^2 = 0.147$ ), anterior single-tooth gap (p = 0.028, F = 4.108,  $\eta^2 = 0.233$ ), premolar single-tooth gap (p < 0.001, F = 19.175,  $\eta^2 = 0.587$ ), molar single-tooth gap (p = 0.056, F = 3.204,  $\eta^2 = 0.192$ ), and premolar site in distal extension area (p < 0.001, F = 11.661,  $\eta^2 = 0.463$ ). In the anterior extended area, guides supported by a full arch resulted in significantly

higher 3D coronal deviations compared to guides supported by 2 teeth  $(0.84 \pm 0.26 \text{ mm vs}, 0.64 \pm 0.18 \text{ mm}, p = 0.012)$ . Similar statistically significant differences were observed in the premolar single-tooth gap  $(0.96 \pm 0.26 \text{ mm})$ vs.  $0.45 \pm 0.16$  mm, p = 0.042), molar single-tooth gap ( $0.80 \pm 0.17$  mm vs.  $0.61 \pm 0.20$  mm, p < 0.001), and the premolar site in distal extension area  $(0.73 \pm 0.17 \text{ mm vs}, 0.41 \pm 0.19 \text{ mm}, p < 0.001)$ . In the anterior single-tooth gap region, the use of full-arch supported guides also resulted in significantly greater 3D coronal deviation compared to guides supported by 4 teeth  $(0.96 \pm 0.29 \text{ mm vs. } 0.71 \pm 0.14 \text{ mm, } p = 0.042)$  (Figure 5.3.3). Statistically significant differences in 3D apical deviations between guide support groups were found in the anterior extended area (p < 0.001, F = 14.212,  $\eta^2 = 0.333$ ), anterior single-tooth gap (p < 0.001, F = 11.958,  $\eta^2 = 0.470$ ), premolar singletooth gap (p < 0.001, F = 17.715,  $\eta^2 = 0.568$ ), and premolar site in distal extension area (p = 0.033, F = 3.866,  $\eta^2$  = 0.223). In the anterior extended area, the full-arch support group demonstrated significantly greater mean 3D apical deviations than the 2-tooth support group  $(1.50 \pm 0.43 \text{ mm vs})$ .  $0.87 \pm 0.26$  mm, p < 0.001). Similarly, in the premolar single-tooth gap region  $(1.56 \pm 0.48 \text{ mm vs.} 0.67 \pm 0.25 \text{ mm, p} < 0.001)$ , and the premolar site in distal extension area  $(1.04 \pm 0.31 \text{ mm vs. } 0.70 \pm 0.38 \text{ mm, p} = 0.044)$ , fullarch support was associated with higher deviations. In contrast, in the anterior single-tooth gap region, the highest 3D apical deviation was observed in the 2-tooth support group compared to both the 4-tooth support group and the full-arch support group  $(1.62 \pm 0.40 \text{ mm vs.} 1.00 \pm 0.17 \text{ mm and} 1.27 \pm 0.23$ mm, respectively; p < 0.001) (Figure 5.3.4).



# *Fig. 5.3.3.* Bar chart of 3D coronal deviation according to the number of supporting teeth across different implantation sites

Data show as mean and standard deviation. Brackets indicate statistically significant differences between support groups; p-values are based on Tukey HSD correction for pairwise comparisons.


## *Fig. 5.3.4.* Bar chart of 3D apical deviation according to the number of supporting teeth across different implantation sites

Data show as mean and standard deviation. Brackets indicate statistically significant differences between support groups; p-values are based on Tukey HSD correction for pairwise comparisons.

Mean angular deviations differed statistically significantly between guide support groups in the following regions: anterior extended area (p < 0.001, F = 26.979,  $\eta^2 = 0.486$ ), anterior single-tooth gap (p < 0.001, F = 17.237,  $\eta^2 = 0.561$ ), premolar single-tooth gap (p < 0.001, F = 9.634,  $\eta^2 = 0.416$ ), and molar site in distal extension area (p = 0.020, F = 4.562,  $\eta^2 = 0.253$ ). In the anterior extended area, mean angular deviations were significantly lower in the 2-tooth support group  $(2.04 \pm 0.92^{\circ})$  compared to both the 4-tooth support group  $(4.13 \pm 1.26^\circ, p < 0.001)$  and the full-arch support group  $(4.37 \pm 1.10^\circ, p < 0.001)$ p < 0.001). In the premolar single-tooth gap region, significantly greater mean angular deviations were observed with full-arch support compared to both 2-tooth and 4-tooth support groups  $(4.26 \pm 1.71^\circ, 2.78 \pm 0.94^\circ, \text{ and})$  $1.94 \pm 0.72^{\circ}$ , respectively; p < 0.05). Conversely, in the anterior singletooth gap and molar site in distal extension area, the highest mean angular deviations were recorded in the 2-tooth support group  $(4.49 \pm 1.32^{\circ})$  and 3.97 $\pm$  1.41°, respectively), significantly greater than those in the full-arch support group  $(2.65 \pm 0.67^{\circ} \text{ and } 2.43 \pm 1.24^{\circ}, \text{ respectively; } p < 0.001 \text{ and } p = 0.020)$ (Figure 5.3.5).



## *Fig. 5.3.5.* Bar chart of angular deviation according to the number of supporting teeth across different implantation sites

Data show as mean and standard deviation. Brackets indicate statistically significant differences between support groups; p-values are based on Tukey HSD correction for pairwise comparisons.

Mean linear vertical deviations differed statistically significantly across support groups in the following regions: anterior extended gap (p = 0.002, F = 6.813,  $\eta^2$  = 0.193), anterior single-tooth gap area (p < 0.001, F = 13.428,  $\eta^2$  = 0.499), molar single-tooth gap (p < 0.001, F = 21.760,  $\eta^2$  = 0.617), and premolar site in the distal extension area (p = 0.028, F = 4.082,  $\eta^2$  = 0.232). When using full-arch support, significantly greater vertical deviations were observed in the anterior single-tooth gap, molar single-tooth gap, and premolar site in the distal extension area compared to the 2-tooth support group. In contrast, in the anterior extended area, implant positions were more accurate in terms of vertical deviation when using either 4-tooth or full-arch support, compared to 2-tooth support (Figure 5.3.6).



## *Fig. 5.3.6.* Bar chart of vertical linear deviation according to the number of supporting teeth across different implantation sites

Data show as mean and standard deviation. Brackets indicate statistically significant differences between support groups; p-values are based on Tukey HSD correction for pairwise comparisons.

### 5.4. Accuracy of sCAIS in different sites of implantation

To evaluate the accuracy of guided implantation across different edentulous regions, full-arch supported surgical guides were used for both guided implantation systems to eliminate potential confounding variables. Table 5.4.1 presents the median values of implant position deviations in various implantation sites using the drill-key sCAIS system. Statistically significant differences in 3D coronal, 3D apical, and angular deviations were observed between different implantation regions (p < 0.001). Multiple comparison analysis (Figure 5.4.1) showed that the lowest 3D coronal deviation was recorded in the anterior extended area (0.37 mm [0.32–0.51]), which differed significantly from the anterior single-tooth gap (0.83 mm [0.66–0.87]), molar single-tooth gap (1.10 mm [0.99–1.13]), and the molar site in the distal extension area (0.77 mm [0.62–0.89]). Similarly, the lowest 3D apical deviation was found in the anterior extended area (0.58 mm [0.39–0.68]) and differed significantly from the premolar single-tooth gap (1.12 mm [0.97–1.52]), molar single-tooth gap (1.62 mm [1.29–1.74]), and the molar

site in the distal extension area (1.55 mm [1.19-1.67]). The angular deviation in the anterior extended area  $(1.52^{\circ} [1.12-2.11])$  was also significantly smaller compared to the premolar single-tooth gap  $(3.52^{\circ} [2.59-4.96])$ , molar singletooth gap  $(6.06^{\circ} [5.03-6.49])$ , and the molar site in the distal extension area  $(4.23^{\circ} [3.09-4.75])$ . Notably, the highest angular deviation was observed in the molar single-tooth gap region and was statistically significantly different from the premolar site in the distal extension area  $(1.79^{\circ} [1.37-2.60])$ .

**Table 5.4.1.** Median and 25th, 75th percentile values of 3D coronal, 3D apical, and angular deviations across different implantation sites according to the type of edentulous segment, using the drill-key sCAIS system

Site of	3D coronal deviation (mm)* 3D apical deviation (mm)*		Angular deviation (°)*				
Implantation		Median [Q1-Q3]					
Anterior Extended $(n = 20)$	0.37 [0.32–0.51]	0.58 [0.39–0.68]	1.52 [1.12–2.11]				
Anterior STG (n = 10)	0.83 [0.66–0.87]	1.13 [0.79–1.26]	2.63 [2.13–3.41]				
Premolar STG $(n = 10)$	0.72 [0.58–0.79]	1.12 [0.97–1.52]	3.52 [2.59-4.96]				
Molar STG (n = 10)	1.10 [0.99–1.13]	1.62 [1.29–1.74]	6.06 [5.03–6.49]				
Premolar at DE $(n = 10)$	0.86 [0.72–0.98]	1.09 [0.80–1.22]	1.79 [1.37–2.60]				
Molar at DE $(n = 10)$	Molar at DE (n = 10) 0.77 [0.62–0.89]		4.23 [3.09–4.75]				
	$\begin{array}{c} *p < 0.001, \\ \chi^2 = 43.553,  df = 5 \end{array}$	p < 0.001, $\chi^2 = 44.498, df = 5$	p < 0.001, $\chi^2 = 46.577, df = 5$				



## Fig. 5.4.1. Multiple comparison network diagram between different implantation sites using the drill-key guided implantation system

Implantation site pairs with statistically significant differences in deviation values, based on Dunn's test for multiple comparisons, are connected in red. Differences were considered statistically significant when the Bonferroni-corrected p-value was < 0.05.

The corresponding medians and interquartile ranges of deviations using the keyless sCAIS system are presented in Table 5.4.2, and the results of the multiple comparison analysis are visualized in Figure 5.4.2. Statistically significant differences were observed in 3D apical and angular deviations between different implantation sites (p < 0.001), while 3D coronal deviation did not differ significantly among edentulous segment groups.

Contrary to the findings with the drill-key sCAIS system, in the anterior extended area, the 3D apical deviation was significantly greater compared to the molar single-tooth gap (1.54 mm [1.23–1.86] vs. 1.05 mm [0.85–1.22]). Additionally, the angular deviation in the anterior extended area ( $4.33^{\circ}$  [3.70-5.44]) was significantly higher than in the anterior single-tooth gap ( $2.71^{\circ}$  [2.25-3.18]), molar single-tooth gap ( $2.36^{\circ}$  [1.88-3.30]), and molar site in the distal extension area ( $2.63^{\circ}$  [1.59-3.41]).

**Table 5.4.2.** Median and 25th, 75th percentile values of 3D coronal, 3D apical, and angular deviations across different implantation sites according to the type of edentulous segment, using the keyless sCAIS system

Site of	3D coronal deviation (mm)	3D apical deviation (mm)*	Angular deviation (°)*			
Implantation	Median [Q1–Q3]					
Anterior Extended (n = 20)	0.89 [0.64–1.03]	1.54 [1.23–1.86]	4.33 [3.70–5.44]			
Anterior STG (n = 10)	0.95 [0.74–1.26]	1.32 [1.13–1.44]	2.71 [2.25–3.18]			
Premolar STG $(n = 10)$	0.97 [0.80–1.15]	1.59 [1.11–1.86]	4.68 [2.91–5.44]			
Molar STG (n = 10)	0.84 [0.68–0.95]	1.05 [0.85–1.22]	2.36 [1.88–3.30]			
Premolar at DE $(n = 10)$	0.77 [0.57–0.86]	1.03 [0.82–1.30]	2.64 [1.81-4.22]			
Molar at DE (n = 10)	0.66 [0.51–0.98]	1.05 [0.92–1.34]	2.63 [1.59–3.41]			
	$\chi^2 = 7.916, df = 5$	$p^{2} = 19.376, df = 5$	p < 0.001, $\chi^2 = 24.306, df = 5$			



*Fig. 5.4.2.* Multiple comparison network diagram between different implantation sites using the keyless guided implantation system

Implantation site pairs with statistically significant differences in deviation values, based on Dunn's test for multiple comparisons, are connected in red. Differences were considered statistically significant when the Bonferroni-corrected p-value was < 0.05.

To compare the accuracy of sCAIS between anterior and posterior singletooth gaps, deviation data from anterior, premolar, and molar STG sites were analysed. The results of the statistical analysis are presented in Table 5.4.3, and Figure 5.4.3 displays box plots of implant deviations according to the singletooth gap location. Implantation accuracy differed significantly between the anterior and posterior single-tooth gap regions. When using surgical guides supported by 2 or 4 teeth, significantly higher mean 3D coronal and angular deviations were observed in the anterior single-tooth gap. In contrast, linear vertical and 3D apical deviations did not differ significantly between the groups. In the posterior STG, mean 3D coronal and angular deviations were lower ( $0.66 \pm 0.23$  mm and  $2.08^{\circ} \pm 1.00^{\circ}$ , respectively) compared to the anterior single-tooth region ( $0.76 \pm 0.24$  mm and  $2.69^{\circ} \pm 1.50^{\circ}$ , respectively).

**Table 5.4.3.** Results of statistical analysis of implant position deviations between anterior and posterior single-tooth gap groups. Presented values: for variables following a normal distribution – mean  $\pm$  standard deviation (Student's t-test); for non-normally distributed variables – median [25th, 75th percentiles] (Mann–Whitney U test)

DeviationType of STGMean ± SD of median [Q1-0]		Mean ± SD or median [Q1–Q3]	Statistical test	Test value	p value
2D agranged (mm)	Anterior	$0.76\pm0.24$	Student's t	2 2770	0.02
3D coronal (mm)	Posterior	$0.66\pm0.23$	Student's t	2.5770	0.02
3D apical (mm)	Anterior	0.97 [0.785–1.40]	Mann–	1265.00	0.06
	Posterior	0.92 [0.70–1.12]	Whitney U		0.00
Angular (°)	Anterior	$2.69 \pm 1.50$	Student's t	2 6200	0.01
Angular ()	Posterior	$2.08 \pm 1.00$	Student s t	2.0200	0.01
Vertical (mm)	Anterior	0.45 [0.195–0.635]	Mann–	1706 50	0.55
	Posterior	0.45 [0.33–0.67]	Whitney U	1700.30	0.55





When evaluating the accuracy of guided implantation in the distal extension area, statistically significant differences were observed between mean deviation values in different implantation sites. Statistically significantly greater 3D apical and angular deviations were found in the premolar region  $(0.94 \pm 0.38 \text{ mm}, 2.55^{\circ} \pm 1.42)$  compared to the molar region  $(1.18 \pm 0.44 \text{ mm}, 3.37^{\circ} \pm 1.27)$ . No statistically significant differences were found between the groups in terms of 3D coronal and vertical linear deviations. Table 5.4.4 presents the results of the statistical analysis, and Figure 5.4.4 shows the box plots of implant deviations by implantation site within the distal extension area.

Deviation	viation Site of implan-Mean ± SD tation at DE Median [Q1-		Statistical test	Test value	p value
3D coronal	Premolar	$0.66\pm0.23$	Student's t	-1.0500	0.2
(mm)	Molar	$0.71\pm0.31$	Student s t		0.5
3D apical (mm)	Premolar	$0.94\pm0.38$	Student's t	-3.19	0.002
	Molar	$1.18\pm0.44$	Student s t		0.002
Angulan (°)	Premolar	2.31 [1.56–3.57]	Mann–	2441 0000	<0.001
Angular ()	Molar	3.35 [2.36-4.28]	Whitney U	2441.0000	<0.001
Vertical (mm)	Premolar	0.37 [0.12-0.59]	Mann-	1502.00	0.12
	Molar	0.25 [0.09-0.43]	Whitney U	1302.00	0.12

*Table 5.4.4. Results of statistical analysis of implant position deviations in distal extension area implantation sites (premolar and molar regions)* 





# *Fig. 5.4.4.* Box plots of 3D coronal, 3D apical, angular, and vertical deviations according to the single-tooth edentulous defect group Data show as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values.

To assess the influence of support distribution on the accuracy of the sCAIS system, deviation data from implant sites in the premolar and molar regions were included. When comparing the unilateral and bilateral support distribution groups, a statistically significant difference was found only in mean vertical deviations. Specifically, the median vertical linear deviation in the unilateral support group was significantly lower (0.31 mm [0.10–0.55]) compared to the bilateral support group (0.50 mm [0.37–0.72]) in both the premolar and molar regions. The statistical analysis results are presented in Table 5.4.5 and visualized in Figure 5.4.5.

*Table 5.4.5. Results of statistical analysis of implant position deviations between support distribution groups (unilateral vs. bilateral support)* 

Deviation	Distribution of guide support	Mean ± SD or median [Q1–Q3]	Statistical test	Test value	p value
3D coronal	Bilateral	$0.73\pm0.25$	Student's t	1 2610	0.21
(mm)	Unilateral	$0.69\pm0.28$	Student s t	1.2010	
3D apical (mm)	Bilateral	1 [0.79–1.22]	Mann–	7355.00	0 772
	Unilateral	1.02 [0.74–1.33]	Whitney U		0.775
Angular (°)	Bilateral	2.47 [1.63–3.51]	Mann–	9151 0000	0.08
	Unilateral	2.88 [1.85-4.01]	Whitney U	8131.0000	
Vertical (mm)	Bilateral	0.5 [0.37-0.72]	Mann–	4120 50	<0.001
	Unilateral	0.31 [0.1–0.55]	Whitney U	4159.50	<0.001



## *Fig. 5.4.5.* Box plots of 3D coronal, 3D apical, angular, and vertical deviations according to guide support distribution

Data show as minimum, first quartile, median, third quartile, maximum values.

## CONCLUSIONS

- 1. In this study, using static computer-guided implant surgery in cases of partially edentulous maxillary models, the mean 3D coronal deviation and 3D apical deviation were found to be  $0.69 \pm 0.26$  mm and  $1.03 \pm 0.43$  mm, respectively. The angular deviation was  $2.76^{\circ} \pm 1.48$ , and the vertical linear deviation  $-0.43 \pm 0.28$  mm.
- 2. Across different implantation sites, higher accuracy was observed with different guided implantation systems: the keyless system was more accurate in premolar and molar implantation sites in distal extension area and molar STG, while the drill-key system demonstrated higher accuracy in anterior extended area and premolar STG.
- 3. When using a drill-key sCAIS system, the highest accuracy was observed in the anterior extended area, and the lowest accuracy in the molar STG. The lowest deviations were observed with 4-tooth guide support, compared to two-tooth or full-arch support.
- 4. When using a keyless sCAIS system, the greatest accuracy was achieved in molar STG and distal extension area, while the lowest accuracy was observed in the anterior extended area. Statistically significant higher accuracy was observed when using guides supported by 2 or 4 teeth, compared to full-arch support.
- 5. The effect of the number of supporting teeth on the accuracy of sCAIS varied across edentulous areas: full-arch support resulted in significantly greater deviations in anterior extended, premolar STG, molar STG, and premolar site in distal extension, whereas 2-tooth support was associated with significantly lower accuracy in anterior STG and molar site in distal extension.
- 6. In single-tooth gaps, the accuracy was influenced by location: significantly greater deviations were observed in anterior STG sites compared to posterior STG sites.
- 7. In distal extension area, accuracy was affected by the distance from the guide support premolar sites at distal extension were associated with significantly lower deviations compared to molar sites.

## PRACTICAL RECOMMENDATIONS

- 1. The design of static surgical guide should be individualized, considering the site of implantation, the distribution and type of supporting teeth, and the selected sCAIS system.
- 2. For anterior and premolar edentulous areas with bilateral distribution of guide support, a drill-key guiding system is recommended. In contrast, in cases of molar STG or distal extension area, a keyless guiding system is recommended.
- 3. In cases of STGs or extended anterior area, a guide support with less than full-arch support is recommended. In distal extension areas, support of more that two teeth is recommended, whereas in anterior STG cases a 4-tooth support is recommended.
- 4. Considering the wide range of influencing variables, future studies assessing the impact of technical factors on the accuracy of sCAIS should utilize highly standardized experimental models to ensure objective, comparable and reproducible results.

## **BIBLIOGRAFIJOS SĄRAŠAS**

- 1. Liu C, Liu Y, Xie R, Li Z, Bai S, Zhao Y. The evolution of robotics: research and application progress of dental implant robotic systems. Int J Oral Sci. 2024;16:28.
- 2. D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. Periodontol 2000. 2017;73:121-133.
- Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. Periodontol 2000. 2017;73:7-21.
- 4. Sorrentino R, Zarone F, Cantile T, Mastrosimone A, Cervino G, Ruggiero G. The Use of Digital Tools in an Interdisciplinary Approach to Comprehensive Prosthodontic Treatments. Prosthesis. 2024;6:863-870.
- 5. Siqueira R, Soki F, Chan H-L. Current Digital Workflow for Implant Therapy: Advantages and Limitations. In: Dental Ultrasound in Periodontology and Implantology. Springer International Publishing; 2021. p. 79-113.
- 6. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 19. 2004;Suppl:43-61.
- 7. Chen ST, Buser D, Dent M. Esthetic complications due to implant malpositions: etiology, prevention, and treatment. In: Dental Implant Complications. Wiley; 2015 p. 209-232.
- 8. Chen ST, Buser D, Sculean A, Belser UC. Complications and treatment errors in implant positioning in the aesthetic zone: Diagnosis and possible solutions. Periodontol 2000. 2023;92:220-234.
- 9. Resnik RR. Intraoperative Complications. In: Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology. Elsevier; 2018. p. 267-293.
- Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D. Clinical Recommendations for Avoiding and Managing Surgical Complications Associated With Implant Dentistry: A Review. J Periodontol. 2008;79:1317-1329.
- 11. Smitkarn P, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. The accuracy of single-tooth implants placed using fully digital-guided surgery and freehand implant surgery. J Clin Periodontol. 2019;46:949-957.
- 12. Jaemsuwan S, Arunjaroensuk S, Kaboosaya B, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. Comparison of the accuracy of implant position among freehand implant placement, static and dynamic computer-assisted implant surgery in fully edentulous patients: a non-randomized prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2023;52:264-271.
- 13. Younis H, Lv C, Xu B, et al. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guides and the freehand approach in implant placement: a prospective clinical study. Head Face Med. 2024;20:30.
- 14. Colombo M, Mangano C, Mijiritsky E, Krebs M, Hauschild U, Fortin T. Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: a critical review based on randomized controlled trials. BMC Oral Health. 2017;17:150.
- 15. Walker-Finch K, Ucer C. Five-year survival rates for implants placed using digitallydesigned static surgical guides: a systematic review. Br J Oral Maxillofac Surg. 2020;58:268-276.
- 16. Kalaivani G, Balaji VR, Manikandan D, Rohini G. Expectation and reality of guided implant surgery protocol using computer-assisted static and dynamic navigation system at present scenario: Evidence-based literature review. J Indian Soc Periodontol. 2020;24:398-408.

- 17. Tattan M, Chambrone L, González-Martín O, Avila-Ortiz G. Static computer-aided, partially guided, and free-handed implant placement: A systematic review and metaanalysis of randomized controlled trials. Clin Oral Implants Res. 2020;31:889-916.
- Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computeraided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res 29 Suppl. 2018;16:416-435.
- 19. Kasradze D, Segalyte E, Kubilius R. Influence of clinical and technical parameters on accuracy of guided implant placement. Systematic review and meta-analysis. Journal of Osseointegration and Oral Rehabilitation. 2021;13:198-219.
- 20. Floriani F, Jurado CA, Cabrera AJ, Duarte W, Porto TS, Afrashtehfar KI. Depth distortion and angular deviation of a fully guided tooth-supported static surgical guide in a partially edentulous patient: A systematic review and meta-analysis. J Prosthodont. 2024;33:10-24.
- 21. Nulty A. A literature review on prosthetically designed guided implant placement and the factors influencing dental implant success. Br Dent J. 2024;236:169-180.
- 22. Matsumura A, Nakano T, Ono S, Kaminaka A, Yatani H, Kabata D. Multivariate analysis of causal factors influencing accuracy of guided implant surgery for partial edentulism: a retrospective clinical study. Int J Implant Dent. 2021;7:28.
- Gourdache I, Salomó-Coll O, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Dental Implant Positioning Accuracy Using a Key or Keyless Static Fully Guided Surgical System: A Prospective Systematic Review and Meta-analysis. Int J Prosthodont. 2024;37:199-209.
- 24. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. Clin Oral Implants Res. 2012;23:112-123.
- 25. Younes F, Eghbali A, De Bruyckere T, Cleymaet R, Cosyn J. A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. Clin Oral Implants Res. 2019;30:131-138.
- 26. López NQ, Flores-Fraile J, Pardal-Peláez B, Delgado-Martínez J, Montero J. Factors Influencing the Accuracy of Guided Surgery: An In Vitro Trial. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2023;38:120-129.
- Bover-Ramos F, Viña-Almunia J, Cervera-Ballester J, Peñarrocha-Diago M, García-Mira B. Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33:101-115.
- 28. Jain N, Dutt U, Radenkov I, Jain S. WHO's global oral health status report 2022: Actions, discussion and implementation. Oral Dis. 2024;30:73-79.
- 29. Müller F, Naharro M, Carlsson GE. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? Clin Oral Implants Res 18 Suppl. 2007;3:2-14.
- 30. World Health Organization. Oral Health Lithuania 2022 Country Profile. Prieiga per interneta: https://www.who.int/publications/m/item/oral-health-ltu-2022-country-profile
- 31. Jordan AR, Stark H, Nitschke I, Micheelis W, Schwendicke F. Epidemiological trends, predictive factors, and projection of tooth loss in Germany 1997-2030: part I. missing teeth in adults and seniors. Clin Oral Investig. 2021;25:67-76.
- 32. Stock C, Jürges H, Shen J, Bozorgmehr K, Listl S. A comparison of tooth retention and replacement across 15 countries in the over-50s. Community Dent Oral Epidemiol. 2016;44:223-31.

- 33. Schmidt JC, Vogt S, Imboden M, Schaffner E, Grize L, Zemp E, Probst-Hensch N, Zitzmann NU. Dental and periodontal health in a Swiss population-based sample of older adults: a cross-sectional study. Eur J Oral Sci. 2020;128:508-517.
- 34. Block C, König H-H, Hajek A. Oral health and quality of life: findings from the Survey of Health, Ageing and Retirement in Europe. BMC Oral Health. 2022;22:606.
- 35. Grabauskas V, Klumbiene J, Petkeviciene J, Sakyte E, Kriaucioniene V, Veryga A. Health Behaviour Among Lithuanian Adult Population, 2014. Lithuanian University of Health Sciences Press. 2015.
- 36. Zubiene J, Milciuviene S, Klumbiene J. Evaluation of dental care and the prevalence of tooth decay among middle-aged and elderly population of Kaunas city. Stomatologija. 2009;11:42-7.
- 37. Vitosyte M, Puriene A, Stankeviciene I, Rimkevicius A, Trumpaite-Vanagiene R, Aleksejuniene J, Stangvaltaite-Mouhat L. Oral Health among Adult Residents in Vilnius, Lithuania. Int J Environ Res Public Health. 2022;19:582.
- Tarazona-Álvarez B, López-Roldan A, Vidal-Infer A, López-Padilla D, Alonso-Arroyo A. Bibliometric analysis of the scientific production of literature on peri-implant diseases in the Web of Science. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;23:625-634.
- 39. Resnik RR. Neurosensory Deficit Complications in Implant Dentistry. In: Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology. Elsevier; 2018. p. 329-363.
- 40. Bartling R, Freeman K, Kraut RA. The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1999;57:1408-1410.
- 41. Buser D, Von Arx T. Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants Note. Clin Oral Implants Res. 2000;11:83-100.
- 42. Greenstein G, Tarnow D. The Mental Foramen and Nerve: Clinical and Anatomical Factors Related to Dental Implant Placement: A Literature Review. J Periodontol. 2006;77:1933-1943.
- 43. Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC, Bornstein MM. Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. Clin Oral Implants Res 29 Suppl. 2018;16:393-415.
- 44. Juodzbalys G, Wang H-L, Sabalys G, Sidlauskas A, Galindo-Moreno P. Inferior alveolar nerve injury associated with implant surgery. Clin Oral Implants Res. 2013;24:183-90.
- 45. Resnik RR. Ideal Implant Positioning. In: Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology. Elsevier; 2018. p. 234-266.
- 46. Galindo-Moreno P, Padial-Molina M, Avila G, Rios HF, Hernández-Cortés P, Wang H. Complications associated with implant migration into the maxillary sinus cavity. Clin Oral Implants Res. 2012;23:1152-1160.
- 47. Ragucci GM, Elnayef B, Suárez-López del Amo F, Wang H-L, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Influence of exposing dental implants into the sinus cavity on survival and complications rate: a systematic review. Int J Implant Dent. 2019;5:6.
- 48. Testori T, Weinstein T, Taschieri S, Wallace SS. Risk factors in lateral window sinus elevation surgery. Periodontol 2000. 2019;81:91-123.
- 49. Safi Y, Mortazavi H, Sadeghian A, Hazrati P. Accidental displacement of a dental implant into the nasal cavity: Report of a rare case. Clin Case Rep. 2022;10:e6634.
- 50. Biafora M, Bertazzoni G, Trimarchi M. Maxillary sinusitis caused by dental implants extending into the maxillary sinus and the nasal cavities. J Prosthodont. 2014;23:227-31.
- 51. Yeom H-G, Huh K-H, Yi W-J, Heo M-S, Lee S-S, Choi S-C, Kim J-E. Nasal cavity perforation by implant fixtures: case series with emphasis on panoramic imaging of nasal cavity extending posteriorly. Head Face Med. 2023;19:37.

- 52. Hamdoon Z, Talaat W, Aziz A, Abdul Sattar A, Kheder W, Jerjes W. The consequences and outcomes associated with dental implants encroaching on adjacent teeth. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;23:851-856.
- 53. Yi Y-J, Park I-W, Ku J-K, Jo D-W, Han J-S, Kim Y-K. Long term clinical result of implant induced injury on the adjacent tooth. Sci Rep. 2021;11:7913.
- 54. Canullo L, Peñarrocha-Oltra D, Covani U, Botticelli D, Serino G, Penarrocha M. Clinical and microbiological findings in patients with peri-implantitis: a cross-sectional study. Clin Oral Implants Res. 2016;27:376-82.
- 55. Tallarico M, Meloni SM, Park C-J, Zadrożny Ł, Scrascia R, Cicciù M. Implant Fracture: A Narrative Literature Review. Prosthesis. 2021;3:267-279.
- 56. Eckert SE, Salinas TJ, Akça K. Implant fractures: etiology, prevention, and treatment. In: Dental Implant Complications. Wiley, pp. 2015;132-144.
- 57. Bidra AS. Prosthodontic management of malpositioned implants and implant occlusion complications. In: Dental Implant Complications. Wiley; 2015. p. 559-5571.
- 58. Ožiūnas R, Sakalauskienė J, Jegelevičius D, Janužis G. A comparative biomechanical study of original and compatible titanium bases: evaluation of screw loosening and 3D-crown displacement following cyclic loading analysis. J Adv Prosthodont. 2022;14:70-77.
- 59. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang S-K. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25:729-43.
- 60. Leitão-Almeida B, Camps-Font O, Correia A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Effect of crown to implant ratio and implantoplasty on the fracture resistance of narrow dental implants with marginal bone loss: an in vitro study. BMC Oral Health. 2020;20:329.
- 61. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. Clin Oral Implants Res. 2014;25:240-51.
- 62. Meijer HJA, Boven C, Delli K, Raghoebar GM. Is there an effect of crown-to-implant ratio on implant treatment outcomes? A systematic review. Clin Oral Implants Res 29 Suppl. 2018;18:243-252.
- 63. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res. 2007;18:707-14.
- 64. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asghari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2017;43:70-76.
- 65. Hadzik J, Krawiec M, Sławecki K, Kunert-Keil C, Dominiak M, Gedrange T. The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. Biomed Res Int. 2018;2018:4246874.
- 66. Corbella S, Morandi B, Calciolari E, Alberti A, Francetti L, Donos N. The influence of implant position and of prosthetic characteristics on the occurrence of peri-implantitis: a retrospective study on periapical radiographs. Clin Oral Investig. 2023;27:7261-7271.
- 67. Mailoa J, Fu J-H, Chan H-L, Khoshkam V, Li J, Wang H-L. The Effect of Vertical Implant Position in Relation to Adjacent Teeth on Marginal Bone Loss in Posterior Arches: A Retrospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30:931-6.
- 68. Kumar PS, Dabdoub SM, Hegde R, Ranganathan N, Mariotti A. Site-level risk predictors of peri-implantitis: A retrospective analysis. J Clin Periodontol. 2018;45:597-604.

- 69. Katafuchi M, Weinstein BF, Leroux BG, Chen Y-W, Daubert DM. Restoration contour is a risk indicator for peri-implantitis: A cross-sectional radiographic analysis. J Clin Periodontol. 2018;45:225-232.
- 70. Puisys A, Linkevicius T. The influence of mucosal tissue thickening on crestal bone stability around bone-level implants. A prospective controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2015;26:123-129.
- 71. Puisys A, Janda M, Auzbikaviciute V, Gallucci GO, Mattheos N. Contour angle and peri-implant tissue height: Two interrelated features of the implant supracrestal complex. Clin Exp Dent Res. 2023;9:418-424.
- 72. Monje A, Chappuis V, Monje F, Muñoz F, Wang H-L, Urban IA, Buser D. The Critical Peri-implant Buccal Bone Wall Thickness Revisited: An Experimental Study in the Beagle Dog. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34:1328-1336.
- 73. Monje A, Galindo-Moreno P, Tözüm TF, Suárez-López del Amo F, Wang H-L. Into the Paradigm of Local Factors as Contributors for Peri-implant Disease: Short Communication. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31:288-92.
- 74. Ramanauskaite A, Sader R. Esthetic complications in implant dentistry. Periodontol 2000. 2022;88:73-85.
- 75. Soulami S, Slot DE, van der Weijden F. Implant-abutment emergence angle and profile in relation to peri-implantitis: A systematic review. Clin Exp Dent Res. 2022;8:795-806.
- 76. Inoue M, Nakano T, Shimomoto T, Kabata D, Shintani A, Yatani H. Multivariate analysis of the influence of prosthodontic factors on peri-implant bleeding index and marginal bone level in a molar site: A cross-sectional study. Clin Implant Dent Relat Res. 2020;22:713-722.
- 77. Kim D, Kim K, Ohe J-Y, Song SJ, Paek J. Correlation between implant angulation and crestal bone changes: A 5-year retrospective study. J Prosthet Dent. 2025;133:162.e1-162.e7.
- 78. Liu W, Zhu F, Han L, Li P, Wang H-L. Impact of Implant Mesiodistal Distance on Peri-Implant Bone Loss: A Cross-Sectional Retrospective Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2025;27:e13442.
- 79. Ng KT, Fan M, Leung MC, Fokas G, Mattheos N. Peri-implant inflammation and marginal bone level changes around dental implants in relation to proximity with and bone level of adjacent teeth. Aust Dent J. 2018;63:467-477.
- 80. Ramanauskaite A, Roccuzzo A, Schwarz F. A systematic review on the influence of the horizontal distance between two adjacent implants inserted in the anterior maxilla on the inter-implant mucosa fill. Clin Oral Implants Res 29 Suppl. 2018;15:62-70.
- Gaêta-Araujo H, Oliveira-Santos N, Mancini AXM, Oliveira ML, Oliveira-Santos C. Retrospective assessment of dental implant-related perforations of relevant anatomical structures and inadequate spacing between implants/teeth using cone-beam computed tomography. Clin Oral Investig. 2020;24:3281-3288.
- 82. Clark D, Barbu H, Lorean A, Mijiritsky E, Levin L. Incidental findings of implant complications on postimplantation CBCTs: A cross-sectional study. Clin Implant Dent Relat Res. 2017;19:776-782.
- 83. Anitua E, Murias-Freijo A, Alkhraisat MH. Conservative Implant Removal for the Analysis of the Cause, Removal Torque, and Surface Treatment of Failed Nonmobile Dental Implants. J Oral Implantol. 2016;42:69-77.
- 84. Canullo L, Tallarico M, Radovanovic S, Delibasic B, Covani U, Rakic M. Distinguishing predictive profiles for patient-based risk assessment and diagnostics of plaque induced, surgically and prosthetically triggered peri-implantitis. Clin Oral Implants Res. 2016;27:1243-1250.

- 85. Masri R, Driscoll CF (editors). Clinical Applications of Digital Dental Technology. Wiley; 2015.
- 86. Gallucci GO, Evans C, Tahmaseb A. Digital Workflows in Implant Dentistry, 1st Edition. Quintessence Publishing; 2019.
- 87. Giménez M, Gallix B, Costamagna G, et al. Definitions of Computer-Assisted Surgery and Intervention, Image-Guided Surgery and Intervention, Hybrid Operating Room, and Guidance Systems: Strasbourg International Consensus Study. Ann Surg Open. 2020;1:e021.
- 88. Edwards SP. Computer-Assisted Craniomaxillofacial Surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2010;22:117-134.
- 89. Zhang S, Cai Q, Chen W, Lin Y, Gao Y, Wu D, Chen J. Accuracy of implant placement via dynamic navigation and autonomous robotic computer-assisted implant surgery methods: A retrospective study. Clin Oral Implants Res. 2024;35:220-229.
- Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Tahmaseb A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants 24. 2009;Suppl:92-109.
- 91. Pimkhaokham A, Chow J, Pozzi A, Arunjaroensuk S, Subbalehka K, Mattheos N. Computer-assisted and robotic implant surgery: Assessing the outcome measures of accuracy and educational implications. Clin Oral Implants Res. 2024;35:939-953.
- 92. Wei S-M, Zhu Y, Wei J-X, Zhang C-N, Shi J-Y, Lai H-C. Accuracy of dynamic navigation in implant surgery: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2021;32:383-393.
- 93. Wu Y, Wang F, Tao B, Lan K. Real-time navigation system in implant dentistry. In: Computer-Aided Oral and Maxillofacial Surgery. Elsevier, pp. 2021;223-253.
- 94. Matvijenko K, Borusevičius R. Comparison of dynamic navigation systems in dental implantology: a systematic literature review of in vitro studies. Int J Oral Maxillofac Surg. 2025;54:647-656.
- 95. Al-Jarsha MY, Ayoub AF, Almgran MM, Liu C-H, Robertson DP, Naudi KB. The precision of drill calibration for dynamic navigation. J Dent. 2024;146:105032.
- 96. Ma F, Sun F, Wei T, Ma Y. Comparison of the accuracy of two different dynamic navigation system registration methods for dental implant placement: A retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2022;24:352-360.
- 97. Block M, Emery R, Lank K, Ryan J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32:92-99.
- 98. Wu B-Z, Xue F, Ma Y, Sun F. Accuracy of automatic and manual dynamic navigation registration techniques for dental implant surgery in posterior sites missing a single tooth: A retrospective clinical analysis. Clin Oral Implants Res. 2023;34:221-232.
- 99. Wu B-Z, Ma F-F, Yan X-Y, Sun F. Accuracy of different registration areas using active and passive dynamic navigation systems in dental implant surgery: An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2024;35:888-897.
- 100. Wang X-Y, Liu L, Guan M-S, Liu Q, Zhao T, Li H-B. The accuracy and learning curve of active and passive dynamic navigation-guided dental implant surgery: An in vitro study. J Dent. 2022;124:104240.
- 101. Wang M, Liu F, Zhao X, Wu Y. Robot-assisted surgery for dental implant placement: A narrative review. J Dent. 2024;146:105034.
- 102. Lee A, Baker TS, Bederson JB, Rapoport BI. Levels of autonomy in FDA-cleared surgical robots: a systematic review. NPJ Digit Med. 2024;7:103.
- 103. Attanasio A, Scaglioni B, De Momi E, Fiorini P, Valdastri P. Autonomy in Surgical Robotics. Annu Rev Control Robot Auton Syst. 2021;4:651-679.

- 104. Li Y, Zhou Y, Lyu J, Cao X, Tan J, Liu X. Accuracy of bi-coordinate and multi-coordinate handpiece calibration methods for robot-assisted implant placement. J Prosthet Dent.. 2025;https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.02.057.
- 105. Abdelhay N, Prasad S, Gibson MP. Failure rates associated with guided versus nonguided dental implant placement: a systematic review and meta-analysis. BDJ Open. 2021;7:31.
- 106. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 23 Suppl. 2012;6:22-38.
- 107. Moraschini V, Poubel LA da C, Ferreira VF, Barboza E dos SP. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015;44:377-88.
- 108. Yogui FC, Verri FR, de Luna Gomes JM, Lemos CAA, Cruz RS, Pellizzer EP. Comparison between computer-guided and freehand dental implant placement surgery: A systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2021;50:242-250.
- 109. Yu X, Tao B, Wang F, Wu Y. Accuracy assessment of dynamic navigation during implant placement: A systematic review and meta-analysis of clinical studies in the last 10 years. J Dent. 2023;135:104567.
- 110. Wang F, Wang Q, Zhang J. Role of Dynamic Navigation Systems in Enhancing the Accuracy of Implant Placement: A Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical Studies. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2021;79:2061-2070.
- 111. Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Marqués-Guasch J, Wang H-L. Fully Guided Versus Half-Guided and Freehand Implant Placement: Systematic Review and Meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35:1159-1169.
- 112. Khaohoen A, Powcharoen W, Yoda N, Rungsiyakull C, Rungsiyakull P. Accuracy in dental implant placement: A systematic review and meta-analysis comparing computer-assisted (static, dynamic, robotics) and noncomputer-assisted (freehand, conventional guide) approaches. J Prosthet Dent.. 2025;https://doi.org/10.1016/j. prosdent.2025.03.038.
- 113. Pimkhaokham A, Jiaranuchart S, Kaboosaya B, Arunjaroensuk S, Subbalekha K, Mattheos N. Can computer-assisted implant surgery improve clinical outcomes and reduce the frequency and intensity of complications in implant dentistry? A critical review. Periodontol 2000. 2022;90:197-223.
- 114. Takács A, Hardi E, Cavalcante BGN, Szabó B, Kispélyi B, Joób-Fancsaly Á, Mikulás K, Varga G, Hegyi P, Kivovics M. Advancing accuracy in guided implant placement: A comprehensive meta-analysis: Meta-Analysis evaluation of the accuracy of available implant placement Methods. J Dent. 2023;139:104748.
- 115. Zhou WK, Wang JJ, Jiang YH, Yang L, Luo YL, Man Y, Wang J. Clinical and in vitro application of robotic computer-assisted implant surgery: a scoping review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2025;54:74-81.
- 116. Khaohoen A, Powcharoen W, Sornsuwan T, Chaijareenont P, Rungsiyakull C, Rungsiyakull P. Accuracy of implant placement with computer-aided static, dynamic, and robot-assisted surgery: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. BMC Oral Health. 2024;24:359.
- 117. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implants Res 20 Suppl. 2009;4:73-86.

- 118. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants 29. 2014;Suppl:25-42.
- 119. Siqueira R, Chen Z, Galli M, Saleh I, Wang H-L, Chan H-L. Does a fully digital workflow improve the accuracy of computer-assisted implant surgery in partially edentulous patients? A systematic review of clinical trials. Clin Implant Dent Relat Res. 2020;22:660-671.
- 120. Eftekhar Ashtiani R, Ghasemi Z, Nami M, Mighani F, Namdari M. Accuracy of static digital surgical guides for dental implants based on the guide system: A systematic review. J Stomatol Oral Maxillofac Surg. 2021;122:600-607.
- 121. Aghaloo T, Hadaya D, Schoenbaum TR, Pratt L, Favagehi M. Guided and Navigation Implant Surgery: A Systematic Review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2023;38:7-15.
- 122. Pellegrino G, Ferri A, Del Fabbro M, Prati C, Gandolfi MG, Marchetti C. Dynamic Navigation in Implant Dentistry: A Systematic Review and Meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2021;36:e121-e140.
- 123. Jorba-García A, González-Barnadas A, Camps-Font O, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Accuracy assessment of dynamic computer-aided implant placement: a systematic review and meta-analysis. Clin Oral Investig. 2021;25:2479-2494.
- 124. Marques-Guasch J, Bofarull-Ballús A, Giralt-Hernando M, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Dynamic Implant Surgery-An Accurate Alternative to Stereolithographic Guides-Systematic Review and Meta-Analysis. Dent J (Basel). 2023;11:150.
- 125. Jain S, Sayed ME, Ibraheem WI, et al. Accuracy Comparison between Robot-Assisted Dental Implant Placement and Static/Dynamic Computer-Assisted Implant Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. Medicina (B Aires). 2023;60:11.
- 126. International Organization for Standardization. ISO 5725-1:2023 Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results—Part 1: General Principles and Definitions. Geneva, Switzerland; 2023.
- Mehl A, Reich S, Beuer F, Güth J-F. Accuracy, trueness, and precision a guideline for the evaluation of these basic values in digital dentistry. Int J Comput Dent. 2021;24:341-352.
- 128. Jain S, Choudhary K, Nagi R, Shukla S, Kaur N, Grover D. New evolution of conebeam computed tomography in dentistry: Combining digital technologies. Imaging Sci Dent. 2019;49:179.
- 129. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vanderven FJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. Clin Oral Implants Res. 1994;5:229-38.
- 130. Tal H, Moses O. A comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. Dentomaxillofac Radiol. 1991;20:40-2.
- 131. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofac Radiol. 2015;44:20140197.
- 132. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. Eur J Radiol. 2009;71:461-8.
- 133. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. Eur J Radiol. 2005;56:413-7.
- 134. Venkatesh E, Elluru SV. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. J Istanb Univ Fac Dent. 2017;51:S102-S121.

- 135. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortesniemi M. Dental cone beam CT: An updated review. Phys Med. 2021;88:193-217.
- 136. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofac Radiol. 2011;40:265-73.
- 137. Yalçın ED, Aslan Öztürk EM. CBCT Artifact Evaluation in a Single Device: Insights and Limitations. Clinical and Experimental Health Sciences. 2024;14:349-356.
- 138. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. Clin Oral Implants Res. 2013;24:94-99.
- 139. Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, Freitas DQ, Noujeim M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2017;123:265-272.
- 140. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang L-L. Variable-resolution conebeam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;108:939-45.
- 141. Melo SLS, Bortoluzzi EA, Abreu M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a conebeam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. J Endod. 2010;36:1879-82.
- 142. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. J Endod. 2011;37:75-9.
- 143. Liedke GS, da Silveira HED, da Silveira HLD, Dutra V, de Figueiredo JAP. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. J Endod. 2009;35:233-5.
- 144. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141:41-50.
- 145. Torres MGG, Campos PSF, Segundo NPN, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. Implant Dent. 2012;21:150-5.
- 146. Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim D-G, Tee BC, Fields H. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:e117-27.
- 147. Li Y, Deng S, Mei L, Li J, Qi M, Su S, Li Y, Zheng W. Accuracy of alveolar bone height and thickness measurements in cone beam computed tomography: a systematic review and meta-analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2019;128:667-679.
- 148. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. BMC Oral Health. 2017;17:149.
- 149. Eggmann F, Blatz MB. Recent Advances in Intraoral Scanners. J Dent Res. 2024;103:1349-1357.
- 150. Joensahakij N, Serichetaphongse P, Chengprapakorn W. The accuracy of conventional versus digital (intraoral scanner or photogrammetry) impression techniques in full-arch implant-supported prostheses: a systematic review. Evid Based Dent. 2024;25:216-217.
- 151. Albanchez-González MI, Brinkmann JC, Peláez-Rico J, López-Suárez C, Rodríguez-Alonso V, Suárez-García MJ. Accuracy of Digital Dental Implants Impression Taking with Intraoral Scanners Compared with Conventional Impression Techniques: A Systematic Review of In Vitro Studies. Int J Environ Res Public Health. 2022;19:2026.
- 152. Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen Y, Kotina E, Natto Z, Kang K, Chochlidakis K. Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. Journal of Prosthodontics. 2020;29:660-678.

- 153. Nagata K, Fuchigami K, Hoshi N, Atsumi M, Kimoto K, Kawana H. Accuracy of guided surgery using the silicon impression and digital impression method for the mandibular free end: a comparative study. Int J Implant Dent. 2021;7:2.
- 154. Schmidt A, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of digital implant impressions in clinical studies: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2022;33:573-585.
- 155. Ciocan LT, Vasilescu VG, Răuță SA, Pantea M, Pițuru SM, Imre M. Comparative Analysis of Four Different Intraoral Scanners: An In Vitro Study. Diagnostics (Basel). 2024;14:1453.
- 156. Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. J Prosthet Dent. 2016;115:749-54.
- 157. Pan Y, Tsoi JKH, Lam WYH, Zhao K, Pow EHN. The cumulative effect of error in the digital workflow for complete-arch implant-supported frameworks: An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2022;33:886-899.
- 158. Sawangsri K, Leelaluk S, Ellakany P, Wade AB, Eid HW, Zaitseva D, Nassani LM, Hammoudeh HS. Impact of operator experience, scanning pattern, and arch location on the time and trueness of complete denture digitization using an intraoral scanner. J Prosthet Dent. 2025 Apr 10:S0022-3913(25)00260-4.
- 159. Rutkūnas V, Gečiauskaitė A, Jegelevičius D, Vaitiekūnas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. Eur J Oral Implantol 10 Suppl. 2017;1:101-120.
- 160. Kachhara S, Nallaswamy D, Ganapathy DM, Sivaswamy V, Rajaraman V. Assessment of intraoral scanning technology for multiple implant impressions A systematic review and meta-analysis. J Indian Prosthodont Soc. 2020;20:141-152.
- 161. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. BMC Oral Health. 2020;20:263.
- 162. Ashraf Y, Abo El Fadl A, Hamdy A, Ebeid K. Effect of different intraoral scanners and scanbody splinting on accuracy of scanning implant-supported full arch fixed prosthesis. J Esthet Restor Dent. 2023;35:1257-1263.
- 163. Alghauli MA, Aljohani W, Almutairi S, Aljohani R, Alqutaibi AY. Advancements in digital data acquisition and CAD technology in Dentistry: Innovation, clinical Impact, and promising integration of artificial intelligence. Clinical eHealth. 2025;8:32-52.
- 164. Rehmann P, Sichwardt V, Wöstmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. Int J Prosthodont. 2017;30:27-29.
- 165. Schmalzl J, Róth I, Borbély J, Hermann P, Vecsei B. The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners. BMC Oral Health. 2023;23:219.
- 166. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Kois JC. A guide for selecting the intraoral scan extension when fabricating tooth- and implant-supported fixed dental prostheses. J Esthet Restor Dent. 2024;36:85-93.
- 167. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Barmak AB, Yilmaz B, Kois JC, Alonso Pérez-Barquero J. Influence of scan extension and starting quadrant on the accuracy of four intraoral scanners for fabricating tooth-supported crowns. J Prosthet Dent. 2024 Apr 18:S0022-3913(24)00208-7
- 168. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. J Esthet Restor Dent. 2023;35:230-240.
- 169. Salem MM, Elmahy WA, Nasr DM. Effect of different intraoral scanning strategies on the marginal and internal fit of CAD-CAM inlay restorations: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2024;131:518.e1-518.e9.
- 170. Revilla-León M, Lanis A, Yilmaz B, Kois JC, Gallucci GO. Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. J Prosthodont. 2023;32:150-164.

- 171. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:836-45.
- 172. Rasaie V, Abduo J, Hashemi S. Accuracy of Intraoral Scanners for Recording the Denture Bearing Areas: A Systematic Review. J Prosthodont. 2021;30:520-539.
- 173. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. Sensors (Basel). 2020;20(4):1157.
- 174. Flügge T V, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:471-8.
- 175. Revilla-León M, Young K, Sicilia E, Cho S-H, Kois JC. Influence of definitive and interim restorative materials and surface finishing on the scanning accuracy of an intraoral scanner. J Dent. 2022;120:104114.
- 176. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. J Vis Exp. 2014;86:51374.
- 177. Chen Y, Zhai Z, Li H, Yamada S, Matsuoka T, Ono S, Nakano T. Influence of Liquid on the Tooth Surface on the Accuracy of Intraoral Scanners: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2022;31:59-64.
- 178. Rapone B, Palmisano C, Ferrara E, Di Venere D, Albanese G, Corsalini M. The Accuracy of Three Intraoral Scanners in the Oral Environment with and without Saliva: A Comparative Study. Applied Sciences. 2020;10:7762.
- 179. Agustín-Panadero R, Moreno DM, Pérez-Barquero JA, Fernández-Estevan L, Gómez-Polo M, Revilla-León M. Influence of type of restorative materials and surface wetness conditions on intraoral scanning accuracy. J Dent. 2023;134:104521.
- 180. Flügge T, Derksen W, te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans – A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. Clin Oral Implants Res. 2017;28:1113-1118.
- Chackartchi T, Romanos GE, Parkanyi L, Schwarz F, Sculean A. Reducing errors in guided implant surgery to optimize treatment outcomes. Periodontol 2000. 2022;88:64-72.
- 182. Cucchiara R, Lamma E, Sansoni T. An image analysis approach for automatically re-orienteering CT images for dental implants. Computerized Medical Imaging and Graphics. 2004;28:185-201.
- 183. Kakehbaraei S, Seyedarabi H, Zenouz AT. Dental Segmentation in Cone-beam Computed Tomography Images Using Watershed and Morphology Operators. J Med Signals Sens. 2018;8:119-124.
- 184. Xiang B, Lu J, Yu J. Evaluating tooth segmentation accuracy and time efficiency in CBCT images using artificial intelligence: A systematic review and Meta-analysis. J Dent. 2024;146:105064.
- 185. Li J, Erdt M, Janoos F, Chang T, Egger J. Medical image segmentation in oralmaxillofacial surgery. In: Computer-Aided Oral and Maxillofacial Surgery. Elsevier, pp. 2021;1-27.
- 186. Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing, 4th Edition. Pearson Education Limited; 2018
- 187. Zhang L, Li W, Lv J, Xu J, Zhou H, Li G, Ai K. Advancements in oral and maxillofacial surgery medical images segmentation techniques: An overview. J Dent. 2023;138:104727.
- 188. Alahmari M, Alahmari M, Almuaddi A, Abdelmagyd H, Rao K, Hamdoon Z, Alsaegh M, Chaitanya NCSK, Shetty S. Accuracy of artificial intelligence-based segmentation in maxillofacial structures: a systematic review. BMC Oral Health. 2025;25:350.

- 189. Abesi F, Hozuri M, Zamani M. Performance of artificial intelligence using conebeam computed tomography for segmentation of oral and maxillofacial structures: A systematic review and meta-analysis. J Clin Exp Dent. 2023;15:e954-e962.
- 190. Elgarba BM, Ali S, Fontenele RC, Meeus J, Jacobs R. An AI-based tool for prosthetic crown segmentation serving automated intraoral scan-to-CBCT registration in challenging high artifact scenarios. J Prosthet Dent. 2025;134:191-198.
- 191. Adel SM, Vaid NR, El-Harouni N, Kassem H, Zaher AR. Digital model superimpositions: are different software algorithms equally accurate in quantifying linear tooth movements? BMC Oral Health. 2022;22:103.
- 192. Kim BC, Lee CE, Park W, Kang SH, Zhengguo P, Yi CK, Lee S-H. Integration accuracy of digital dental models and 3-dimensional computerized tomography images by sequential point- and surface-based markerless registration. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2010;110:370-378.
- 193. Deferm JT, Nijsink J, Baan F, Verhamme L, Meijer G, Maal T. Soft tissue-based registration of intraoral scan with cone beam computed tomography scan. Int J Oral Maxillofac Surg. 2022;51:263-268.
- 194. Becker K, Wilmes B, Grandjean C, Drescher D. Impact of manual control point selection accuracy on automated surface matching of digital dental models. Clin Oral Investig. 2018;22:801-810.
- 195. Elgarba BM, Fontenele RC, Ali S, Swaity A, Meeus J, Shujaat S, Jacobs R. Validation of a novel AI-based automated multimodal image registration of CBCT and intraoral scan aiding presurgical implant planning. Clin Oral Implants Res. 2024;35:1506-1517.
- 196. Preda F, Nogueira-Reis F, Stanciu EM, Smolders A, Jacobs R, Shaheen E. Validation of automated registration of intraoral scan onto Cone Beam Computed Tomography for an efficient digital dental workflow. J Dent. 2024;149:105282.
- 197. Rouzé l'Alzit F, Cade R, Naveau A, Babilotte J, Meglioli M, Catros S. Accuracy of commercial 3D printers for the fabrication of surgical guides in dental implantology. J Dent. 2022;117:103909.
- 198. Zhivago P. Three-Dimensional Printing in Prosthodontics, Restorative, and Surgical Dentistry. Dent Clin North Am. 2025;69:275-298.
- 199. International Organization for Standardization; ASTM International. ISO/ASTM 52900:2021 Additive manufacturing General principles Fundamentals and vocabulary; 2021.
- 200. Kessler A, Le V, Folwaczny M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. Clin Oral Implants Res. 2021;32:1097-1104.
- 201. Lo Russo L, Pierluigi M, Zhurakivska K, Digregorio C, Lo Muzio E, Laino L. Three-Dimensional Accuracy of Surgical Guides for Static Computer-Aided Implant Surgery: A Systematic Review. Prosthesis. 2023;5:809-825.
- 202. Chen J V, Dang ABC, Dang A. Comparing cost and print time estimates for six commercially-available 3D printers obtained through slicing software for clinically relevant anatomical models. 3D Print Med. 2021;7:1.
- 203. Rothlauf S, Pieralli S, Wesemann C, Burkhardt F, Vach K, Kernen F, Spies BC. Influence of planning software and template design on the accuracy of static computer assisted implant surgery performed using guides fabricated with material extrusion technology: An in vitro study. J Dent. 2023;132:104482.
- 204. Zhou L, Miller J, Vezza J, Mayster M, Raffay M, Justice Q, Al Tamimi Z, Hansotte G, Sunkara LD, Bernat J. Additive Manufacturing: A Comprehensive Review. Sensors. 2024;24:2668.

- 205. Morón-Conejo B, Berrendero S, Salido MP, Zarauz C, Pradíes G. Accuracy of surgical guides manufactured with four different 3D printers. A comparative in vitro study. J Dent. 2024;148:105226.
- 206. Kessler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M. Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. J Prosthet Dent. 2022;128:196-204.
- 207. Daoud GE, Pezzutti DL, Dolatowski CJ, Carrau RL, Pancake M, Herderick E, VanKoevering KK. Establishing a point-of-care additive manufacturing workflow for clinical use. J Mater Res. 2021;36:3761-3780.
- 208. Ammoun R, Dalal N, Abdulmajeed AA, Deeb GR, Bencharit S. Effects of two Postprocessing Methods onto Surface Dimension of in-Office Fabricated Stereolithographic Implant Surgical Guides. J Prosthodont. 2021;30:71-75.
- 209. Vara R, Lin W, Low JK, Smith D, Grimm A, Calvert G, Tadakamadla SK, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Assessing the Impact of Resin Type, Post-Processing Technique, and Arch Location on the Trueness and Precision of 3D-Printed Full-Arch Implant Surgical Guides. Applied Sciences. 2023;13:2491.
- 210. Ozden YE, Ozden I, Kayahan ZO, Kazazoglu E. The effect of storage conditions and duration on dimensional stability of 3D-printed endoguides. BMC Oral Health. 2025;25:641.
- 211. Ntovas P, Marchand L, Basir B, Kudara Y, Revilla-Leon M, Att W. Effect of Storage Conditions and Time on the Dimensional Stability of 3D Printed Surgical Guides: An In Vitro Study. Clin Oral Implants Res. 2025;36:92-99.
- 212. Noharet R, Pettersson A, Bourgeois D. Accuracy of implant placement in the posterior maxilla as related to 2 types of surgical guides: a pilot study in the human cadaver. J Prosthet Dent. 2014;112:526-32.
- 213. Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Salomó-Coll O, Wang H-L. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review. Ann Anat. 2019;225:1-10.
- 214. Li J, Meneghetti PC, Galli M, Mendonca G, Chen Z, Wang H-L. Open-sleeve templates for computer-assisted implant surgery at healed or extraction sockets: An in vitro comparison to closed-sleeve guided system and free-hand approach. Clin Oral Implants Res. 2022;33:757-767.
- 215. Guentsch A, An H, Dentino AR. Precision and trueness of computer-assisted implant placement using static surgical guides with open and closed sleeves: An in vitro analysis. Clin Oral Implants Res. 2022;33:441-450.
- 216. Hang J, Guentsch A. Are Sleeves Necessary in Static Computer-Assisted Implant Surgery? A Comparative In Vitro Analysis. Clin Oral Implants Res. 2025;36:117-126.
- 217. Dulla FA, Couso-Queiruga E, Chappuis V, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Raabe C. Influence of alveolar ridge morphology and guide-hole design on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery with two implant macro-designs: An in vitro study. J Dent. 2023;130:104426.
- 218. Guentsch A, Bjork J, Saxe R, Han S, Dentino AR. An in-vitro analysis of the accuracy of different guided surgery systems They are not all the same. Clin Oral Implants Res. 2023;34:531-541.
- 219. Sittikornpaiboon P, Arunjaroensuk S, Kaboosaya B, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. Comparison of the accuracy of implant placement using different drilling systems for static computer-assisted implant surgery: A simulation-based experimental study. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;23:635-643.
- 220. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. Clin Oral Implants Res. 2013;24:630-4.

- 221. Sarhan MM, Khamis MM, El-Sharkawy AM. Evaluation of the accuracy of implant placement by using fully guided versus partially guided tissue-supported surgical guides with cylindrical versus C-shaped guiding holes: A split-mouth clinical study. J Prosthet Dent. 2021;125:620-627.
- 222. Raabe C, Schuetz TS, Chappuis V, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Couso-Queiruga E. Accuracy of keyless vs drill-key implant systems for static computer-assisted implant surgery using two guide-hole designs compared to freehand implant placement: an in vitro study. Int J Implant Dent. 2023;9:4.
- 223. Adams CR, Ammoun R, Deeb GR, Bencharit S. Influence of Metal Guide Sleeves on the Accuracy and Precision of Dental Implant Placement Using Guided Implant Surgery: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2023;32:62-70.
- 224. El Kholy K, Janner SFM, Schimmel M, Buser D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21:101-107.
- 225. Gargallo-Albiol J, Ortega-Martínez J, Salomó-Coll O, López-Boado AP, Paternostro-Betancourt D, Hernández-Alfaro F. Mouth opening limitation and influence of age and surgical location for static fully guided dental implant placement: an observational, cross-sectional clinical study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2024;53:526-532.
- 226. Gökçe B, Destan UI, Ozpinar B, Sonugelen M. Comparison of mouth opening angle between dentate and edentulous subjects. Cranio. 2009;27:174-9.
- 227. Greenbaum T, Pitance L, Kedem R, Emodi-Perlman A. The mouth-opening muscular performance in adults with and without temporomandibular disorders: A systematic review. J Oral Rehabil. 2022;49:476-494.
- 228. D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14:321-35.
- 229. Raico Gallardo YN, da Silva-Olivio IRT, Mukai E, Morimoto S, Sesma N, Cordaro L. Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: a systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2017;28:602-612.
- 230. Balaguer-Martí JC, Canet-López Á, Peñarrocha-Diago M, Romeo-Rubio M, Peñarrocha-Diago M, García-Mira B. Influence of Splint Support on the Precision of Static Totally Guided Dental Implant Surgery: A Systematic Review and Network Meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2023;38:157-168.
- 231. Naeini EN, Atashkadeh M, De Bruyn H, D'Haese J. Narrative review regarding the applicability, accuracy, and clinical outcome of flapless implant surgery with or without computer guidance. Clin Implant Dent Relat Res. 2020;22:454-467.
- 232. Vercruyssen M, Hultin M, Van Assche N, Svensson K, Naert I, Quirynen M. Guided surgery: accuracy and efficacy. Periodontol 2000. 2014;66:228-46.
- 233. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. J Oral Maxillofac Surg. 2009;67:394-401.
- 234. Lin C-C, Ishikawa M, Maida T, Cheng H-C, Ou K-L, Nezu T, Endo K. Stereolithographic Surgical Guide with a Combination of Tooth and Bone Support: Accuracy of Guided Implant Surgery in Distal Extension Situation. J Clin Med. 2020;9:709.
- 235. Mai H-N, Lee D-H. Effects of supporting conditions and anchor microscrew on the stabilization of the implant guide template during the drilling process: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2020;124:727.e1-727.e8.

- 236. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. J Periodontol. 2010;81:43-51.
- 237. Nguyen M, Nguyen HKK, Nguyen TN, Huynh NC-N. Influence of supporting teeth quantity of surgical guide on the accuracy of the immediate implant in the maxillary central incisor: an in vitro study. BDJ Open. 2024;10:100.
- 238. El Kholy K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. Clin Oral Implants Res. 2019;30:1067-1075.
- 239. Wu Q, Lou Y, Sun J, Xie C, Wu J, Yu H. Accuracy of the novel digital non-cross-arch surgical guides with integration of tooth undercut retention and screw-bone support for implant placement in mandibular free-end. BMC Oral Health. 2024;24:550.
- 240. Limmeechokchai S, Goodacre C, Kan JYK, Adams B. Vertical Mouth Opening Requirements for CAD/CAM Fully Guided Implant Surgery: An Analysis of Different Implant Systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 2024;47-51.
- 241. Park W-J, Kim K-S, Cho S-H, Lee SY. Efficacy of Novel Digital-Based Surgical Guide in the Limited Interocclusal Distance. Bioengineering. 2024;11:1177.
- 242. Wu YT, Papaspyridakos P, Kang K, Finkelman M, Kudara Y, De Souza AB. Accuracy of Different Surgical Guide Designs for Static Computer-Assisted Implant Surgery: An In Vitro Study. J Oral Implantol. 2022;48:351-357.
- 243. Shi Y, Wang J, Ma C, Shen J, Dong X, Lin D. A systematic review of the accuracy of digital surgical guides for dental implantation. Int J Implant Dent. 2023;9:38.
- 244. Pessoa R, Siqueira R, Li J, Saleh I, Meneghetti P, Bezerra F, Wang H, Mendonça G. The Impact of Surgical Guide Fixation and Implant Location on Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery. Journal of Prosthodontics. 2022;31:155-164.
- 245. Ye N, Wu T, Dong T, Yuan L, Fang B, Xia L. Precision of 3D-printed splints with different dental model offsets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2019;155:733-738.
- 246. Park J-Y, Song YW, Park S-H, Kim J-H, Park J-M, Lee J-S. Clinical factors influencing implant positioning by guided surgery using a nonmetal sleeve template in the partially edentulous ridge: Multiple regression analysis of a prospective cohort. Clin Oral Implants Res. 2020;31:1187-1198.
- 247. Kernen F, Schlager S, Seidel Alvarez V, Mehrhof J, Vach K, Kohal R, Nelson K, Flügge T. Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. J Prosthet Dent. 2022;128:1303-1309.
- 248. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. J Prosthet Dent. 2020;123:85-95.
- 249. Katsoulis J, Müller P, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. Clin Oral Implants Res. 2015;26:245-9.
- 250. Wu J, Shui Y, Xie C, Wu Q, Yu M, Luo T, Zhao Y, Yu H. Effect of fabrication methods and number of supporting teeth on the surface accuracy and dimensional stability of implant surgical guides. J Prosthet Dent. 2025;133:530.e1-530.e9.
- 251. Raabe C, Abou-Ayash S, Yilmaz B, Surbek FJ, Chappuis V, Couso-Queiruga E. Positional accuracy during the sequence of static computer-assisted implant surgery in three alveolar ridge morphologies: An in vitro study. J Prosthodont. 2025;34:78-85.
- 252. Putra RH, Yoda N, Iikubo M, Kataoka Y, Yamauchi K, Koyama S, Cooray U, Astuti ER, Takahashi T, Sasaki K. Influence of bone condition on implant placement accuracy with computer-guided surgery. Int J Implant Dent. 2020;6:62.
- 253. Cassetta M, Stefanelli L V, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S. Depth deviation and occurrence of early surgical complications or unexpected events using a single stereolithographic surgi-guide. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:1377-87.
- 254. Kennedy E. Partial denture construction. Dent Items Interest. 1925;47:541-552.

- 255. McGarry TJ, Nimmo A, Skiba JF, Ahlstrom RH, Smith CR, Koumjian JH, Arbree NS. Classification system for partial edentulism. J Prosthodont. 2002;11:181-93.
- 256. Al-Johany SS, Andres C. ICK classification system for partially edentulous arches. J Prosthodont. 2008;17:502-7.
- 257. Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. Compend Contin Educ Dent. 1983;4:437-53.
- 258. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988;17:232-236.
- Urban IA, Monje A, Nevins M, Nevins ML, Lozada JL, Wang H-L. Surgical Management of Significant Maxillary Anterior Vertical Ridge Defects. Int J Periodontics Restorative Dent. 2016;36:329-37.
- 260. Miller SC. Textbook of Periodontia. Blakiston Co., Philadelphia, USA; 1950.
- 261. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. Dent Today. 1988;7:39-40.
- 262. Sicilia A, Botticelli D. Computer-guided implant therapy and soft- and hard-tissue aspects. The Third EAO Consensus Conference 2012. Clin Oral Implants Res. 2012;23:157-161.
- 263. Tallarico M, Martinolli M, Kim Y, Cocchi F, Meloni SM, Alushi A, Xhanari E. Accuracy of Computer-Assisted Template-Based Implant Placement Using Two Different Surgical Templates Designed with or without Metallic Sleeves: A Randomized Controlled Trial. Dent J (Basel). 2019;7(2):41.
- 264. Huang L, Liu L, Yang S, Khadka P, Zhang S. Evaluation of the accuracy of implant placement by using implant positional guide versus freehand: a prospective clinical study. Int J Implant Dent. 2023;9:45.
- 265. Wang X, Shujaat S, Shaheen E, Jacobs R. Quality and haptic feedback of threedimensionally printed models for simulating dental implant surgery. J Prosthet Dent. 2024;131:660-667.
- 266. Cassetta M, Di Mambro A, Di Giorgio G, Stefanelli L V., Barbato E. The Influence of the Tolerance between Mechanical Components on the Accuracy of Implants Inserted with a Stereolithographic Surgical Guide: A Retrospective Clinical Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17:580-588.
- 267. Schneider D, Schober F, Grohmann P, Hammerle CHF, Jung RE. In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computer-assisted guided implantology produced by 3-D printing. Clin Oral Implants Res. 2015;26:320-325.
- 268. Schulz MC, Hofmann F, Range U, Lauer G, Haim D. Pilot-drill guided vs. full-guided implant insertion in artificial mandibles-a prospective laboratory study in fifth-year dental students. Int J Implant Dent. 2019;5:23.
- 269. Abduo J, Lau D. Effect of Manufacturing Technique on the Accuracy of Surgical Guides for Static Computer-Aided Implant Surgery. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35:931-938.
- 270. Thanasrisuebwong P, Pimkhaokham A, Jirajariyavej B, Bencharit S. Influence of the Residual Ridge Widths and Implant Thread Designs on Implant Positioning Using Static Implant Guided Surgery. Journal of Prosthodontics. 2023;32:340-346.
- 271. El Kholy K, Ebenezer S, Wittneben J, Lazarin R, Rousson D, Buser D. Influence of implant macrodesign and insertion connection technology on the accuracy of static computer-assisted implant surgery. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21:1073-1079.
- 272. Chen Z, Liu Y, Xie X, Deng F. Influence of bone density on the accuracy of artificial intelligence–guided implant surgery: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2024;131:254-261.

## **MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS**

### Straipsniai disertacijos tema leidiniuose, referuojamuose duomenų bazėje "Clarivate Analytics Web of Science" ir turinčiuose citavimo rodiklį:

- Kasradze, David; Kubilius, Ričardas. Influence of guide support on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery (sCAIS) in partially edentulous cases using a keyless guiding system: an in vitro study // BMC Oral Health, 2025, t. 25, nr. 1, p. 1- 12, ISSN 1472-6831. doi:10.1186/s12903-025-05955-x. Science Citation Index Expanded (Web of Science); Scopus; PubMed. [S1] [M.kr.: M002] [Citav. rodiklis: 2.6, bendr. cit. rod.: 2.359, kvartilis: Q1 (2023. InCites JCR SCIE)] [Indėlis: 0.5, indeksas: 0.551]
- Kasradze, David; Kubilius, Ričardas. The Influence of Guiding Concept on the Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery in Partially Edentulous Cases: An In Vitro Study // Medicina, 2025, t. 61, nr. 4, p. 1- 14, ISSN 1648-9144, 1010-660X. doi:10.3390/medicina61040617. Prieiga per internetą: . Science Citation Index Expanded (Web of Science); Scopus; PubMed; PubMed Central; MEDLINE. [S1] [M.kr.: M002] [Citav. rodiklis: 2.4, bendr. cit. rod.: 3.324, kvartilis: Q1 (2023. InCites JCR SCIE)] [Indėlis: 0.5, indeksas: 0.361]

### Straipsniai disertacijos tema recenzuojamuose mokslo leidiniuose, referuojamuose kitose duomenų bazėse:

 Kasradze, David; Segalytė, Erika; Kubilius, Ričardas. Influence of clinical and technical parameters on accuracy of guided implant placement. Systematic review and meta-analysis. Journal of osseointegration. Milano: Ariesdue srl., 2021, vol. 13, no. 4., 2021-10-11, p. 198-219.

### Disertacijos tema pristatytų pranešimų sąrašas:

- 1. **Kasradze, David.** The accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery using a drill-key guiding system in a partially edentulous models. Health for All 2025 "Healthy beginnings, hopeful futures" : Abstract Book : April 4th, 2025, 2025-04-04, Kaunas, Lietuva p. 50-51
- Kasradze, David; Kubilius, Ričardas. Influence of Guide Support on Accuracy of Static Guided Implant Surgery Using Keyless Drilling System in Partially Edentulous Cases: An In Vitro Study. Journal of Clinical Periodontology : EuroPerio11, May 14-17, 2025, Viena, Austrija : E-Poster Clinical Report Presentation, 2025-05-12, vol. 52, no. Suppl. 28, p. 542-542

- Kasradze, David; Kubilius, Ričardas. Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery in Partially Edentulous Cases: An In Vitro Study. ADI Team Congress 2025: The Implant Aesthetic Kaleidoscope: Vision, Precision, transformation, May 1-3, 2025, Brighton, United Kingdom
- Kasradze, David; Dantų atramos kiekio įtaka statinės gidinės implantacijos tikslumui daliniuose dantų eilių defektuose. Tarptautinė osteointegracijos ir periodontologijos diena 2025, gegužės 9, 2025, Kaunas, Lietuva

### Kitos publikacijos:

- 1. **Kasradze, David**; Juodžbalys, Gintaras; Guobis, Žygimantas; Gervickas, Albinas; Cicciù, Marco. Genetic and proteomic biomarkers of head-and-neck cancer: A systematic review : review article. Journal of cancer research and therapeutics. Mumbai, India : Wolters Kluwer, 2020, vol. 16, no. 3., 2020-04-01, p. 410-424.
- 2. Grinkevičius P, **Kasradze D**, Kasradze A, Gervickas A, Žilinskas J. The role of antibiotic prophylaxis for healthy patients in tooth extraction and implantation procedures: A systematic review. Stomatologija. 2024;26(3):57-67. PMID: 40493951.

## PUBLIKACIJŲ KOPIJOS

Kasradze and Kubilius BMC Oral Health (2025) 25:563 https://doi.org/10.1186/s12903-025-05955-x

#### RESEARCH

**BMC Oral Health** 

**Open Access** 



Influence of guide support on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery (sCAIS) in partially edentulous cases using a keyless guiding system: an in vitro study

David Kasradze<sup>1\*</sup> and Ricardas Kubilius<sup>1</sup>

#### Abstract

**Purpose** To evaluate the influence of guide support on the accuracy of sCAIS using a keyless guiding system in different cases of partial edentulism.

**Methods** Sixty polyamide models of partially edentulous maxillae, simulating anterior and posterior single-tooth gaps as well as anterior and distal extended edentulous areas, were fabricated. Full-arch, 2-teeth, and 4-teeth supported surgical guides were used to place implants at FDI 15, 17, 21, 26 sites in Model A and at FDI 12, 22, 15 sites in Model B. In total, 210 replica implants were placed using 120 surgical guides in seven implantation sites. Three-dimensional crestal and apical, angular and vertical deviations from the planned implant positions were compared using the Kruskal-Wallis H test with Dunn's procedure for multiple pairwise comparisons.

**Results** Overall median 3D crestal and apical deviations of implants placed with 2-teeth guide support (0.62 mm [0.45–0.84], 0.92 mm [0.69–1.25]) and 4-teeth guide support (0.65 mm [0.52–0.81], 1.01 mm [0.8–1.26]) were significalty lower compared to the full-arch support group (0.86 mm [0.63–0.98], 1.26 mm [0.98–1.52]) with values of p < 0.017. Overall angular and vertical deviations of implants placed with 2-teeth guide support (2.61° [1.71–3.75], 0.32 mm [0.15–0.44]) were significantly lower compare to the full-arch support to the full-arch support group (3.22° [2.25–4.41], 0.46 mm [0.24–0.62]). In the subgroup analysis, implants placed at the FDI 12, 22, and 15 positions exhibited significantly higher 3D and angular deviations of were significantly lower with 2-teeth guide support, whereas the 3D apical and angular deviations of were significantly lower with 2-teeth guide support at the FDI 12 iste.

**Conclusions** The deviations in all guide support groups did not exceed the recommended safety margins. Statistically significant differences were found between guide support groups, with influence of guide support on the accuracy of sCAIS varying across different implantation sites.

Trial registration Not applicable.

**Keywords** Static Computer-Assisted Implant Surgery, Guided implant placement, Implantology, Guide support, Partial edentulism

\*Correspondence: David Kasradze david.kasradze@Ismu.lt; davidkasradze@gmail.com "Department of Maxillofacial Surgery, Lithuanian University of Health Sciences, Eiveniu Street 2, Kaunas 50161, Lithuania



The Author(s) 2025. Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License, which permits any non-commercial use, sharing, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if you modified the licensed material. You do not have permission under this licence to share adapted material derived from this article are induced in the article's Creative Commons licence, and indicate if you modified the material in material in material article are induced in the article's Creative Commons licence, uses indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence, and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to tobatin permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, wish http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/40/.

#### Background

Static Computer-Assisted Implant Surgery (sCAIS) has become a reliable approach in contemporary implant dentistry due to its prosthetically driven approach and enhanced accuracy in transferring planned implant positions to clinical reality [1, 2]. However, despite its advantages, studies have reported deviations between planned and actual implant positions. Correct implant position is crucial for long-term success, as optimal implant-totooth and interimplant distances, depth, and angulation contribute to proper occlusion, restoration design, balanced implant loading, and the stability of peri-implant tissues [3–5].

The optimal guide support should be balanced towards the surgical accuracy, treatment costs, and anatomical limitations [1, 6]. Earlier studies have shown that the accuracy of sCAIS is higher in partially edentulous cases, where tooth-supported guides can be used, compared to fully edentulous cases that rely on mucosa- or bonesupported guides [7, 8]. However, even within partially edentulous cases, the influence of guide support on the accuracy of sCAIS can vary across different clinical situations. The number, type, and distribution of supporting teeth have been shown to affect the accuracy [9, 10].

Deviations in implant placement are cumulation of errors occuring at different stages of the sCAIS workflow [1–3, 5, 11–16]. Accuracy can be influenced by anatomical factors (such as alveolar ridge density and morphology, soft tissue interference) [17, 18], environment-related factors (patient movement, limited mouth opening, the presence of saliva and blood, and compromised accessibility or visibility) [11], and technical variables related to the data acquisition (errors in CBCT and optical scans) [2], guide manufacturing (errors in 3D printing), guiding concepts (e.g., fully-guided vs. halfguided vs. pilot-guided [8, 16, 19]; drill-key vs. keyless vs. hybrid systems [20–23]), and guide design (such as guide material [24], sleeve length [25], free drilling distance [26], and tolerance between surgical components [27, 28]).

To simplify the surgical workflow and reduce tolerances between surgical components, manufacturers have introduced keyless (KL) guiding concepts. These systems eliminate the need for drill keys by modifying the drill shank to fit directly into the sleeve hole. However, due to the relative recency of KL systems there is limited information on their accuracy, particularly in different cases of partial edentulism. Recent studies comparing the accuracy of different guiding systems for sCAIS have reported inconsistent results and included limited variety of partial edentulism types [20–23].

With regards to the numerous potential confounding factors it is challenging to interpret the findings on the accuracy of a particular guiding system in a specific type of partial edentulism. Therefore, the evaluation of changing technical variales requires standardized study designs.

This study aimed to evaluate the influence of guide support on the accuracy of sCAIS using a keyless guiding system in various cases of partial edentulism. The null hypothesis was that the guide support would have no effect on the accuracy of sCAIS across different types of partial edentulism.

#### Methods

Anonymized CBCT andoptical scan data of fully dentulous maxilla were used to digitally create two prototype models of partially edentulous maxillae. To simulate different types of partial edentulism, teeth at the Federal Dentaire Internationale (FDI) positions 15, 16, 17, 21, and 26 were digitally removed in model A, while teeth at FDI positions 11, 12, 21, 22, and 15 were removed in model B (Fig. 1). Implantation sites were designed as fully healed alveolar sockets with sufficient alveolar ridge for implant placement. Sixty polyamide-12 (PA2200) anatomical models were fabricated using an EOS P 396 printer with Selective Laser Sintering (SLS) technology.



Fig. 1 Digital prototypes of anatomical maxillary models with designed edentulous areas



Fig. 2 Picture illustrating full-arch supported guides for anatomical models A (right) and B (left)



Fig. 3 Picture illustrating 2-teeth supported guides for anatomical models A (right) and B (left)

Cone Beam Computed Tomography scans (Orthoplos SL 3D, Dentsply Sirona Inc, Charlotte, USA) and optical surface scans (Medit i700, Medit Corp., Seoul, South Korea) were acquired for each prototype model. During CBCT scanning, the models were positioned on a foam block at the center of the field of view, and standard exposure parameters were set for both prototype models ( $11 \times 10$  cm, 80 µm voxel size, 85 kV, 6 mA, 14.4 s). The digital datasets were uploaded into digital treatment planning software (exoplan Rijeka 3.1, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) to perform digital wax-up and implant positioning at the designated implantation sites.

For each implantation site, surgical guides with 2-teeth, 4-teeth, and full-arch support were designed by the same investigator, resulting in 12 guide prototypes (Figs. 2, 3 and 4):

#### Model A

- 1. Full-arch supported guide (guide holes at FDI 15-x-17, 21, 26).
- 2. 2-teeth supported guide (FDI 15-x-17).
- 3. 2-teeth supported guide (FDI 21).
- 4. 2-teeth supported guide (FDI 26).
- 5. 4-teeth supported guide (FDI 15-x-17).
- 6. 4-teeth supported guide (FDI 21).

7. 4-teeth supported guide (FDI 26).

#### Model B

- 8. Full-arch supported guide (guide holes at FDI 12-x-x-22, 15).
- 9. 2-teeth supported guide (FDI 15).
- 10.2-teeth supported guide (FDI 12-x-x-22).
- 11.4-teeth supported guide (FDI 15).
- 12.4-teeth supported guide (FDI 12-x-x-22).

The free drilling distance (FDD), defined as the distance from the bottom of the sleeve to the tip of osteotomy, was 17 mm [26]. Prior to selection, several different radial sleeve offsets were tested by an experienced investigator in surgical guide manufacturing to ensure the most adequate fit, and was set to 0.025 mm. The surgical guide bottom offset was set to 0.1 mm, and material thickness to 3 mm. A total of 120 surgical guides (10 per prototype) were fabricated using Digital Light Processing (DLP) technology with the Asiga Max UV (Asiga, Sydney, Australia) 3D printer and a compatible printing material for surgical guides (DentaGuide, Asiga). After 3D printing, the passive fit of each surgical guide was manually and visually checked on the study models. The margins of the surgical guide top were compared to the



Fig. 4 Picture illustrating 4-teeth supported guides for anatomical models A (right) and B (left)

Tabl	e 1	Distribution a	of th	ne numl	ber of	imp	lants p	laced	in eac	h stud	y group
------	-----	----------------	-------	---------	--------	-----	---------	-------	--------	--------	---------

Number of implants				Guide suppo		
(n=)				2-teeth	4-teeth	Full-arch
Anatomical model	а	Site of implantation (FDI)	15	10	10	10
			17	10	10	10
			21	10	10	10
			26	10	10	10
	b		15	10	10	10
			12	10	10	10
			22	10	10	10

STL models in the digital planning software. The original manufacturer's metal sleeves were incorporated into the corresponding sleeve holes and verified by a dental technician experienced in the surgical guide manufacturing. Seventy implant replicas of  $4 \times 10$  mm Megagen Anyridge (Megagen, Daegu, South Korea) per guide support group were inserted at seven implantation sites. (Table 1). New, original surgical kits (R2GATE, Megagen, Daegu, South Korea) and the manufacturer's drilling sequence protocol was used to prepare osteotomies.

#### Study groups

Three different guide support groups were evaluated in seven implantation sites of partially edentulous models. Full-arch, 2-teeth and 4-teeth supported surgical guides were used to place implants at FDI 15, 17, 21, 26 sites in model A and at FDI 12, 22, 15 sites in model B (Table 1).

Implantation sites were simulating six types of edentulous areas:

- Anterior single tooth gap (AntSTG) at FDI 21 site.
- Anterior extended edentulous area 1 (AntExt1) at FDI 12 site.
- Anterior extended edentulous area 2 (AntExt2) at FDI 22 site.
- Proximal posterior single tooth gap (ProPosSTG) at FDI 15 site.
- Distal posterior single tooth gap (DisPosSTG) at FDI 26 site.
- Proximal site of distal extension area (ProDE) at FDI 15 site.
- Distal site of distal extension area (DisDE) at FDI 17 site.

The arrangement of guide-supporting teeth in 2- and 4-teeth support groups depended on the type of edentulism (Figs. 2, 3 and 4). In AntExt1, AntExt2, AntSTG, and PorPostSTG sites, the supporting teeth were evenly distributed mesiodistally. In the distal extension area, the teeth were distributed mesially to the implantation site. At the DisPosSTG site, guides with 4-teeth support were supported by three teeth mesially and one distally.

#### Accuracy measurements

After implant placement, scan bodies were screwed onto implants according to manufacturer's recommendations, and digital dental impression data were acquired (Medit i700, Medit). Standard Tesselation Language (STL) datasets of planned and post-operative implant positions were uploaded to the 3D inspection software (Zeiss Inspect Optical 3D, Carl Zeiss). Each dataset with actual implant positions was superimposed with reference model using occlusal surfaces of the teeth as alignment references. To evaluate the deviations between planned and actual implant positions 3D crestal, 3D apical, vertical linear and angular deviations were measured (Fig. 5). To conduct measurements a best-fit cones and planes on coronal and apical surfaces were generated. Central axes for each cone were generated automatically by the software. Intersections points between central axes and apical and coronal planes were referred to as crestal and apical points of virtual implants. Euclidean distances between corresponding intersection points were considered as 3D apical and crestal deviations. Vertical linear deviation was considered the perpendicular distance from the

Verical linear deviation Planned position Planned position Actual position 3D Deviation at Apex Angular Deviation

Fig. 5 Schematic definition of the measured deviations between the planned and actual implant positions

central intersection point of the actual coronal plane to the nominal plane. Angular distance was a measure of angle between the central axes of nominal and actual virtual implants.

The accuracy of implants was compared between study groups. The International Organization for Standardization (ISO) defines accuracy by trueness and precision [29]. Trueness refers to the closeness of agreement between the test results and a reference value which was defined by deviations between planned and actual implant positions. Whereas precision refers to the closeness of agreement between the test results and is defined by a variability between the measurements and was expressed as standard deviations of the results, where less precision was reflected by a larder standard deviation.

#### Statistical analysis

Statistical analysis was conducted with IBM SPSS Statistics software version 29.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). The methodology was reviewed by an experienced independent statistician. First, the descriptive statistics were summarized including the mean, standard deviation, median, minimum and maximum values, as well as the 25th and 75th percentiles.

The normality of the data distribution was evaluated using histograms, Q-Q plots, and the Shapiro-Wilk and Kolmogorov-Smirnov tests. Intergroup homogeneity of variance homogeneity was examined using a Levene's test. The Kolmogorov-Smirnov test was performed on overall data and showed that the distribution of 3D crestal, angular and vertical deviations departed significantly from normality (D (210) = 0.067, p = 0.024, D (210) = 0.09, p < 0.001 and D(210) = 0.073, p = 0.009respectively). Since, the sample size data of separate subgroups of implantation sites was smaller (n = 30), a Shapiro-Wilk test was performed and showed significant departure from normality of distribution measurements in part of the subgroups. Based on these outcomes and visual examination of the histograms and the Q-Q plots, it was decided to use a non-parametric test. A Kruskal-Wallis H test was used to determine if there are statistically significant differences between the tested groups of guide support. Values of p < 0.05 were considered as statistically significant. Pairwise comparisons were performed using Dunn's procedure with a Bonferroni correction for multiple comparisons with statistical significance accepted at the p < 0.017 level (p < 0.05 / 3).

#### Results

Ten implants per guide support group were placed in seven implantation sites (AntExt1, AntExt2, AntSTG, ProPosSTG, DisPosSTG, ProDE, and DisDE). All 210 placed implants were included in the analysis. A total of

**Table 2** Values of deviations in different guide support groups. Value of P of the Krusak-Wallis H test for each outcome measurement. Asterisks indicate statistically significant differences between groups with values of p < 0.017 of Dunn's procedure accepted as significant after bonferroni correction. Df – degrees of freedom,  $x^2$  – value of chi-square test

Outcome	Number of gui	p value		
	2	4 Full-arch		
	Median [25-75	Q]		_
3D de- viation at crest	0.62 [0.45-0.84] <sup>*</sup>	0.65 [0.52- 0.81] **	0.86 [0.63-0.98] *,**	× <sup>2</sup> =21.636, df=2, p<0.001; **** p<0.001
3D de- viation at apex	0.92 [0.69-1.25] <sup>*</sup>	1.01 [0.80- 1.26] **	1.26 [0.98-1.52] *,**	× <sup>2</sup> =17.682, df=2, p<0,001; *p<0,001; **p=0.002
Angular deviation	2.61 [1.71-3.75] <sup>*</sup>	2.68 [2.03-3.41]	3.22 [2.25- 4.41] *	x <sup>2</sup> =6.923, df=2, p=0.031; *p<0.012
Vertical linear deviation	0.32 [0.15-0.44] <sup>*</sup>	0.35 [0.18-0.49]	0.46 [0.24-0.62]*	x <sup>2</sup> =9.824, df=2, p=0.007; *p=0.002

840 measurements were obtained after the registration of four deviation outcomes for each implant.

Overall median 3D deviations for 2-teeth guide support group were 0.62 mm [0.45-0.84] at implant crest, 0.92 mm [0.69-1.25] at apex, angular  $-2.61^{\circ}$  [1.71-3.75], and vertical linear -0.32 mm [0.15-0.44]. For the 4-teeth support group, the median 3D deviation at crest was 0.65 mm [0.52-0.81], at apex -1.01 mm [0.8-1.26], angular deviation  $-2.88^{\circ}$  [2.03-3.41], and vertical linear deviation -0.35 mm [0.18-0.49]. For the full-arch support group, the median 3D deviation at crest was 0.65 mm [0.63-0.98], at apex -1.26 mm [0.98-1.52], angular deviation  $-3.22^{\circ}$  [2.25-4.41], vertical linear deviation -0.46 mm [0.24-0.62]. The differences in in median 3D crestal, 3D apical, angular and vertical linear deviations

between 2-teeth and full-arch supported groups were statistically significant with values of p < 0.017. In terms of precision, the Levene's test for each deviation measurement showed no statistically significant differences, suggesting the equal variances of the data between the groups. The results of deviations on overall data are summarized in Table 2.

#### Accuracy results at the different sites of implantation

A separate analysis compared the three guide support groups at specific implantation sites (Figs. 6, 7, 8 and 9). The descriptive statistics of each variable ar summarized in Tables 3, 4, 5 and 6.

The median 3D deviations at the implant crest were significantly higher at the AntExt2, ProPosSTG, and ProDE locations with full-arch supported guides compared to 2-teeth supported (0.81 mm [0.54-1.02], 0.97 mm [0.8-1.15] and 0.77 mm [0.57-0.86] vs. 0.53 mm [0.44-0.57], 0.43 mm[0.36-0.52] and 0.39 mm [0.25-0.52] with p values 0.023, < 0.001 and 0.002, respectively). Similarly, median values of 3D deviations at the implant apex were significantly higher for implants at the AntExt1, AntExt2 and ProPosSTG sites with full-arch support compared to 2-teeth support (1.54 mm [1.25-1.86], 1.51 mm [0.99-1.82] and 1.6 mm [1.11-1.9] vs. 0.93 mm [0.71-1.25], 0.8 mm [0.56-0.92] and 0.66 mm [0.53-0.8] with values of p = 0.011, p = 0.003 and p < 0.001, respectively). In contrast, for implants placed at the AntSTG location, 3D deviations at the implant apex were higher with 2-teeth support than with full-arch support (1.65 mm [1.32-2.01] vs. 1.32 mm [1.13–1.44], *p*=0.001).

Angular deviations of implants at the AntExt1 and AntExt2 positions were significantly lower with 2-teeth support when compared to 4-teeth support ( $1.98^{\circ}$  [0.86-2.78],  $2.14^{\circ}$  [1.69-2.77] vs.  $4.07^{\circ}$  [2.95-4.77],  $4.48^{\circ}$ 



2-teeth support 📕 4-teeth support 📕 Full-arch support

Fig. 6 Clustered boxplot chart illustrating 3D crestal deviation values in millimeters for each implantation site with different guide support. Asterisks indicate significant differences between the groups of guide support with a p value < 0.017 of post hoc Dunn's procedure for multiple pairwise comparisons


2-teeth support 4-teeth support Full-arch support

Fig. 7 Clustered boxplot chart illustrating 3D apical deviation values in millimeters for each implantation site with different guide support. Asterisks indicate significant differences between the groups of guide support with a p value < 0.017 of post hoc Dunn's procedure for multiple pairwise comparisons





Fig. 8 Clustered boxplot chart illustrating angular deviation values in degrees for each implantation site with different guide support. Asterisks indicate significant differences between the groups of guide support with a p value < 0.017 of post hoc Dunn's procedure for multiple pairwise comparisons

[2.88–5.24], p = 0.006, p = 0.01 respectively) and fullarch supported guides (4.32° [3.73–5.4], 4.3° [3.42–5.52], p < 0.001, p = 0.008 respectively). In contrast, angular deviations were higher with 2-teeth support compared to 4-teeth support at the AntSTG site (4.88° [3.72–5.59] vs. 2.19° [1.9–2.7], p = 0.002).

Vertical deviations were significantly higher for implants placed with full-arch support at the AntSTG and DisPosSTG positions 0.55 mm [0.49–1] and 0.73 mm [0.61–0.82] vs. 0.05 mm [0.01–0.21] and 0.4 mm [0.3–0.44 with p<0.001, p<0.001, respectively) In contrast, vertical deviations were significantly higher for implants

at the AntExt1 location placed with 2-teeth supported guides compared to implants placed with 4-teeth supported guides (0.49 mm [0.43-0.64] vs. 0.27 mm [0.17-0.40], p = 0.016).

#### Discussion

The present study examined the influence of guide support on the accuracy of sCAIS in different implantation sites using a keyless guiding system. Overall, the implant deviations in this study were clinically acceptable, not exceeding the safety margins recommended by previous authors [1, 2, 30, 31]. The null hypothesis was rejected



2-teeth support 📕 4-teeth support 📕 Full-arch support

Fig. 9 Clustered boxplot chart illustrating vertical linear deviation values in millimeters for each implantation site with different guide support. Asterisks indicate significant differences between the groups of guide support with a p value < 0.017 of post hoc Dunn's procedure for multiple pairwise comparisons

 
 Table 3
 Descriptive statistics of 3D deviation at the implant crest in millimeters for each site of implantation per guide support group

Site of	3D deviation at crest (in mm)					
implanta- tion (FDI)	2-teeth support 4-teeth support		Full-arch			
	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1 –			
	(Min – Max)	(Min – Max)	Q3] (Min – Max)			
AntExt1	0.77 [0.63 - 0.88]	0.72 [0.49 - 0.85]	0.89 [0.69 - 1.05]			
	(0.47 - 1.02)	(0.26 - 0.90)	(0.45 - 1.29)			
AntExt2	0.53 [0.44 - 0.57]	0.74 [0.51 - 0.83]	0.81 [0.54 - 1.02]			
	(0.37 - 0.62)	(0.47 - 0.96)	(0.43 - 1.27)			
ProPosSTG	0.43 [0.36 - 0.52]	0.66 [0.62 - 0.76]	0.97 [0.8 - 1.15]			
	(0.21 - 0.82)	(0.52 - 0.78)	(0.54 - 1.33)			
ProDE	0.39 [0.25 - 0.52]	0.51 [0.36 - 0.55]	0.77 [0.57 - 0.86]			
	(0.21 - 0.82)	(0.29 - 0.59)	(0.42 - 0.92)			
DisDE	0.84 [0.62 - 1.08]	0.82 [0.47 – 1]	0.66 [0.51 - 0.98]			
	(0.49 - 1.65)	(0.20 - 1.72)	(0.40 - 1.32)			
AntSTG	0.97 [0.77 - 1.12]	0.71 [0.62 - 0.86]	0.95 [0.74 - 1.26]			
	(0.64 - 1.17)	(0.41 - 0.88)	(0.50 - 1.39)			
DisPosSTG	0.69 [0.44 - 0.73]	0.69 [0.60 - 0.85]	0.84 [0.68 - 0.95]			
	(0.30 - 0.91)	(0.49 - 0.95)	(0.52 - 1.02)			

 
 Table 4
 Descriptive statistics of 3D deviation at the implant apex in millimeters for each site of implantation per guide support group

Site of	3D deviation at apex (in mm)						
implanta- tion (FDI)	2-teeth support	Full-arch support					
	Median [Q1 – Q3] Median [Q1 – Q3] (Min – Max) (Min – Max)		Median [Q1 – Q3] (Min – Max)				
AntExt1	0.93 [0.71–1.25]	1.23 [0.7–1.55]	1.54 [1.25–1.86]				
	(0.59–1.29)	(0.38–1.98)	(0.9–2.17)				
AntExt2	0.8 [0.56-0.92]	1.44 [0.91–1.62]	1.51 [0.99–1.82]				
	(0.48-1.17)	(0.87–1.84)	(0.65–2.13)				
ProPosSTG	0.66 [0.53–0.8]	0.99 [0.88–1.11]	1.6 [1.11–1.9]				
	(0.27–1.22)	(0.77–1.49)	(0.76–2.36)				
ProDE	0.81 [0.31-0.96]	0.78 [0.59–0.87]	1.03 [0.82–1.3]				
	(0.22-1.35)	(0.40–1.02)	(0.49–1.50)				
DisDE	1.34 [1.11–1.79]	1.16 [0.8–1.34]	1.05 [0.92–1.34]				
	(0.79–2.01)	(0.35–2.14)	(0.41–1.51)				
AntSTG	1.65 [1.32–2.01]	1.01 [0.83–1.16]	1.32 [1.13–1.44]				
	(0.96–2.05)	(0.77–1.24)	(0.78–1.55)				
DisPosSTG	1.02 [0.68–1.14]	1 [0.79–1.29]	1.05 [0.85–1.22]				
	(0.33–1.29)	(0.58–1.34)	(0.72–1.30)				

due to statistically significant differences in deviations between the tested guide support groups.

The influence of guide support varied across the sites of implantation. Differences in the morphology and distribution of the supporting teeth should be considered for a specific site of implantation. The 2-teeth supported guides exhibited higher 3D crestal, 3D apical, and angular deviations at distal extension and anterior single-tooth gap sites. A possible explanation is insufficient retention due to the low number, inadequate surface area, and unilateral distribution of guide supporting teeth, that can lead to tilting or bending of the surgical guide. To address these factors in distal extension situations, multiple authors have suggested reducing the FDD, choosing an optimal guide material, using guide stabilizers, and increasing the number of supporting teeth [13, 24, 26, 28, 32, 33]. At the AntSTG site, insufficient surface area and pyramidal shape of guide-supporting incisors may have contributed to the deviations. Utilization of teeth with cuboidal geometry or a larger number of supporting teeth has been associated with increased accuracy of sCAIS [9]. Our findings align with this, as 4-teeth

 Table 5
 Descriptive statistics of angular deviation in degrees for each site of implantation per guide support group

Site of	Angular deviation (in degrees)						
implanta- tion (FDI)	2-teeth support 4-teeth support		Full-arch support				
	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1 –				
	(Min – Max)	(Min – Max)	Q3] (Min – Max)				
AntExt1	1.98 [0.86-2.78]	4.07 [2.95-4.77]	4.32 [3.73-5.4]				
	(0.52-2.92)	(1.91–7.03)	(2.87–5.88)				
AntExt2	2.14 [1.69–2.77]	4.48 [2.88-5.24]	4.30 [3.42-5.52]				
	(0.94-4.14)	(2.68-5.65)	(1.72-5.65)				
ProPosSTG	1.85 [1.28-2.64]	2.66 [2.02-3.04]	4.68 [2.91-5.44]				
	(0.89-3)	(1.85-5.05)	(1.45-7.02)				
ProDE	2.68 [1.31-3.78]	1.91 [0.86-2.63]	2.64 [1.81-4.22]				
	(0.86-4.30)	(0.74-3.36)	(1.56–5.43)				
DisDE	4.22 [2.83-5.22]	2.48 [2.17-3.35]	2.63 [1.59-3.41]				
	(1.50-5.59)	(1.81-4.78)	(0.36-4.16)				
AntSTG	4.88 [3.72-5.59]	2.19 [1.9–2.7]	2.72 [2.25-3.18]				
	(1.66-5.80)	(1.46-3.10)	(1.29-3.58)				
DisPosSTG	2.6 [2.02-2.87]	2.48 [1.57-3.19]	2.36 [1.88-3.3]				
	(0.25-3.82)	(1.22-4.22)	(1.55-4.28)				

 Table 6
 Descriptive statistics of the vertical deviations in

 millimeters for each site of implantation per quide support group

Site of	Vertical linear deviation (in mm)						
implanta- tion (FDI)	2-teeth support	4-teeth support	Full-arch support				
	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1 – Q3]	Median [Q1				
	(Min – Max)	(Min – Max)	– Q3]				
AntExt1	0.49 [0.43–0.64]	0.27 [0.17–0.4]	0.34 [0.18–0.43]				
	(0.16–0.66)	(0.13–0.51)	(0.04–0.57)				
AntExt2	0.39 [0.31-0.44]	0.27 [0.16–0.37]	0.26 [0.15-0.38]				
	(0.12-0.51)	(0.07–0.55)	(0-0.45)				
ProPosSTG	0.31 [0.22-0.43]	0.39 [0.29–0.54]	0.53 [0.38–0.63]				
	(0-0.55)	(0.03–0.61)	(0.08–0.75)				
ProDE	0.1 [0.03–0.22]	0.1 [0.04–0.25]	0.2 0.12–0.6]				
	(0–0.32)	(0–0.32)	(0.08–0.78				
DisDE	0.29 [0.19-0.69]	0.35 [0.12–0.71]	0.33 [0.17–0.62]				
	(0.02-1.42)	(0.03–1.53)	(0.02–1.32)				
AntSTG	0.05 [0.01-0.21]	0.4 [0.35–0.48]	0.55 [0.49–1]				
	(0-0.73)	(0.18–0.62)	(0.34–1.18)				
DisPosSTG	0.4 [0.30-0.44]	0.51 [0.45–0.57]	0.73 [0.61–0.82]				
	(0.21-0.57)	(0.40–0.73)	(0.49–0.89)				

supported guides were significantly more accurate at AntSTG site.

In contrast, the 3D crestal, 3D apical, and angular deviations with 2-teeth supported guides were similar to or significanly lower in anterior extended area and posterior single-tooth gaps when compared to 4-teeth or full-arch support groups. These findings suggest that a 2-teeth guide support could be sufficient with a keyless guiding system if the supporting teeth are distributed bilaterally and have adequate surface area. Additionally, the overal size of the surgical guide could play a role. The average deviations in extended anterior edentulous area were lower than those at the anterior single-tooth gaps. The bilateral support of two canines was sufficient for the acceptable accuracy. The results are in a partial conflict with previous studies that suggested 2-teeth guide support to be insufficient for single-tooth gap cases [9, 12]. However, the results cannot be directly compared due to the differences in the study designs. Firstly, different guiding systems were utilized. The influence of guiding system has been shown to affect the accuracy of sCAIS, therefore, the results of particular guiding system cannot be generalized across all systems of sCAIS [21-23]. The main differences between drill-key and keyless guiding systems are the number of surgical components and the drill-to-sleeve relationship. Drill-key systems require holding the drill-handle with a non-operating hand, an instrument that is eliminated in keyless systems. This allows the use a non-operating hand for guide stabilisation. Furthermore, in our experience, stabilization of a shorter guide with a non-operating hand felt more assured compared to full-arch guides, where finger pressure had to be more broadly distributed across the dental arch. Secondly, tolerance gaps between surgical guide components, such as sleeve holes, sleeves, drill-keys, and drills, have been reported to negatively impact the accuracy of sCAIS [25, 34-37]. Thirdly, the present study reported results separately for anterior and posterior STG sites, while earlier studies pooled results across STG sites. Our findings suggest that the influence of guide support at anterior and posterior STG locations could differ.

The differences in vertical deviations at the AntExt1. AntSTG, and DisPosSTG sites were statistically significant. Higher deviations with full-arch supported guides compared to 2-teeth supported were observed at Ant-STG and DisPosSTG sites. In contrast, at the AntExt1 location, 2-teeth supported guides exhibited higher deviations compared to 4-teeth supported guides. However, the maximum values of deviation in vertical direction are less than 2 mm, indicating that all surgical guide designs fall within the safety margin recommended by the literature. All observed vertical deviations were negative in value, meaning the actual positioned higher than planned. The hardness of the anatomical model material could have influenced the insufficient depth of the implants. Our findings align with those of by Cassetta et al., who reported a correlation between high bone density and superficial implant position [38]. Additionally, the implant driver of the KL guiding system did not have a mechanical vertical stopper, allowing only visual control of fixture depth. The physical stopper may be beneficial for better depth control, although no significant differences between systems with and without physical stoppers have been observed [39].

The experimental design of the present study allowed the standardization of number of possible confounding factors, such as physical properties and design of the guide, free drilling distance, material density, number, morphology and distribution supporting teeth, morphology of the alveolar ridge, data acquisition and measurement equipment. However, the interpretation of the results should consider the study's limitations. First, 3D printed polyamide models were used, which in our experience felt harder than cortical bone and required greater pressure on pilot drills. Second, metal sleeves were used in the guide design as they were predisposed by the planning software, which did not include a sleeveless option for the implant system. Part of the previous studies suggest that a sleeveless design leads to superior accuracy of the sCAIS [27, 35]. Authors suggested that tolerances between guide hole components can contribute to deviations [25, 34]. Third, the KL guiding system offered a fixed sleeve height offset of 7 mm and resulted in 17 mm of FDD. Authors reported that sleeve height offset of less than 6 mm correlated with lower 3D deviations at implant crest and apex [23]. Fourth, the macroscopic design of the implants utilized in the study featured aggressive threads, which have contributed to higher accuracy in previous studies [17, 21, 22]. Fifth, the physical properties of the guide material could affect the outcomes, especially in distal free-end situations [24]. Finally, the in vitro design omitted factors related to a clinical setting that might affect the accuracy of the sCAIS, such as patient movements, limited mouth opening, presence of saliva and blood, compromised accessibility or visibility [8, 40]. In addition, the anatomical models did not simulate soft tissues, which in clinical environment could affect the fitting and stabilization of the surgical guide [41]. In a metaanalysis by Bover-Ramos et al. it was concluded, that in vitro studies reported higher accuracy results when compared to cadaver or clinical studies [8]. Therefore, the accuracy results of in vitro studies should not be translated to clinical situations. Nevertheless, the findings can offer insights on the influence of guide support, which is challenging to compare in a non-isolated study conditions. Further in vitro studies should focus on high level of standardization of study designs. To externally validate the results, future clinical studies are needed evaluating the influence of guide support at different sites of partial edentulism.

#### Conclusions

The deviations of all guide support groups did not exceed the recommended safety margins. Regardless of the guide design, evaluating the average values still achieved a clinically acceptable level of accuracy. Significant differences were found between guide support groups at different sites of implantation. The 2-teeth guide support exhibited acceptable accuracy with a keyless drilling system in the anterior extended area and posterior single-tooth gaps. In contrast, 2-teeth supported guides showed significantly higher 3D apical and angular deviations at anterior single-tooth gap. Considering the abundance of possible confounding factors, future highly standardized in vitro and clinical studies are needed to evaluate the influence of guide support on the accuracy of sCAIS at different sites of implantation.

#### Abbreviations

- 3D Three-dimensional
- CBCT Cone beam computed tomography
- DFE Distal free-end DLP Digital light processing
- EDI Federal Dentaire Internationale
- sCAIS Static computer-assisted implant surgery
- SLS Selective laser sintering
- STG Single-tooth gap
- STL Standard tessellation language
- standard tessenation language

#### Acknowledgements

Not applicable.

#### Author contributions

DK and RK conceptualised the investigation, designed the study. DK performed the implantations, acquired and analyzed the data. DK prepared the original draft of the manuscript. RK reviewed and edited the manuscript. The figures and tables were designed by DK. Both authors read and approved the final manuscript.

#### Funding

Straumann and Megagen provided material support of this study (implant replicas). The sponsors had no role in the study design, experiment, or publication of this work.

#### Data availability

The datasets generated and analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

#### Declarations

Ethics approval and consent to participants

Not applicable.

#### Human ethics and consent to participate Not applicable.

Consent to participate

Not applicable.

Consent for publication Not applicable.

#### **Competing interests**

The authors declare no competing interests.

Received: 12 January 2025 / Accepted: 4 April 2025 Published online: 13 April 2025

#### References

- Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. Clin Oral Implants Res. 2012;23(Suppl 6):112–23. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02552.x.
- Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Impl Res. 2018;29(Suppl 16):416–35. https://doi.org/10.1111/clr.13346.

#### Kasradze and Kubilius BMC Oral Health (2025) 25:563

- Su C-Y, Fu J-H, Wang H-L. The role of implant position on Long-Term success. Clin Adv Periodontics. 2014;4:187–93. https://doi.org/10.1902/cap.2013.1201 00.
- Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJA, Huynh, Iacono G, Koo V, Lambert KT, McCauley F, Quirynen L, Renvert M, Salvi S, Schwarz GE, Tarnow F, Tomasi D, Wang C, Zitzmann HL. Peri-implant diseases and conditions: consensus report of workgroup 4 of the 2017 world workshop on the classification of periodontal and Peri-Implant diseases and conditions. J Clin Periodontol. 2018 Jun;45(Suppl 20):5286–91. https://doi.org /10.1111/jcpe.12957.
- Tallarico M, Meloni SM. Retrospective analysis on survival rate, Template-Related complications, and prevalence of Peri-implantitis of 694 anodized implants placed using Computer-Guided surgery: results between 1 and 10 years of Follow-Up. Int J Oral Maxillofac Implants 2017 Sep/Oct;32(5):1162– 71. https://doi.org/10.11607/jomi.5930
- Younes F, Eghbali A, De Bruyckere T, Cleymae R, Cosyn J. A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. Clin Oral Implants Res. 2019 Feb;30(2):131–138. https://doi.org/10.1111/cfr.13399
- Quispe-López N, Flores-Fraile J, Pardal-Peláez B, Delgado-Martínez J, Montero J. Factors influencing the accuracy of guided surgery: an in vitro trial. Int J Oral Maxillofac Implants 2023 Jan-Feb;38(1):120–9. https://doi.org/10.11607/j omi.9794
- Bover-Ramos F, Vina-Almunia J, Cervera-Ballester J, Penarrocha-Diago M, Garcia-Mira B. Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: A systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and in vitro studies. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(1):101–15. https://doi.o rg/10.11607/jomi.5556.
- El Kholy K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted implant surgery. Clin Oral Implants Res. 2019;30(11):1067–75. https://doi.org/10.1111/clr.13520.
- Matsumura A, Nakano T, Ono S, Kaminaka A, Yatani H, Kabata D. Multivariate analysis of causal factors influencing accuracy of guided implant surgery for partial Edentulism: a retrospective clinical study. Int J Implant Dent. 2021;7(1):28. https://doi.org/10.1186/s40729-021-00313-2.
- Siqueira R, Chen Z, Galli M, Saleh I, Wang HL, Chan HL. Does a fully digital workflow improve the accuracy of computer-assisted implant surgery in partially edentulous patients? A systematic review of clinical trials. Clin Implant Dent Relat Res. 2020;22(6):660–71. https://doi.org/10.1111/cid.12937.
- Wu YT, Papaspyridakos P, Kang K, Finkelman M, Kudara Y, De Souza AB. Accuracy of different surgical guide designs for static Computer-Assisted implant surgery: an in vitro study. J Oral Implantol. 2022;48(5):351–7. https://doi.org/1 0.1563/aaid-joi-D-21-00055.
- Pessoa R, Siqueira R, Li J, Saleh I, Meneghetti P, Bezerra F, Wang HL, Mendonça G. The impact of surgical guide fixation and implant location on accuracy of static Computer-Assisted implant surgery. J Prosthodont. 2022;31(2):155–64. https://doi.org/10.1111/jopr.13371.
- Keßler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M. Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. J Prosthet Dent. 2022;128(2):196–204. https://doi.org /10.1016/j.prosdent.2020.08.038.
- Joda T, Derksen W, Wittneben JG, Kuehl S. Static computer-aided implant surgery (s-CAIS) analysing patient-reported outcome measures (PROMs), economics and surgical complications: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018;29(Suppl 16):359–73. https://doi.org/10.1111/cfr.13136.
- 16. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G, Jacono V, Koo KT, Lambert F, McCauley L, Quirynen M, Renvert S, Salvi GE, Schwarz F, Tarnow D, Tomasi C, Wang HL, Zitzmann N. Peri-implant diseases and conditions: consensus report of workgroup 4 of the 2017 world workshop on the classification of periodontal and Peri-Implant diseases and conditions. J Clin Periodontol. 2018;45(Suppl 20):S286–91. https://doi.org/10. 1111/jcpe.12957.
- Dulla FA, Couso-Queiruga E, Chappuis V, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Raabe C. Influence of alveolar ridge morphology and guide-hole design on the accuracy of static Computer-Assisted implant surgery with two implant macro-designs: an in vitro study. J Dent. 2023;130:104426. https://doi.org/10. 1016/j.jdent.2023.104426.
- Thanasrisuebwong P, Pimkhaokham A, Jirajariyavej B, Bencharit S. Influence of the residual ridge widths and implant thread designs on implant positioning

using static implant guided surgery. J Prosthodont. 2023;32(4):340–6. https:// doi.org/10.1111/jopr.13557. Epub 2022 Jun 22. PMID: 35686699.

- Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Marqués-Guasch J, Wang HL. Fully guided versus Half-Guided and freehand implant placement: systematic review and Meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2020 Nov/Dec;35(6):1159–69. htt ps://doi.org/10.11607/jomir.2942
- Gourdache I, Salomó-Coll O, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Dental implant positioning accuracy using a key or keyless static fully guided surgical system: A prospective systematic review and Meta-analysis. Int J Prosthodont. 2024;37(2):199–209. https://doi.org/10.11607/ijp.8212.
- Raabe C, Schuetz TS, Chappuis V, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Couso-Queiruga E. Accuracy of keyless vs drill-key implant systems for static computer-assisted implant surgery using two guide-hole designs compared to freehand implant placement: an in vitro study. Int J Implant Dent. 2023;9(1):4. https://d oi.org/10.1186/s40729-023-00470-6.
- Sittikornpaiboon P, Arunjaroensuk S, Kaboosaya B, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. Comparison of the accuracy of implant placement using different drilling systems for static computer-assisted implant surgery: A simulation-based experimental study. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;33(H):635–43. https://doi.org/10.1111/cid.13032.
- Guentsch A, Bjork J, Save R, Han S, Dentino AR. An in-vitro analysis of the accuracy of different guided surgery systems - They are not all the same. Clin Oral Implants Res. 2023;34(5):531–41. https://doi.org/10.1111/clr.14061. Epub 2023 Mar 17.
- Kessler A, Le V, Folwaczny M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. Clin Oral Implants Res. 2021;32(9):1097–104. https://doi.org/10.1111/clr.13804.
- Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. Clin Oral Impl Res. 2012;00:1–5. https://doi.org/10.1111/j.1600-05012012.02436x.
- El Kholy K, Janner SFM, Schimmel M, Buser D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted implant surgery. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;1–7. ht tps://doi.org/10.1111/cid.12705.
- Adams CR, Ammoun R, Deeb GR, Bencharit S. Influence of metal guide sleeves on the accuracy and precision of dental implant placement using guided implant surgery: an in vitro study. J Prosthodont. 2023;32(1):62–70. ht tps://doi.org/10.1111/jopr.13503.
- Park JY, Song YW, Park SH, Kim JH, Park JM, Lee JS. Clinical factors influencing implant positioning by guided surgery using a nonmetal sleeve template in the partially edentulous Ridge: multiple regression analysis of a prospective cohort. Clin Oral Implants Res. 2020;31(12):1187–98. https://doi.org/10.1111/ chr.13664.
- ISO 5725-1:2023(en) accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: general principles and definitions. International Organization for Standardization; 2023.
- Gargallo-Albiol J, Zilleruelo-Pozo MJ, Lucas-Taulé E, Muñoz-Peñalver J, Paternostro-Betancourt D, Hernandez-Alfaro F. Accuracy of static fully guided implant placement in the posterior area of partially edentulous jaws: a cohort prospective study. Clin Oral Investig. 2022;26(3):2783–91. https://doi.org/10.1 007/s00784-021-04254-3.
- Sicilia A, Botticelli D. Computer-guided implant therapy and soft- and hardtissue aspects. The Third EAO Consensus Conference 2012. Clin. Oral Implants Res. 23(Suppl. 6), 2012, 157–161 https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02 553.x
- Liu R, Xia R, Zhang L, Gan X, Li C, Liu Q, Chen Z, Chen Z. The influence of guide stabilizers and their application sequences on trueness and precision of surgical guides in free end situations: an in vitro analysis. Clin Oral Implants Res. 2024;35(3):294–304. https://doi.org/10.1111/cl.14226.
- Wu Q, Lou Y, Sun J, et al. Accuracy of the novel digital non-cross-arch surgical guides with integration of tooth undercut retention and screw-bone support for implant placement in mandibular free-end. BMC Oral Health. 2024;24:550. https://doi.org/10.1186/s12903-024-04329-z.
- Schneider D, Schober F, Grohmann P, Hammerle CH, Jung RE. In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computerassisted guided implantology produced by 3-D printing. Clin Oral Implants Res 2015 Mar<sub>2</sub>6(3):320–5. https://doi.org/10.1111/clr.12327
- Van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide. Clin Oral Implants Res. 2010 Apr 1;21(4):455-8. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.200 9.01836 x

#### Kasradze and Kubilius BMC Oral Health (2025) 25:563

- 36. Cassetta M, Di Mambro A, Di Giorgio G, Stefanelli LV, Barbato E. The influence of the tolerance between mechanical components on the accuracy of implants inserted with a stereolithographic surgical guide: A retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 2015 Jun;17(3):580-8. https://doi.or a/10.1111/cid.12120
- Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli LV, Barbato E. Is it possible to improve the accuracy of implants inserted with a stereolithographic surgical guide by reducing the tolerance between mechanical components? Int J Oral Maxillofac Surg. 2013 Jul;42(7):887–90. https://doi.org/10.1016/j.ijom.201 301011
- 38. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S. Depth deviation and occurrence of early surgical complications or unexpected events a single stereolitory and gradient of principal and a single stereolitory of the single stereolitory and the single stereolitory and the single single stereolitory and the single single stereolitory and the single single
- and lateral deviations in guided implant surgery: an RCT comparing guided

surgery with mental navigation or the use of a pilot-drill template. Clin Oral Implants Res. 2015;26(11):1315–20. https://doi.org/10.1111/clr.12460. 40. Kernen F, Schlager S, Seidel Alvarez V, Mehrhof J, Vach K, Kohal R, Nelson K,

- Flügge T. Accuracy of intraoral scans: an in vivo study of different scanning devices. J Prosthet Dent. 2022 Dec;128(6):1303–9. https://doi.org/10.1016/j.pr osdent 2021 03 007
- 41. Tatakis DN, Chien HH, Parashis AO. Guided implant surgery risks and their prevention. Periodontol 2000. 2019 Oct;81(1):194-208. https://doi.org/10.111 1/prd 12292

# Publisher's note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



### Article

# The Influence of Guiding Concept on the Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery in Partially Edentulous Cases: An In Vitro Study

David Kasradze \* 10 and Ričardas Kubilius

Department of Maxillofacial Surgery, Lithuanian University of Health Sciences, 50161 Kaunas, Lithuania; ricardas.kubilius@lsmu.lt

\* Correspondence: david.kasradze@lsmu.lt

Abstract: Background and Objectives: Static Computer-Assisted Implant Surgery (sCAIS) can be performed with different drill guiding systems. This study aimed to compare the accuracy of two guiding concepts of sCAIS in partially edentulous cases. Materials and Methods: Forty polyamide models of partially edentulous maxillae with seven implantation sites were fabricated. In total, 140 replica implants were placed with keyless (KL) and drill-key (DK) guiding systems using static, full-arch, tooth-supported surgical guides. Three-dimensional crestal and apical, angular and vertical deviations from the planned implant positions were compared using Mann-Whitney U and Kruskal-Wallis H tests. Intergroup homogeneity of variance homogeneity was examined using Levene's test to assess the precision. Results: Overall median 3D crestal and apical deviations of implants placed in the KL group were significantly higher compared to the DK group (0.86 mm [0.63-0.98] vs. 0.72 mm [0.52-0.89], p = 0.006 and 1.26 [0.98-1.52] vs. 1.13 [0.70-1.45], p = 0.012). In the subgroup analysis, implants placed with a KL system showed higher 3D crestal (p = 0.029), 3D apical (p < 0.001) and angular (p < 0.001) deviations in the extended anterior area, higher 3D crestal (p < 0.001) deviations in the proximal posterior singletooth gap and higher vertical (p < 0.001) deviations in the distal site of free-end situation. Contrarily, the KL group showed lower 3D crestal (p = 0.007), 3D apical (p < 0.001), angular (p < 0.001) and vertical (p = 0.003) deviations in the distal posterior single-tooth gap, lower 3D apical (p = 0.007) and angular (p = 0.007) deviations in the distal site of free-end situation and lower vertical (p = 0.019) deviations in the proximal site of free-end situation. Conclusions: The deviations of both guiding concepts did not exceed the recommended safety margins. Statistically significant differences in deviations were found between two guiding concepts. Guiding concepts with superior accuracy varied across different sites of implantation.

Keywords: static computer-assisted implant surgery; guided implant placement; implantology; guiding system; partial edentulism

# 1. Introduction

With the introduction of three-dimensional dental software in the late 1990s, the digitization of implant dentistry has been trending ever since [1]. It has impacted virtually every subject in the field of dentistry—from manufacturer and dental professional to patient and scholar. As for implant dentistry, digital advancements and computer-assisted surgery were directed to prompt its primary objectives—achieve predictable long-term treatment outcomes, reduce the risk of complications and improve patients' experience [2]. This led



Academic Editor: Bruno Chrcanovic Received: 3 March 2025 Revised: 25 March 2025 Accepted: 27 March 2025 Published: 28 March 2025

Citation: Kasradze, D.; Kubilius, R. The Influence of Guiding Concept on the Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery in Partially Edentulous Cases: An In Vitro Study Medicina 2025, 61, 617. https:// doi.org/10.3390/medicina61040617

Copyright: © 2025 by the authors. Published by MDPI on behalf of the Lithuanian University of Health Sciences. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/ licenses/by/4.0/).



to increased interest in the prosthetically-driven approach [1,3], especially with digital technologies becoming more affordable.

Computer-assisted implant surgery can be categorized into static and dynamic systems. Dynamic computer-assisted implant surgery utilizes preoperative CBCT images and intraoperative optical tracking to provide real-time feedback and drill navigation. In contrast, static computer-assisted implant surgery (sCAIS) relies on prefabricated surgical guides with predefined guide holes for static navigation. While sCAIS requires additional costs and time for treatment planning, it reduces direct working time [4–6], allows for more accurate transfer of the pre-planned implant position to the clinical environment than freehand placement [7–10], and helps avoid tissue augmentation [11,12]. The correct implant position is crucial for long-term success, as optimal implant-to-tooth, inter-implant distance, depth, and angulation contribute to proper occlusion, restoration design, balanced implant loading, and the stability of peri-implant tissues [13–15].

Despite these advantages, it is premature to consider sCAIS as universally advantageous in all cases. Firstly, the use of static guides can be limited by physiological factors such as mouth opening or the fact that they can break [16,17]. Secondly, deviations from the planned implant positions can compromise treatment or lead to complications related to implant positioning. Discrepancies between planned and actual implant positions are the result of cumulative errors occurring at different stages of the sCAIS workflow [18]. Therefore, identifying potential sources of error requires standardized study designs. Earlier studies have indicated that differences in guiding concepts and guide design could affect the accuracy of sCAIS [19–26].

The guiding concepts used in sCAIS can be categorized into drill-key and keyless systems. Drill-key (DK) systems utilize drill-specific keys mounted to the handle or the drills, which fit the sleeve hole in the surgical guide. Varying drill-key heights enable adjustment of the drill guiding distance and depth of implant placement [24]. Keyless (KL) systems achieve drill-to-sleeve fitting through a modified drill shank that fits the sleeve hole. Keyless guiding systems were designed to reduce the number of surgical components and tolerance between them to enhance the accuracy [23]. However, due to the relative recency of KL systems, there is a lack of standardized studies on the influence of guiding concepts on accuracy [24]. The results of recently published studies on the impact of guiding concepts on accuracy of sCAIS in partially edentulous cases are inconsistent and studies included limited variety of partial edentulism types [22–25].

Therefore, this in vitro study aimed to compare the accuracy of two guiding concepts of sCAIS in partially edentulous scenarios. The null hypothesis was that the guiding concept would have no effect on the accuracy of sCAIS across different types of partial edentulism.

#### 2. Materials and Methods

De-anonymized CBCT and optical scan data of fully dentulous maxilla were used to create two prototype models of partially edentulous maxillae (Figure 1). To simulate different types of partial edentulism, teeth at the Federal Dentaire Internationale (FDI) positions 15, 16, 17, 21 and 26 were digitally removed in model A and at FDI positions 11, 12, 21, 22 and 15 in model B (Figure 1). Implantation sites were designed as fully healed alveolar sockets with sufficient alveolar ridge for implant placement. Forty polyamide-12 (PA2200) dental models were then fabricated with EOS P 396 printer using Selective Laser Sintering (SLS) technology. Cone bean computed tomographies (80 µm voxel size, Orthoplos SL 3D, Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA) and optical surface scans (Medit i700, Medit, Seoul, Republic of Korea) of each prototype model were (exoplan Rijeka 3.1, Exocad, Darmstadt, Germany) to perform digital wax-up and implant positioning to designated implantation

sites. To evaluate the influence of guiding concepts, two different implant systems were selected-Straumann BLT (Straumann, Basel, Switzerland) for DK group and Megagen Anyridge (Megagen, Daegu, Republic of Korea) for KL group (Figure 2). Dimensions of selected implants were 4.1 imes 10 mm for Straumann BLT and 4 imes 10 mm for Megagen Anyrdige. Two full-arch, tooth-supported surgical guides for each implant system were designed by the same investigator (Figure 3). For the KL group, the free drilling distance (FDD), defined as the distance from the bottom of the sleeve to the tip of osteotomy [26], was 17 mm, while for the DK group, it was 14 mm. Prior to selection, several different radial sleeve offsets were tested by an experienced investigator in surgical guide manufacturing to ensure the most adequate fit, and was set to 0.025 mm. The surgical guide bottom offset was set to 0.1 mm, and material thickness to 3 mm. A total of 40 guides, one for each dental model, were fabricated using digital light processing (DLP) with the Asiga Max UV 3D printer (Asiga, Sydney, Australia) and compatible printing material for surgical guides (DentaGuide, Asiga). After 3D printing, passive fit of the guides was checked on the models. The original manufacturer's metal sleeves were incorporated into the corresponding sleeve holes and verified by a dental technician experienced in surgical guide manufacturing. The drilling sequence was carried out according to the manufacturer's protocol using new drill sets.



**Figure 1.** Digital prototypes of maxillary models with designed edentulous areas. Prototype model (a) with edentulous sites at FDI 15, 16, 17, 21, and 26. Prototype model (b) with edentulous sites at FDI 11, 12, 15, 21, and 22.



Figure 2. Figure illustrating a drill-handle used in DK system (A) and a drill with modified shank used in KL system (B).



Figure 3. Picture illustrating full-arch supported guides for drill-key (DK) system in upper row, and keyless (KL) system in lower row.

### 2.1. Study Groups

Two guiding concepts (DK and KL) were compared in seven implantation sites of partially edentulous models. Full arch tooth supported surgical guides were used to place implants at FDI 15, 17, 21 and 26 sites in model A and at FDI 12, 22 and 15 sites in model B. Implantation sites were simulating six subgroups of edentulous areas:

- Anterior single-tooth gap (AntSTG) at FDI 21 site (n = 10 implants);
- Anterior extended edentulous area (AntExt) at FDI 12 and 22 sites (n = 20 implants);
- Proximal posterior single-tooth gap (ProPosSTG) at FDI 15 site (*n* = 10 implants);
- Distal posterior single-tooth gap (DisPosSTG) at FDI 26 site (n = 10 implants);
- Proximal site of distal extension area (ProDE) at FDI 15 site (*n* = 10 implants);
- Distal site of distal extension area (DisDE) at FDI 17 site (n = 10 implants).

#### 2.2. Accuracy Measurements

After implant placement, scan bodies were screwed onto the implants with respect to manufacturer's recommendations and digital dental impression data were acquired (Medit i700, Medit). Standard Tesselation Language (STL) datasets of planned and post-op implant positions were uploaded to the 3D inspection software (Zeiss Inspect Optical 3D, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany). Each dataset with actual implant positions was superimposed with a reference model using teeth occlusal surfaces as a reference. To evaluate the deviations between planned and actual implant positions, 3D apical and crestal, vertical linear and angular distances were measured (Figure 4). To conduct measurements, best-fit cones and planes on coronal and apical surfaces for virtual implants were generated. Central axes for each cone were generated automatically by the software. Intersection points between central axes and apical and coronal planes were referred to as crestal and apical points of nominal and actual implants were considered as 3D apical and crestal deviations. Vertical linear deviations were considered as 3D apical and crestal central point of nominal and actual implants were considered as 3D apical and crestal deviations. Vertical linear deviation was considered the perpendicular distance from the crestal central point of



the actual coronal plane to the nominal plane. Angular distance was a measure of angle between the central axes of nominal and actual virtual implants. All digital datasets are archived and available upon reasonable request.

Figure 4. Schematic definition of measured deviations between planned and actual implant positions.

The accuracy of implants was compared between study groups. The International Organization for Standardization (ISO) defines accuracy by trueness and precision [27]. Trueness refers to the closeness of agreement between the test results and a reference value which was defined by deviations between planned and actual implant positions. Precision refers to the closeness of agreement between the test results and is defined by a variability between the measurements and was expressed as standard deviations of the results, whereas less precision was reflected by a larger standard deviation.

### 2.3. Statistical Analysis

Sample size was calculated based on previous data by Sittikornpaiboon et al. [24], who reported results on similar guiding concepts. A global 3D crestal deviation was reported to be  $0.56 \pm 0.19$  mm for the drill-key guiding concept and  $1.09 \pm 0.12$  mm for the keyless guiding concept. Calculation using Noether's method suggested a minimum of n = 9 per study group by setting of two-sided  $\alpha = 0.05$  and power = 0.95.

Statistical analysis was conducted by experienced investigator with IBM SPSS Statistics software 29.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). First, the descriptive statistics were summarized including mean, standard deviation, median, minimum and maximum values, 25th and 75th percentiles. The normality of the data distribution was evaluated using histograms, Q–Q plots, and the Shapiro–Wilk and Kolmogorov–Smirnov tests. Intergroup homogeneity of variance homogeneity was examined using a Levene's test. The Kolmogorov–Smirnov test was performed on the general sample and showed that the distribution of angular and vertical deviations departed significantly from normality (D (140) = 0.090, p = 0.008 and D (140) = 0.075, p = 0.05). Since the sample size data of separate subgroups of implantation sites was small, a Shapiro–Wilk test was performed and showed significant departure from normality of distribution measurements in part of the subgroups. Based on these outcomes and visual examination of the histograms and the Q–Q plots, it was decided to use a non-parametric test. The Mann–Whitney U test was used to compare distributions of deviations between the two groups on overall data and on separate datasets of different implantation sites. The Kruskal–Wallis H test was used to determine if there are statistically significant differences between the six implantation sites. *p* values of <0.05 were considered as statistically significant. Pairwise comparisons were performed using Dunn's procedure with a Bonferroni correction for multiple comparisons with statistical significance accepted at the *p* < 0.003 level (p < 0.05/15). The methodology was reviewed by an independent statistician. The article is reported according to Checklist for Reporting In-vitro Studies (CRIS) guidelines [28].

## 3. Results

A total of 560 measurements were obtained after registration of four deviation parameters for each of the 140 placed implants, all of which were included in the study. Seventy Straumann BLT 4.1  $\times$  10 mm implants were placed with the DK guiding system and seventy Megagen Anyrdige 4  $\times$  10 mm implants with the KL guiding system. Ten implants per system were placed in AntSTG, ProPosSTG, DisPosSTG, ProDE and DisDE implantation sites, whereas AntExt area included two implantation sites resulting in twenty implants per system. No statistically significant differences in medians of deviations and homogeneities of variances between the two implantation sites of AntExt area (FDI 12 and 22) were observed.

Overall mean 3D deviations for the KL system were  $0.84 \pm 0.26$  mm at implant crest,  $1.28 \pm 0.41$  mm at apex, angular— $3.37 \pm 1.43^{\circ}$ , and vertical linear— $0.46 \pm 0.29$  mm. For the DK system, the mean 3D deviation at implant crest was  $0.71 \pm 0.26$  mm, at apex— $1.08 \pm 0.45$  mm, angular— $3.06 \pm 1.72^{\circ}$ , and vertical linear deviation— $0.45 \pm 0.33$  mm. The differences in median 3D crestal and apical deviations between the two groups were statistically significant with values of p = 0.006 and p = 0.012, respectively. In terms of precision, the Levene's test for each deviation measurement showed no statistically significant differences, suggesting the equal variances of the data between the two groups. Descriptive statistics are summarized in Table 1.

 Table 1. Descriptive statistics of each of the variables: guiding system and site of implantation.

 DK—drill key, KL—keyless, AntExt—anterior extended edentulous area, AntSTG—anterior single-tooth gap, ProPosSTG—proximal posterior single-tooth gap, DisPosSTG—distal posterior single-tooth gap, ProDE—proximal site of distal extension, DisDE—distal site of distal extension.

Guiding System	Site of Implantation	Min	Q1	Median	Q3	Max	Mean	SD
		3D De	viation at c	rest (mm)				
DK	AntExt	0.11	0.32	0.37	0.51	0.79	0.41	0.17
DK	AntSTG	0.47	0.66	0.83	0.87	0.91	0.77	0.14
DK	ProPosSTG	0.53	0.58	0.72	0.79	0.90	0.70	0.13
DK	DisPosSTG	0.70	0.99	1.10	1.13	1.15	1.03	0.16
DK	ProDE	0.64	0.72	0.86	0.98	1.23	0.87	0.18
DK	DisDE	0.51	0.62	0.77	0.89	0.94	0.75	0.15
I KL	AntExt	0.43	0.64	0.89	1.03	1.29	0.84	0.26
KL	AntSTG	0.50	0.74	0.95	1.26	1.39	0.96	0.29
KL	ProPosSTG	0.54	0.80	0.97	1.15	1.33	0.96	0.26
KL	DisPosSTG	0.52	0.68	0.84	0.95	1.02	0.80	0.17
KL	ProDE	0.42	0.57	0.77	0.86	0.92	0.73	0.17
KL	DisDE	0.40	0.51	0.66	0.98	1.32	0.75	0.30
DK	Overall	0.11	0.52	0.72	0.89	1.23	0.71	0.26
KL	Overall	0.40	0.63	0.86	0.98	1.39	0.84	0.26

Guiding System	Site of Implantation	Min	Q1	Median	Q3	Max	Mean	SD
		3D De	viation at a	pex (mm)				
DK	AntExt	0.25	0.39	0.58	0.68	1.19	0.59	0.16
DK	AntSTG	0.61	0.79	1.13	1.26	1.43	1.07	0.27
DK	ProPosSTG	0.80	0.97	1.12	1.52	1.70	1.21	0.31
DK	DisPosSTG	1.14	1.29	1.62	1.74	2.05	1.57	0.28
DK	ProDE	0.70	0.80	1.09	1.22	1.51	1.05	0.26
DK	DisDE	0.95	1.19	1.55	1.67	2.05	1.49	0.32
KL	AntExt	0.65	1.24	1.54	1.86	2.17	1.50	0.43
KL	AntSTG	0.78	1.13	1.32	1.44	1.55	1.27	0.23
KL	ProPosSTG	0.76	1.11	1.60	1.90	2.36	1.56	0.48
KL	DisPosSTG	0.72	0.85	1.05	1.22	1.30	1.03	0.21
KL	ProDE	0.49	0.82	1.03	1.30	1.50	1.04	0.31
KL	DisDE	0.41	0.92	1.05	1.34	1.51	1.06	0.31
DK	Overall	0.25	0.70	1.13	1.45	2.05	1.08	0.45
KL	Overall	0.41	0.98	1.26	1.52	2.36	1.28	0.41
		Anş	gular devia	tion (°)				
DK	AntExt	0.24	1.12	1.52	2.11	3.47	1.02	0.73
DK	AntSTG	1.19	2.13	2.63	3.41	4.15	2.69	0.89
DK	ProPosSTG	1.96	2.59	3.52	4.96	5.20	3.56	1.18
DK	DisPosSTG	4.63	5.03	6.06	6.49	7.78	5.92	0.98
DK	ProDE	0.54	1.37	1.79	2.60	4.11	2.02	1.06
DK	DisDE	2.34	3.09	4.23	4.75	5.46	3.99	1.04
KL	AntExt	1.72	3.70	4.33	5.44	5.88	4.37	1.10
KL	AntSTG	1.29	2.25	2.72	3.18	3.58	2.65	0.67
KL	ProPosSTG	1.45	2.91	4.68	5.44	7.02	4.26	1.71
KL	DisPosSTG	1.55	1.88	2.36	3.30	4.28	2.56	0.87
KL	ProDE	1.56	1.81	2.64	4.22	5.43	2.97	1.32
KL	DisDE	0.36	1.59	2.63	3.41	4.16	2.43	1.24
DK	Overall	0.24	1.69	2.58	4.33	7.78	3.06	1.72
KL	Overall	0.36	2.25	3.22	4.41	7.02	3.37	1.43
		Vertical	linear devi	ation (mm)				
DK	AntExt	0.00	0.06	0.17	0.34	0.49	0.20	0.16
DK	AntSTG	0.40	0.55	0.62	0.73	0.82	0.62	0.12
DK	ProPosSTG	0.33	0.37	0.42	0.55	0.76	0.46	0.13
DK	DisPosSTG	0.67	0.89	1.01	1.04	1.07	0.95	0.15
DK	ProDE	0.33	0.50	0.65	0.80	0.94	0.64	0.20
DK	DisDE	0.00	0.01	0.05	0.08	0.13	0.05	0.04

Table 1. Cont.

Guiding System	Site of Implantation	Min	Q1	Median	Q3	Max	Mean	SD
		Vertical	linear devi	ation (mm)				
KL	AntExt	0.00	0.18	0.29	0.39	0.57	0.29	0.15
KL	AntSTG	0.34	0.49	0.55	1.00	1.18	0.67	0.29
KL	ProPosSTG	0.08	0.38	0.53	0.63	0.75	0.48	0.22
KL	DisPosSTG	0.49	0.61	0.73	0.82	0.89	0.71	0.14
KL	ProDE	0.08	0.12	0.20	0.60	0.78	0.33	0.27
KL	DisDE	0.02	0.17	0.33	0.62	1.32	0.43	0.38
DK	Overall	0.00	0.13	0.45	0.67	1.07	0.45	0.33
KL	Overall	0.00	0.24	0.46	0.62	1.32	0.46	0.29

Table 1. Cont.

#### Different Sites of Implantation

A separate analysis was conducted by comparing the deviation distributions of two guiding concepts in particular sites of implantation. In an AntSTG implantation site, no statistically significant differences between the groups of guiding concepts were observed. In an AntExt area, higher 3D crestal, apical and angular deviations of implants were observed when placed with the KL system compared to the DK system (0.89 mm [0.64-1.03], 1.54 mm [1.24-1.86], 4.33° [3.70-5.44] vs. 0.37 mm [0.32-0.51], 0.58 mm [0.39-0.68], 1.52° [1.12–2.11] with p = 0.029, p < 0.001 and p < 0.001, respectively). In the ProPosSTG site, implants in the KL group exhibited statistically significant higher 3D crestal deviations compared to the DK group (0.97 mm [0.80–1.15] vs. 0.72 mm [0.58–0.79] with p < 0.001). Contrarily, in the DisPosSTG site, implants in KL group showed lower 3D crestal, apical, angular and vertical deviations when compared to the DK group (0.84 mm [0.68–0.95], 1.05 mm [0.85–1.22], 2.36° [1.88–3.30], and 0.73 mm [0.61–0.82] vs. 1.10 mm [0.99–1.13],  $1.62 \text{ mm} [1.29-1.74], 6.06^{\circ} [5.03-6.49], \text{ and } 1.01 \text{ mm} [0.89-1.04] \text{ with } p = 0.007, p < 0.001,$ p < 0.001, and p = 0.003, respectively). Similarly, higher vertical deviations in the ProDE site and higher 3D apical and angular deviations in the DisDE site of implants placed with the DK system compared to the KL system were observed (0.65 mm [0.50-0.80] vs. 0.20 mm [0.12-0.60] with p = 0.019 and 1.55 mm [1.19-1.67], 4.23° [3.09-4.75] vs. 1.05 mm [0.92-1.34],  $2.63^{\circ}$  [1.59–3.41] with p = 0.007, p = 0.007, respectively). Vertical linear deviations in the DisDE site were statistically significantly higher for the KL group compared to the DK group (0.33 mm [0.17–0.62] vs. 0.05 mm [0.01–0.08] with p < 0.001). The box plots of deviations of the two guiding concepts across the sites of implantation are demonstrated in Figure 5.

Additionally, a Kruskal–Wallis H test was run to determine if there were significant differences in deviations between six subgroups of implantation locations. In the DK group, distributions of deviations were not similar for all subgroups, as assessed by visual inspection of the boxplots. The distributions of 3D crestal, 3D apical, angular and vertical deviations were statistically significantly different between the subgroups of implantation sites (p < 0.001). In the KL group, distributions of deviations were similar for all groups, as assessed by visual inspection of the boxplot. Median 3D apical, angular and vertical deviations were statistically significantly different between groups (p = 0.002, p < 0.001 and p < 0.001, respectively). The post hoc pairwise analysis using Dunn's procedure with Bonferroni correction for multiple comparisons revealed statistically significant differences in median deviations between subgroups of implantation sites in both groups (Table S1).



**Figure 5.** Box plots demonstrating 3D crestal, 3D apical, angular and vertical linear deviations when drill-key or keyless guiding systems were used in each of the implantation sites. Significant differences by Mann Whitney U test denoted as \* for p < 0.05. AntExt—anterior extended edentulous area, AntSTG—anterior single tooth gap, ProPosSTG—proximal posterior single tooth gap, DisPosSTG—distal posterior single tooth gap, ProDE—proximal site of distal extension, DisDE—distal site of distal extension. Drill key—Straumann BLT 4.1 × 10, Keyless—Megagen Anyridge 4 × 10.

#### 4. Discussion

The present study examined the influence of guiding concepts on the accuracy of sCAIS in partially edentulous dental models. To the best of our knowledge this is the first in vitro study to investigate the impact of a guiding system in this variety of implantation sites. Study models included anterior extended area, anterior single tooth gap, two posterior single tooth gaps and two sites in distal extension area. Mean implant deviations in the present study were clinically acceptable. They did not exceed the 2 mm safety margins that are recommended with respect to clinico-anatomical reasons by separate authors [3,29–31].

The null hypothesis was rejected due to statistically significant differences in 3D crestal and apical deviations between the two groups. Higher trueness values of implants placed with the DK system compared to the KL system were observed in overall data. These findings are in agreement with results of earlier in vitro studies comparing similar guiding concepts by Guentsch et al. [22] and Sittikornpaiboon et al. [24]. Differences in free drilling distance and drill guidance length could be the possible factors to impact the results. Earlier studies have suggested that higher FDD correlated with increased 3D crestal, apical and angular deviations [26,32]. In the present study, the FDD varied in the study groups, from 14 mm in the DK group to 17 mm in the KL group. In addition, previous authors have suggested to increase the guiding length of the drill by longer sleeves or higher drill-keys to reduce deviations of sCAIS [19,26]. However, these parameters could be modified only with

the DK system by choosing the bone-to-sleeve distance and different drill-keys, whereas the KL system offers a fixed height offset of the sleeve.

The findings of previous studies comparing DK and KL guiding concepts are inconsistent. By comparison, in a recent systematic review and meta-analysis authors reported higher 3D crestal deviations of implants placed with DK systems when compared to KL systems in partially edentulous cases [25]. Authors suggested that KL systems have superior drill deviation control, due to closer fit of surgical components and reduced tolerance to lateral movements. Keyless guiding systems achieve a drill-to-sleeve fitting with less surgical guide components than drill-key systems. A modified drill shank fits the sleeve hole and, therefore, the need for drill-keys is eliminated. The tolerance between surgical guide components, such as sleeve hole, sleeve, drill-key and drill, was shown to have negative impact on the accuracy of sCAIS [19-21,33,34]. Furthermore, authors have suggested that surgical guides without metal sleeves exhibited higher accuracy due to the lower number of surgical components and the tolerance gaps between them [23,35,36]. Inconsistent results among the studies are partially mirrored in the present study, as the guiding concept with higher accuracy varied across different sites of implantation. Significantly lower deviations of implants placed with the KL system compared to the DK system were observed in the distal extension site and the distal posterior single-tooth gap, but higher in anterior sites of implantation.

The possibility, of sCAIS being site-sensitive has been suggested in a study by el Kholy et al. [37]. The authors found that the accuracy of implants placed in the sites with bilateral tooth support was higher compared to the implants in the distal extension sites. Previous authors have suggested the use of guide stabilizers and optimal guide material in distal extension sites to address the impact of guide tilting and bending on the accuracy of sCAIS [28,38,39]. In the present study, a post hoc pairwise analysis revealed significant differences in deviations between implantation sites in both groups (AntExt-AntSTG, AntExt-DisPosSTG, AntExt-ProDE, AntExt-DisDE, AntSTG-DisPosSTG, AntSTG-DisDE, DisPosSTG-ProDE, ProPosSTG-DisDE, DisPosSTG-DisDE, ProDE-DisDE), suggesting that the results on the accuracy of sCAIS in this particular site of implantation should not be generalized across all types of partial edentulism. Different sites of implantation are characterized by different distribution and morphology of surrounding teeth that could influence the accuracy of sCAIS. The influence of the implantation site was different among two study groups. Higher angular deviations of implants placed with the DK system in the DisDE site when compared to the AntExt area were observed, whereas the results in the KL group were opposite with significantly lower 3D crestal, apical and angular deviations in the DisDE site. Our findings suggest that site of implantation impacts the accuracy of guiding systems differently. However, the present study was primarily designed to evaluate the influence of the guiding concepts on the accuracy of sCAIS; therefore, the role of the implantation site should be investigated in future studies.

The experimental design of the present study allowed the standardization of a number of possible confounding factors, such as physical properties and design of the guide, material density, number, morphology and distribution of supporting teeth, morphology of the alveolar ridge, data acquisition and measurement equipment. However, the interpretation of the results should consider the study's limitations. Firstly, 3D printed polyamide models were used, which in our experience felt harder than cortical bone and required greater pressure on pilot drills. Secondly, the free drilling distance varied between the study groups. Thirdly, the macroscopic design of the two implant systems was different. Both implants had a tapered shape but the implants in the KL group featured more aggressive therads than in the DK group. Previous studies have shown that the macroscopic aggressiveness of the implants could influence the accuracy [34,40,41]. Fourth, metal sleeves were used for

both implant systems to standardize guide designs. Part of the previous studies suggests that a sleeveless design leads to superior accuracy of the sCAIS [34,36]. Fifth, the physical properties of the guide material could affect the outcomes, especially in distal free-end situations [28]. Finally, the in vitro design omitted factors related to a clinical setting that might affect the accuracy of the sCAIS, such as patient movements, limited mouth opening, presence of saliva and blood and compromised accessibility or visibility [31,42]. In addition, the dental models did not simulate soft tissues, which in a clinical environment could affect the fitting and stabilization of the surgical guide [43]. In a meta-analysis by Bover-Ramos et al., it was concluded that in vitro studies reported higher accuracy results when compared to cadaver or clinical studies [31]. Therefore, the accuracy results of in vitro studies should not be translated to clinical situations. Nevertheless, the findings can offer insights on the influence of technical variables, which are challenging to compare in non-isolated study conditions. Further in vitro studies should focus on a high level of standardization of study designs. To externally validate the results, future clinical studies are needed to evaluate the influence of guiding concepts in different types of partial edentulism.

## 5. Conclusions

The deviations of both guiding concepts did not exceed the recommended safety margins. Significant differences were found between guiding systems in different sites of implantation. The DK system showed significantly higher crestal, apical, and angular accuracy in the anterior extended area and proximal posterior STG, as opposed to distal extensions and distal posterior STG, where the KL system exhibited superior results. The accuracy results of in vitro studies are not applicable to clinical settings due to numerous possible confounding factors that are eliminated in the experimental design. Future highly standardized in vitro experiments and clinical studies should focus on the influence of different guiding concepts and types of partial edentulism on the accuracy of sCAIS.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at: https://www. mdpi.com/article/10.3390/medicina61040617/s1, Table S1: Summary of the Kruskal–Wallis test and post hoc pairwise comparison analysis on differences between deviations from planned implant positions in subgroups of implantation sites.

Author Contributions: Conceptualization: D.K. and R.K., methodology: D.K., formal analysis and investigation: D.K., writing—original draft preparation: D.K.; writing—review and editing: D.K. and R.K., supervision: R.K. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors on request.

Acknowledgments: Straumann and Megagen provided material support of this study (implant replicas). The sponsors had no role in the study design, experiment, or publication of this work.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

# Abbreviations

The following abbreviations are used in this manuscript:

3D	Three	Dimensional
00	ince	Difficitoriul

- CBCT Cone Beam Computed Tomography
- DLP Digital Light Processing
- FDI Federal Dentaire Internationale
- sCAIS Static Computer-Assisted Implant Surgery
- SLS Selective Laser Sintering
- STG Single-tooth gap
- STL Standard Tessellation Language

#### References

- D'haese, J.; Ackhurst, J.; Wismeijer, D.; De Bruyn, H.; Tahmaseb, A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. Periodontol. 2000 2017, 73, 121–133. [CrossRef] [PubMed]
- Buser, D.; Sennerby, L.; De Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol.* 2000 2017, 73, 7–21. [CrossRef]
- Van Assche, N.; Vercruyssen, M.; Coucke, W.; Teughels, W.; Jacobs, R.; Quirynen, M. Accuracy of computer-aided implant placement. Clin. Oral Implant. Res. 2012, 23 (Suppl. S6), 112–123. [CrossRef]
- Joda, T.; Derksen, W.; Wittneben, J.G.; Kuehl, S. Static computer-aided implant surgery (s-CAIS) analysing patient-reported outcome measures (PROMs), economics and surgical complications: A systematic review. *Clin. Oral Implant. Res.* 2018, 29 (Suppl. S16), 359–373. [CrossRef]
- Graf, T.; Keul, C.; Wismeijer, D.; Güth, J.F. Time and costs related to computer-assisted versus non-computer-assisted implant planning and surgery. A systematic review. *Clin. Oral Implant. Res.* 2021, 32 (Suppl. S21), 303–317. [CrossRef]
- Schnitman, P.A.; Hayashi, C.; Han, R.K. Why guided when freehand is easier, quicker, and less costly? J. Oral Implantol. 2014, 40, 670–678. [CrossRef] [PubMed]
- Varga, E., Jr.; Antal, M.; Major, L.; Kiscsatári, R.; Braunitzer, G.; Piffkó, J. Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation. *Clin. Oral Implant. Res.* 2020, 31, 417–430. [CrossRef]
- Smitkarn, P.; Subbalekha, K.; Mattheos, N.; Pimkhaokham, A. The accuracy of single-tooth implants placed using fully digitalguided surgery and freehand implant surgery. J. Clin. Periodontol. 2019, 46, 949–957. [CrossRef]
- Younes, F.; Eghbali, A.; De Bruyckere, T.; Cleymae, R.; Cosyn, J. A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *Clin. Oral Implant. Res.* 2019, 30, 131–138. [CrossRef]
- Gallardo, Y.R.; Bohner, L.; Tortamano, P.; Pigozzo, M.N.; Laganá, D.C.; Sesma, N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. J. Prosthet. Dent. 2018, 119, 214–219. [CrossRef]
- Vercruyssen, M.; De Laat, A.; Coucke, W.; Quirynen, M. An RCT comparing patient-centred outcome variables of guided surgery (bone or mucosa supported) with conventional implant placement. J. Clin. Periodontol. 2014, 41, 724–732. [CrossRef]
- Colombo, M.; Mangano, C.; Mijiritsky, E.; Krebs, M.; Hauschild, U.; Fortin, T. Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: A critical review based on randomized controlled trials. BMC Oral Health 2017, 17, 150. [CrossRef]
- Su, C.-Y.; Fu, J.-H.; Wang, H.-L. The Role of Implant Position on Long-Term Success. Clin. Adv. Periodontics 2014, 4, 187–193. [CrossRef]
- Berglundh, T.; Armitage, G.; Araujo, M.G.; Avila-Ortiz, G.; Blanco, J.; Camargo, P.M.; Chen, S.; Cochran, D.; Derks, J.; Figuero, E.; et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J. Clin. Periodontol. 2018, 45 (Suppl. S20), S286–S291. [CrossRef] [PubMed]
- Tallarico, M.; Meloni, S.M. Retrospective Analysis on Survival Rate, Template-Related Complications, and Prevalence of Periimplantitis of 694 Anodized Implants Placed Using Computer-Guided Surgery: Results Between 1 and 10 Years of Follow-Up. Int. J. Oral Maxillofac. Implant. 2017, 32, 1162–1171. [CrossRef]
- Gargallo-Albiol, J.; Barootchi, S.; Marqués-Guasch, J.; Wang, H.L. Fully Guided Versus Half-Guided and Freehand Implant Placement: Systematic Review and Meta-analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implant. 2020, 35, 1159–1169. [CrossRef]
- Tahmaseb, A.; Wismeijer, D.; Coucke, W.; Derksen, W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. Int. J. Oral Maxillofac. Implant. 2014, 29, 25–42. [CrossRef]
- Kasradze, D.; Segalyte, E.; Kubilius, R. Influence of clinical and technical parameters on accuracy of guided implant placement. Systematic review and meta-analysis. J. Osseointegr. 2021, 13, 198–219. [CrossRef]

- Koop, R.; Vercruyssen, M.; Vermeulen, K.; Quirynen, M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013, 24, 630–634. [CrossRef]
- Cassetta, M.; Di Mambro, A.; Di Giorgio, G.; Stefanelli, L.V.; Barbato, E. The Influence of the Tolerance between Mechanical Components on the Accuracy of Implants Inserted with a Stereolithographic Surgical Guide: A Retrospective Clinical Study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2015, 17, 580–588. [CrossRef]
- Schneider, D.; Schober, F.; Grohmann, P.; Hammerle, C.H.; Jung, R.E. In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computer-assisted guided implantology produced by 3-D printing. *Clin. Oral Implant. Res.* 2015, 26, 320–325. [CrossRef] [PubMed]
- Guentsch, A.; Bjork, J.; Saxe, R.; Han, S.; Dentino, A.R. An In-Vitro analysis of the accuracy of different guided surgery systems —They are not all the same. *Clin. Oral Implant. Res.* 2023, 34, 531–541. [CrossRef]
- Raabe, C.; Schuetz, T.S.; Chappuis, V.; Yilmaz, B.; Abou-Ayash, S.; Couso-Queiruga, E. Accuracy of keyless vs drill-key implant systems for static computer-assisted implant surgery using two guide-hole designs compared to freehand implant placement: An in vitro study. Int. J. Implant. Dent. 2023, 9, 4. [CrossRef]
- Sittikornpaiboon, P.; Arunjaroensuk, S.; Kaboosaya, B.; Subbalekha, K.; Mattheos, N.; Pimkhaokham, A. Comparison of the accuracy of implant placement using different drilling systems for static computer-assisted implant surgery: A simulation-based experimental study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2021, 23, 635–643. [CrossRef] [PubMed]
- Gourdache, I.; Salomó-Coll, O.; Hernández-Alfaro, F.; Gargallo-Albiol, J. Dental Implant Positioning Accuracy Using a Key or Keyless Static Fully Guided Surgical System: A Prospective Systematic Review and Meta-analysis. Int. J. Prosthodont. 2024, 37, 199–209. [CrossRef] [PubMed]
- El Kholy, K.; Janner, S.F.M.; Schimmel, M.; Buser, D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2019, 21, 101–107. [CrossRef]
- ISO 5725-1:2023(en); Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results—Part 1: General Principles and Definitions. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2023.
- Krithikadatta, J.; Gopikrishna, V.; Datta, M. CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. J. Conserv. Dent. 2014, 17, 301–304. [CrossRef]
- Gargallo-Albiol, J.; Zilleruelo-Pozo, M.J.; Lucas-Taulé, E.; Muñoz-Peñalver, J.; Paternostro-Betancourt, D.; Hernandez-Alfaro, F. Accuracy of static fully guided implant placement in the posterior area of partially edentulous jaws: A cohort prospective study. *Clin. Oral Investig.* 2022, 26, 2783–2791. [CrossRef]
- Tahmaseb, A.; Wu, V.; Wismeijer, D.; Coucke, W.; Evans, C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* 2018, 29 (Suppl. S16), 416–435. [CrossRef]
- Bover-Ramos, F.; Vina-Almunia, J.; Cervera-Ballester, J.; Penarrocha-Diago, M.; Garcia-Mira, B. Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: A systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and in vitro studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 2018, 33, 101–115. [CrossRef]
- Kessler, A.; Le, V.; Folwaczny, M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. *Clin. Oral Implant. Res.* 2021, 32, 1097–1104. [CrossRef]
- Cassetta, M.; Di Mambro, A.; Giansanti, M.; Stefanelli, L.V.; Barbato, E. Is it possible to improve the accuracy of implants inserted with a stereolithographic surgical guide by reducing the tolerance between mechanical components? *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2013, 42, 887–890. [CrossRef] [PubMed]
- 34. Van Assche, N.; Quirynen, M. Tolerance within a surgical guide. Clin. Oral Implant. Res. 2010, 21, 455–458. [CrossRef] [PubMed]
- Dulla, F.A.; Couso-Queiruga, E.; Chappuis, V.; Yilmaz, B.; Abou-Ayash, S.; Raabe, C. Influence of alveolar ridge morphology and guide-hole design on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery with two implant macro-designs: An In Vitro study. J. Dent. 2023, 130, 104426. [CrossRef]
- Adams, C.R.; Ammoun, R.; Deeb, G.R.; Bencharit, S. Influence of Metal Guide Sleeves on the Accuracy and Precision of Dental Implant Placement Using Guided Implant Surgery: An In Vitro Study. J. Prosthodont. 2023, 32, 62–70. [CrossRef]
- El Kholy, K.; Lazarin, R.; Janner, S.F.M.; Faerber, K.; Buser, R.; Buser, D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clin. Oral Implant. Res.* 2019, 30, 1067–1075. [CrossRef] [PubMed]
- Pessoa, R.; Siqueira, R.; Li, J.; Saleh, I.; Meneghetti, P.; Bezerra, F.; Wang, H.L.; Mendonça, G. The Impact of Surgical Guide Fixation and Implant Location on Accuracy of Static Computer-Assisted Implant Surgery. J. Prosthodont. 2022, 31, 155–164. [CrossRef]
- Wu, Q.; Lou, Y.; Sun, J.; Xie, C.; Wu, J.; Yu, H. Accuracy of the novel digital non-cross-arch surgical guides with integration of tooth undercut retention and screw-bone support for implant placement in mandibular free-end. BMC Oral Health 2024, 24, 550. [CrossRef]

- Thanasrisuebwong, P.; Pimkhaokham, A.; Jirajariyavej, B.; Bencharit, S. Influence of the Residual Ridge Widths and Implant Thread Designs on Implant Positioning Using Static Implant Guided Surgery. J. Prosthodont. 2023, 32, 340–346. [CrossRef]
- El Kholy, K.; Ebenezer, S.; Wittneben, J.G.; Lazarin, R.; Rousso, D.; Buser, D. Influence of implant macrodesign and insertion connection technology on the accuracy of static computer-assisted implant surgery. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2019, 21, 1073–1079. [CrossRef]
- Kernen, F.; Schlager, S.; Seidel Alvarez, V.; Mehrhof, J.; Vach, K.; Kohal, R.; Nelson, K.; Flügge, T. Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. J. Prosthet. Dent. 2022, 128, 1303–1309. [CrossRef] [PubMed]
- Tatakis, D.N.; Chien, H.H.; Parashis, A.O. Guided implant surgery risks and their prevention. *Periodontol.* 2000 2019, 81, 194–208. [CrossRef] [PubMed]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

# **CURRICULUM VITAE**

Name, Surname	David Kasradze
Address:	Lithuanian University of Health Sciences, Medical Academy, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Eiveniu 2, LT-50161 Kaunas, Lithuania
E-mail:	david.kasradze@lsmu.lt
Education:	
2019–2025	PhD studies, Lithuanian University of Health Sciences, Medical Academy, Faculty of Odontology, Department of Oral and Maxillofacial Surgery
2019-2024	Law studies, Mykolas Riomeris University, Faculty of Law (LL.B)
2015–2018	Residency of Oral Surgery, Lithuanian University of Health Sciences, Department of Oral and Maxillofacial Surgery (Oral Surgeon)
2010–2015	Odontology studies, Lithuanian University of Health Sciences, Medical Academy, Faculty of Odontology (Master of Odontology, Odontologist)
2006–2010	Klaipeda Vytautas Magnus Gymnasium

# Work Experience:

2018-present	Lecturer, Lithuanian University of Health Sciences, Faculty of
	Odontology, Department of Maxillofacial Surgery
2015–present	Odontologist, Oral Surgeon at private practise

# Memberships:

2015-present	Lithuanian Dental Chamber
2018-present	Lithuanian Society of Oral and Maxillofacial Surgeons
2018-present	European Association of Osseointegration
2012–2014	Board member, President at Lithuanian Association of Dental Students

# PADĖKA

Nuoširdžiai dėkoju savo moksliniam vadovui, profesoriui Ričardui Kubiliui, už pagalbą, paramą ir palaikymą visų studijų metu.

Taip pat dėkoju jaunajam kolegai Justui Lapinskui – už pagalbą ir patarimus.

Dėkoju tėvams už paskatinimą siekti daugiau ir nesustoti.

Ačiū žmonai Gintarei – už kantrybę, supratimą ir nuoširdų palaikymą be jokių lūkesčių atgal.

Ir svarbiausia – mano dukroms, Marijai ir Kotrynai – už šypsenas ir apkabinimus, kurie primindavo, dėl ko verta stengtis.