



Kauno technologijos universitetas

Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka dantų implantų perkrovoms

Baigiamasis magistro projektas

Karolis Kučinskas
Projekto autorius

doc. dr. Saulius Diliūnas
Vadovas

Kaunas, 2025



Kauno technologijos universitetas
Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas

Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka dantų implantų perkrovoms

Baigiamasis magistro projektas
Mechanikos inžinerija (6211EX009)

Karolis Kučinskas
Projekto autorius

doc. dr. Saulius Diliūnas
Vadovas

doc. dr. Vitalis Leišis
Recenzentas

Kaunas, 2025



Kauno technologijos universitetas
Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas
Karolis Kučinskas

Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka dantų implantų perkrovoms

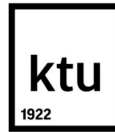
Akademinių sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

1. baigiamąjį projektą parengiau savarankiškai ir sąžiningai, nepažeisdamas kitų asmenų autoriaus ar kitų teisių, laikydamasis Lietuvos Respublikos autorių teisių ir gretutinių teisių įstatymo nuostatų, Kauno technologijos universiteto (toliau – Universitetas) intelektinės nuosavybės valdymo ir perdavimo nuostatų bei Universiteto akademinės etikos kodekse nustatytų etikos reikalavimų;
2. baigiamajame projekte visi pateikti duomenys ir tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti teisėtai, nei viena šio projekto dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar elektroninių šaltinių, visos baigiamojo projekto tekste pateiktos citatos ir nuorodos yra nurodytos literatūros sąrašė;
3. įstatymų nenumatytų piniginių sumų už baigiamąjį projektą ar jo dalis niekam nesu mokėjęs;
4. suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo ar kitų asmenų teisių pažeidimo faktui, man bus taikomos akademinės nuobaudos pagal Universitete galiojančią tvarką ir būsiu pašalintas iš Universiteto, o baigiamasis projektas gali būti pateiktas Akademinės etikos ir procedūrų kontrolieriaus tarnybai nagrinėjant galimą akademinės etikos pažeidimą.

Karolis Kučinskas

Patvirtinta elektroniniu būdu



Kauno technologijos universitetas

Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas

Baigiamojo magistro projekto užduotis

Studentui – Karoliui Kučinskui

1. Projekto tema

Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka dantų implantų perkrovoms

(Lietuvių kalba)

Influence of Dental Orthopaedic and(or) Dental Technician Errors on Functional Dental Implant Overloading

(Anglų kalba)

2. Projekto tikslas ir uždaviniai

Tikslas: Nustatyti dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaką funkcinėms dantų implantų perkrovoms

Uždaviniai:

1. Atlikti išplėstinę literatūros apžvalgą
2. Paruošti ir validuoti trijų dantų tilto ir dviejų dantų implantų baigtinių elementų modelį
3. Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidas modeliuoti baigtinių elementų metodu, atlikti skaičiavimus
4. Pateikti išvadas kaip dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidos daro įtaką funkcinėms dantų implantų perkrovoms

3. Pagrindiniai reikalavimai ir sąlygos

Atlikti apytikslės geometrijos gamintojo „A“ implantų analizę naudojant „Dassault Systèmes“ programinę įrangą „SolidWorks“

1. Papildomi reikalavimai projektui, ataskaitai ir jos priedams

Netaikoma

Projekto autorius

Karolis Kučinskas

(Vardas, Pavardė)

(Parašas)

(Data)

Projekto vadovas

Saulius Diliūnas

(Vardas, Pavardė)

(Parašas)

(Data)

Krypties studijų
programų vadovas

Kęstutis Pilkauskas

(Vardas, Pavardė)

(Parašas)

(Data)

Kučinskas, Karolis. Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka dantų implantų perkrovoms. Baigiamasis magistro projektas / vadovas Saulius Diliūnas; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Inžinerijos mokslai, Mechanikos inžinerija

Reikšminiai žodžiai: implantai, perkrovos, ortopedo, techniko, dantų, klaidos

Kaunas, 2025. 47 p.

Santrauka

Šis tiriamasis projektas skirtas nustatyti dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaką dantų implantų perkrovoms. Tinkamas klaidų įvertinimas gali padėti priimti sprendimus, kurie prailgintų implantų tarnavimo laiką bei pagerintų pacientų gyvenimo kokybę. Tyrime aptariami veiksniai, turintys įtakos dantų implantų sistemų mechaninėms charakteristikoms veikiant funkcinėms apkrovoms, įskaitant implanto pozicijos tikslumą ir surinkimo ypatumus. Atlikta literatūros apžvalga, kurioje aptartos pagrindinės dantų funkcijos, dantų netekimo priežastys ir galimi padariniai, taip pat osteointegracijos procesas ir jo svarba implantologijoje, tradicinių ir skaitmeninių burnos ertmės antspaudų suformavimas, protezo įklijavimas bei protezų gamybos ypatumai. Nagrinėtos dantų implantų perkrovos priežastys, jų pasekmės ir dantų ortopedų bei technikų klaidos implantologijoje. Geometrinis modeliavimas bei baigtinių elementų analizė atlikti naudojant implantų sistemos ir trijų dantų tilto modelius „SolidWorks“ programinės įrangos aplinkoje. Implantų sistemos komponentų geometrija atkurta remiantis fiziniais matavimais, nes implantų gamintojo pateikti failai nebuvo tinkami baigtinių elementų analizei atlikti. Sukurti penki skirtingi tiltinio protezo konfigūracijos variantai, kad būtų galima analizuoti skirtingų implantų įsriegimo kampų išilgai žandikaulio poveikį įtempių pasiskirstymui. Medžiagos implantų sistemos komponentams priskirtos pagal gamintojo pateiktus duomenis: implantams ir atramoms titanas, trijų dantų tiltui cirkonio oksidas, kurį aprašančios medžiagos savybės gautos iš odontologų pateiktų duomenų. Kraštinės sąlygos ir suvaržymai parinkti taip, kad imituotų realias kliniškes sąlygas: implantams priskirtas nejudamas įtvirtinimas, imituojant tvirtą osteointegraciją su aplinkiniu kaulu, tarp tilto ir atramų parinkti „klijuoti“ kontaktiniai ryšiai imituojant klijų sluoksnį, tiltui pritaikytos apkrovos sąlygos, imituojančios kramtymo jėgas, kurių priskyrimo vietos, vertės bei posvyrio kampas parinkti pagal odontologų rekomendacijas. Gauti rezultatai, kurie parodo tikslios implantacijos ir protezavimo svarbą, nes net ir maži nukrypimai gali sukelti neproporcingai didelius įtempius, didinant konstrukcijos pažeidimo riziką. Pateiktos išvados nurodančios, kad dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidos gali sudaryti sąlygas netinkamam apkrovų pasiskirstymui, taip sukeliant ankstyvą komponentų nusidėvėjimą, tvirtinimo varžtų atsipalaidavimą ar net komponentų lūžius.

Kučinskas, Karolis. Impact of Dental Orthopedic and/or Dental Technician Errors on Dental Implant Overloading. Master's Final Project / supervisor Saulius Diliūnas; The Faculty of Mechanical Engineering and Design, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Engineering Sciences, Mechanical Engineering

Key words: implants, overloading, orthopedic, technician, dental, errors

Kaunas, 2025. 47 p.

Summary

This research project aims to determine the impact of dental orthopedic and(or) dental technician errors on dental implant overloading. Proper assessment of errors can help to make decisions that extend the life of implants and improve the quality of life of patients. The study addresses the factors that influence the mechanical performance of dental implant systems under functional loads, including implant positional accuracy and assembly features. A literature review is carried out which discusses the basic functions of teeth, the causes and possible consequences of tooth loss, as well as the process of osseointegration and its importance in implantology, traditional and digital oral impressions, denture bonding and denture fabrication. The causes and consequences of overloading of dental implants, dental orthopedic and dental technician errors in implantology are examined. Geometric modelling and finite element analysis were carried out using models of the implant system and the three-tooth bridge in „SolidWorks“ software environment. The geometry of the components of the implant system was reconstructed on the basis of physical measurements, as the files provided by the manufacturer were not suitable for finite element analysis. Five different dental bridge configurations were created to analyze the effect of different implant insertion angles along the jaw on the stress distribution. The materials for the components of the implant system are assigned according to the manufacturer's data: titanium for the implants and abutments, zirconium oxide for the three-tooth bridge, for which the properties of the material were obtained from data provided by dentists. The boundary conditions and constraints were chosen to simulate real clinical conditions: the implants were assigned a fixed constraint, simulating strong osseointegration with the surrounding bone, the contact between the bridge and abutments was selected as „bonded“, simulating an adhesive layer and the bridge was subjected to loading conditions simulating masticatory forces, with the assignment of locations, values and angles of tilt chosen in accordance with the recommendations of dentist. The obtained results show the importance of precise implantation and prosthetics, as even small deviations can lead to disproportionate stresses, increasing the risk of structural failure. The submitted conclusions are that errors by the dental orthopedic surgeon and/or dental technician can lead to an inappropriate distribution of loads, causing premature wear of components, loosening of fixing screws or even fracture of components.

Turinys

Lentelių sąrašas	8
Paveikslų sąrašas	9
Įvadas	10
1. Literatūros apžvalga	11
1.1. Įvadas į odontologinę implantologiją	11
1.2. Funkcinių dantų implantų perkrovos priežastys ir padariniai	13
1.3. Dantų ortopedų ir(ar) dantų technikų klaidos implantologijoje	13
1.3.1. Netinkamas dantų implanto pozicijos nustatymas	14
1.3.2. Netinkamas burnos ertmės antspaudų suformavimas.....	14
1.3.3. Netinkamas burnos ertmės skaitmeninių antspaudų suformavimas.....	15
1.3.4. Netinkamas dantų protezų įklėjavimas	16
1.4. Dantų vainikų ar tiltų gamybos procesai ir įtaka netikslumams.....	16
1.4.1. Netikslumai atsirandantys gaminant liejimo formą bei liejant.....	17
1.4.2. Netikslumai atsirandantys frezavimo proceso metu.....	18
1.4.3. Netikslumai atsirandantys 3D spausdinimo proceso metu.....	19
1.5. Komponentų prigludimo problemos: tyrimų apžvalga.....	20
2. Dantų ortopedo ir(ar) techniko klaidų įtakos dantų implantų perkrovoms tyrimas.....	22
2.1. Geometrinis modeliavimas	22
2.2. Medžiagų priskyrimas	25
2.3. Kraštinės sąlygos, suvaržymai ir apkrovos	25
2.4. Baigtinių elementų modelio validavimas	28
3. Rezultatai.....	30
3.1. Įtempiai, kuomet nėra dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų.....	30
3.2. Įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant -30µm perslinkimui.....	31
3.3. Įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant +30µm perslinkimui.....	32
3.4. Įtempių pokyčių palyginimas tarp -30µm ir +30µm perslinkimų, kuomet apkrova vertikali ..	33
3.5. Įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant -30µm perslinkimui	35
3.6. Įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant +30µm perslinkimui	35
3.7. Įtempių pokyčių palyginimas tarp -30µm ir +30µm perslinkimų, kuomet apkrova kampu.....	36
3.8. Įtempių pokyčių palyginimas tarp vertikalios apkrovos ir kampu	38
3.9. Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka funkcinėms dantų implantų perkrovoms..	39
4. Rekomendacijos norint išvengti funkcinių dantų implantų perkrovų	40
Išvados	42
Literatūra	43
Priedai.....	48
1 priedas. Baigtinių elementų analizės rezultatai	48

Lentelių sąrašas

2.1 lentelė. Medžiagų, naudojamų implantų sistemos komponentams, mechaninės savybės	25
2.2 lentelė. Okliuzinių (kramtymo) jėgų vertės	27

Paveikslų sąrašas

1.1 pav. Osteointegracijos procesas	11
1.2 pav. Natūralaus danties ir implanto sistemos palyginimas	12
1.3 pav. Skirtingais kampais įsrikti dantų implantai [13]	12
1.4 pav. Implantų biomechaninės komplikacijos	13
1.5 pav. Burnos ertmės antspaudas [25]	14
1.6 pav. Fizinis burnos ertmės modelis [30]	15
1.7 pav. Intraoralinis skeneris [33].....	15
1.8 pav. Protezų tvirtinimas naudojant kljus.....	16
1.9 pav. Keturių dantų tiltas pagamintas iš cirkonio [56]	17
1.10 pav. Investicinio liejimo vaško forma [39]	17
1.11 pav. Dantų protezai pagaminti frezavimo metodu [42]	18
1.12 pav. Dantų vainikai pagaminti 3D spausdinimo (SLA) metodu [49]	19
1.13 pav. Įtempiai implantu, nesant kaulo praradimo ir kuomet prigludimas netinkamas (b) ir tinkamas (f) [51]	20
1.14 pav. Vertikalus prigludimo netikslumas tarp atramos ir protezo [52]	21
2.1 pav. Gamintojo A implantas (a) ir supaprastintas implanto modelis (b)	22
2.2 pav. Kaulo struktūros skirtumai [6]	22
2.3 pav. Gamintojo A tvirtinimo varžtas (a) ir supaprastintas tvirtinimo varžto modelis (b).....	23
2.4 pav. STL failo klaidos „Meshmixer“ programoje.....	23
2.5 pav. Trijų dantų tilto modelis	24
2.6 pav. Dantų numeracija	24
2.7 pav. Implantų įsriegimo išilgai žandikaulio kampai	25
2.8 pav. Implantų sistemos komponentai	25
2.9 pav. Paviršiai, kuriems parinkti „klijuoti“ kontaktiniai ryšiai.....	26
2.10 pav. Implantų paviršiai, kuriems parinktas nejudamas įtvirtinimas.....	26
2.11 pav. Perslinkimas tarp implanto ir trumpos atramos ašių (-30 μm)	27
2.12 pav. Atramos ir varžto perslinkimai implantų sistemoje	27
2.13 pav. Tiltų veikiančių apkrovų priskyrimo vietos	28
2.14 pav. Skaičiavimuose naudotas baigtinių elementų tinklėlis.....	28
3.1 pav. Trijų dantų tilto vietos turinčios kontaktą su atramomis	30
3.2 pav. Įtempių vidurkiai esant vertikaliai apkrovai ir apkrovai kampu	31
3.3 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant -30μm perslinkimui.....	32
3.4 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant +30μm perslinkimui.....	33
3.5 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esamas -30μm arba +30μm perslinkimas.....	34
3.6 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali.....	34
3.7 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant -30μm perslinkimui	35
3.8 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant +30μm perslinkimui	36
3.9 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esamas -30μm arba +30μm perslinkimas	37
3.10 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu	37
3.11 pav. Vidutiniai įtempių pokyčiai esant vertikaliai ir kampu apkrovoms	38
4.1 pav. Chirurginis dantų implantų gidas [53].....	40

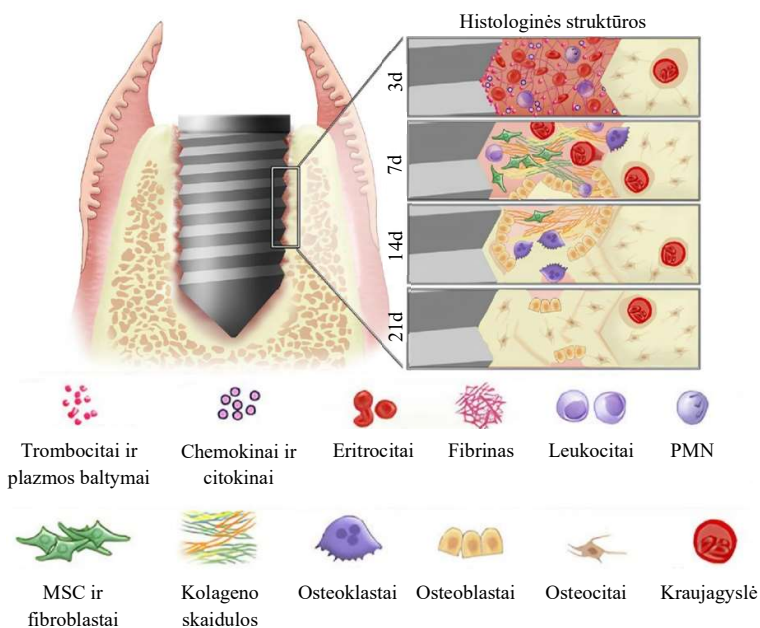
Išvadas

Dantų implantai yra vienas iš pažangiausių dantų funkcijos ir išvaizdos atkūrimo būdų netekus dantų. Implantologijoje svarbus tikslumas kiekviename etape, nes net ir mažos paklaidos gali turėti didelę įtaką implantų ilgaamžiškumui ir funkcionalumui, todėl ir paciento gyvenimo kokybei. Šio tyrimo tikslas – nustatyti dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaką funkcinėms dantų implantų perkrovoms. Tikslas įgyvendinamas sprendžiant šiuos uždavinius: atliekant literatūros apžvalgą; paruošiant ir validuojant trijų dantų tilto ir dviejų dantų implantų baigtinių elementų modelį; dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidas modeliuojant baigtinių elementų metodu ir atliekant skaičiavimus; pateikiant išvadas kaip dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidos daro įtaką funkcinėms dantų implantų perkrovoms. Tyrimo aktualumą lemia poreikis tiksliau įvertinti dantų implantų sistemose atsirandančių netikslumų, kurie lemia funkcinės perkrovas, poveikį konstrukcijai. Norint užtikrinti ilgalaikį dantų implantų naudojimą, reikėtų vengti perkrovų, nes jos gali turėti įtakos implanto stabilumui. Implantų perkrovų gali būti išvengta nustatant ir analizuojant dantų ortopedų ir(ar) dantų technikų klaidas, kurios jas sukelia, įvertinant jų poveikį bei įgyvendinant sprendimus, padėsiančius išvengti šių klaidų ateityje. Implantų perkrovų padidėjimą, atsirandantį dėl ortopedinių ar techninių klaidų, galima įvertinti taikant skaitmeninius simuliacijos metodus ir analizuojant jų poveikį konstrukcijos elgsenai. Virtualioje aplinkoje galima pamatyti kaip šių klaidų pasekmės veikia įtempių pasiskirstymą implantų sistemoje – tai padeda įvertinti šių klaidų poveikį implantų ilgaamžiškumui bei suteikia informacijos esant skirtingoms aplinkybėms. Tokių tyrimų rezultatai padėtų gydytojams nustatyti tobulintinas sritis bei sukurti planus kaip sumažinti klaidų skaičių.

1. Literatūros apžvalga

1.1. Įvadas į odontologinę implantologiją

Žmonės savo sveikata ir išvaizda rūpintis skatina augantis gyvenimo lygis bei technologijų pažangos atnešami socialiniai ir kultūriniai pokyčiai, motyvuojantys labiau save puoselėti [1]. Danties netektis gali ne tik neigiamai paveikti žmogaus išvaizdą, bet ir sukelti neigiamus sveikatos padarinius [2]. Dantų netekimas gali sukelti trijų funkcijų sutrikimus: kramtymo, artikuliacijos ir šypsenos estetikos [3]. Dantų netenkama dėl įvairių ligų, lūžių, kurių neįmanoma sugydyti bei fizinių traumų, dėl kurių gali prireikti šalinti dantis [4]. Dėl trūkstamų dantų gali susilpnėti žandikaulis, pakisti sąkandžio padėtis, dėl ko gali atsirasti sunkumų valgant maistą, kalbant. Todėl atsiranda vis didesnė visuomenės paklausa dantų implantams. Gydytojų odontologų bendruomenėje dantų implantai yra priskiriami vienu geriausių pasirinkimų atkuriant trūkstamus dantis [1]. Norint pakeisti natūralų dantį dirbtiniu, naudojami iš biologiškai su žmogumi suderinamų medžiagų pagaminti dantų implantai, kurie chirurginiu būdu įsriegiami į žandikaulį [5]. Dantų implantų panaudojimo pagrindą sudarantis procesas yra vadinamas osteointegracija [2]. Šis procesas apibrėžiamas kaip tiesioginis struktūrinis ryšys tarp implanto paviršiaus ir gyvo kaulo mikroskopiniame lygmenyje [6]. Sėkmingą implantaciją lemia ne tik osteointegracija, bet ir implantų stabilumas [7]. Geras dantų implantų pirminis stabilumas po implantacijos yra žinomas kaip geros osteointegracijos rodiklis [4].

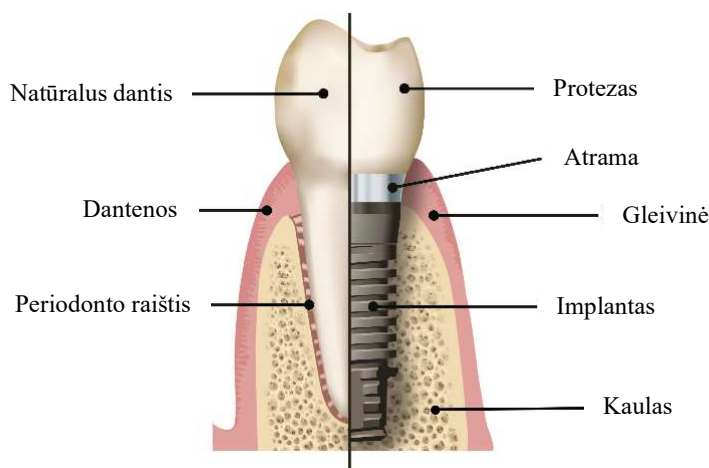


1.1 pav. Osteointegracijos procesas

Osteointegracijai būtinos biologiškai suderinamos medžiagos kaip cirkonis ar titanas, kurios tinkamos kaulo ląstelėms augti ant dantų implanto paviršiaus taip sudarant tvirtą jungtį. Iš titano pagaminti dantų implantai yra ypač tinkami protezavimui, nes pasižymi tvirtu integravimusi į kaulą, ilgaamžiškumu bei dideliu atsparumu korozijai. Titanas šiuo metu yra populiariausia dantų implantų medžiaga [8].

Dantį vizualiai sudaro dvi pagrindinės dalys – burnoje matomas danties vainikas ir žandikaulyje įtvirtinta danties šaknis. Virš dantenų esantis danties vainikas yra būtinas tokioms funkcijoms kaip kramtymas ir kalbėjimas. Dantų implantų sistemose implantas atstoja šaknies funkciją, o dirbtinis

danties vainikas – natūralaus vainiko funkciją. Natūrali danties šaknis ir vainikas skiriasi nuo dantų implantų sistemos dėl to, kad jie yra viena struktūra, o implantų sistemą sudaro keli atskiri komponentai – implantas, atrama ir vainikas arba kelių dantų tiltas, kurie tarpusavyje sujungiami naudojant tvirtinimo varžtą [3]. Atrama sujungia implantą su dirbtiniu danties vainiku, kuris atkuria trūkstamo danties ar dantų funkciją ir išvaizdą. Šie dantų implantų sistemos komponentai kuriami taip, kad atitiktų ne tik paciento estetikos reikalavimus, tačiau ir atliktų natūraliems dantis būdingas funkcijas. Iš kelių komponentų susidedanti dantų implantų sistema suteikia lankstumo gydant ir leidžia chirurgams ir protezuotojams parinkti tinkamą gydymo sprendimą.



1.2 pav. Natūralaus danties ir implanto sistemos palyginimas

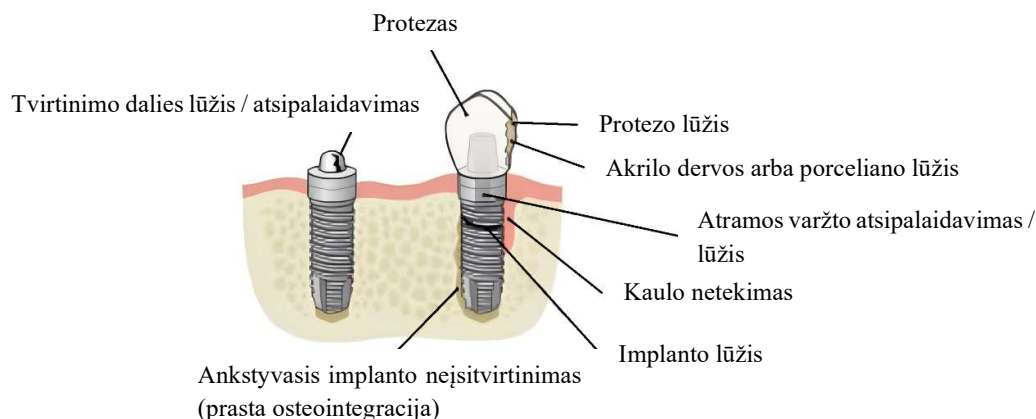
Vienas iš iššūkių, su kuriuo susiduriama implantologijoje, yra mechaninių apkrovų, kurios atsiranda kramtymo metu, kontrolė. Šių apkrovų kontrolė yra svarbi siekiant ilgalaikio implanto stabilumo, nes per didelės ar netolygiai pasiskirsčiusios jėgos gali pažeisti implantą arba protezą. Priešingai nei natūralus dantis, dantų implantas yra tiesiogiai sujungtas su kaulu be jokių jungiamųjų audinių, todėl labiau tikėtina, kad susidarys didesni įtempiai nei esant natūraliems dantis, kurie turi amortizuojančius audinius [9]. Dantų implanto gebėjimui paskirstyti šiuos įtempius didelę įtaką daro implanto konstrukciją sudarančios savybės – skersmuo, ilgis, sriegio bei bendra forma, kurios turi įtakos apkrovų perdavimui į aplink implantą esantį kaulą ir įtempių pasiskirstymą pačiame implante [10, 11]. Jėgos, kuria veikiamas implantas, kryptis ir kaulo kokybė taip pat turi įtakos jėgai, perduodamai iš implanto į kaulą, taigi ir įtempiams pačiame implante ir kaule [12]. Todėl, norint, kad dantų implantas būtų ilgai naudojamas, svarbu pasirinkti tinkamą implantą ir teisingai parinkti jo poziciją.



1.3 pav. Skirtingais kampais įsriegti dantų implantai [13]

1.2. Funkcinių dantų implantų perkrovos priežastys ir padariniai

Dantų implantų perkrova turi įtakos tiek biologiniam, tiek mechaniniam implanto stabilumui, tad siekiant ilgaamžiško dantų implanto naudojimo šias perkrovas reikia įvertinti ir jų vengti. Implantologijoje „perkrovos“ sąvoka nėra tiksliai apibrėžta kaip tam tikra ribinė jėga, kurią pasiekus implantą galima laikyti patyrusiu perkrovą. Šią sąvoką lemia aplink implantą esančių audinių biologinė reakcija, kuomet dėl implantą veikiančios jėgos, kuri yra didesnė nei gali atlaikyti aplinkui esantis kaulas ar audiniai, atsiranda uždegimas arba kaulo tirpimas [14]. Dantys periodonte turi mechanoreceptorius, kurie atsakingi už padidėjusios apkrovos informacijos perdavimą. Esant per didelei apkrovai kyla skausmas. Priešingai nei dantys, implantai periodonto neturi, todėl žmogus, turintis danties implantą, kramtant per didelės apkrovos negali jausti [15]. Dėl to padidėja implanto ir aplinkui esančio kaulo pažeidimo rizika.



1.4 pav. Implantų biomechaninės komplikacijos

Kramtymui įvertinti naudojami du pagrindiniai rodikliai: kramtymo efektyvumas, kuris parodo, kaip gerai maistas sukramtomas ir kramtymo jėga, dar vadinama okliuzine jėga. Dėl per didelių okliuzinių jėgų, gali greičiau nusidėvėti ar nuskilti dantys arba protezai [16]. Per didelės okliuzinės jėgos aktualios ir implantologijoje, nes gali perkrauti implantą, taip darant neigiamą poveikį tiek dantų implantams, tiek prie jų tvirtinamiems komponentams. Dantų implantų perkrovos gali sukelti įvairių komplikacijų, tokių kaip implantų ir kitų komponentų lūžiai, skilimai, tvirtinimo varžtų atsilaisvinimas [15]. Perkrovos prieš sėkmingą osteointegraciją gali būti viena iš kaulo nykimo aplink dantų implantus priežasčių, kurios nepaisymas gali lemti implanto neprigijimą [17].

1.3. Dantų ortopedų ir(ar) dantų technikų klaidos implantologijoje

Gydytojų odontologų ortopedų ar dantų technikų padarytos klaidos gali turėti įtaką dantų implantų ilgaamžiškumui, nes dėl jų kyla komplikacijų, darančių įtaką implantų stabilumo aspektams. Implanto praradimas yra skirstomas į dvi grupes: ankstyvąją ir vėlyvąją. Ankstyvasis praradimas įvyksta tada, kai tarp implanto ir kaulo nesusidaro pakankamai tvirtas ryšys – tam įtakos turėti gali kaulo kiekis ir kokybė bei įvairios sisteminės ligos. Vėlyvasis praradimas gali atsirasti dėl protezavimo klaidų, infekcijų. Implantacijos kokybė priklauso nuo gydytojų išgūdžių, įgytų žinių, požiūrio ir pasirinktų metodų atliekant implantavimo procedūras [18]. Tinkamam dantų implantų įsriegimui reikia tikslaus planavimo ir įgyvendinimo, kad įvyktų reikiama integracija su aplinkiniais minkštaisiais audiniais ir kaulu [19].

1.3.1. Netinkamas dantų implanto pozicijos nustatymas

Svarbus implanto įsriegimo procedūros aspektas yra tinkamos implanto pozicijos nustatymas, kuris užtikrina, kad prie jo tvirtinamas protezas tinkamai priglustų, gerai veiktų ir derėtų prie paciento sąkandžio. Tinkama implanto pozicija lengvina burnos higienos procedūras, taip išsaugant aplinkinių audinių sveikatą ir prailginant implanto tarnavimo laiką [20]. Dėl netinkamos implantų pozicijos kaule gali atsirasti aplinkinių audinių pažeidimai, funkcijos sutrikimai bei išvaizdos problemos. Netinkamai parinkta implanto pozicija taip pat gali sukelti tokių komplikacijų kaip implanto pažeidimas ar kaulo nykimas, nes dėl netinkamos pozicijos padidėja implanto ir aplinkinių audinių apkrova dėl padidėjusių okliuzinių jėgų. Atsiradus komplikacijoms padidėja tikimybė, kad pacientui prireiks korekcinės operacijos ar kitų intervencijų, o tai apsunkina gydymo procesą [21]. Dantų ortopedų daromų klaidų kiekį nustatant tinkamą implanto įsriegimo poziciją galima sumažinti naudojant skaitmenines priemones, kurios leidžia tiksliau nustatyti implanto įsriegimo padėtį ir pasiekti geresnių implantacijos procedūrų gydymo rezultatų [19].

1.3.2. Netinkamas burnos ertmės antspaudų suformavimas

Vienas iš svarbiausių dantų protezų gamybos etapų yra paciento dantų antspaudų paėmimas, nes jo tikslumas turi tiesioginę įtaką pagaminto protezo tinkamam priglundimui bei ilgaamžiškumui [22]. Burnos ertmės struktūra turėtų būti kuo tiksliau atkartojama, norint, kad gydymas implantais atitiktų funkcinius bei estetinius reikalavimus [23]. Implantų sistemoms, kurios tvirtinamos varžtais, yra svarbu užtikrinti tinkamą komponentų tarpusavio padėtį, nes varžtų užveržimo proceso metu komponentai patiria įtempius. Todėl tikslus implanto pozicijos nustatymas yra būtinas, kad pagamintas danties vainikas ar tiltas būtų tinkamai pritaikytas šiam sujungimui, nes sujungiant komponentus, kurių tarpusavio pozicija nėra tinkama, įtempiai gali padidėti [24]. Šiam tikslui pasiekti atliekama paciento burnos ertmės antspaudų suformavimo procedūra. Ši procedūra svarbi norint, kad dantų technikas galėtų tinkamai suprojektuoti danties vainiką arba kelių dantų tiltą. Taip užtikrinama, kad vainikas ar tiltas derėtų prie natūralių dantų ir tinkamai funkcionuotų burnoje.



1.5 pav. Burnos ertmės antspaudas [25]

Šiuolaikinės polimerinės medžiagos naudojamos nuimti burnos ertmės antspaudą yra ganėtinai veiksmingos atkartojant burnos ertmės struktūrą, tačiau yra problemų susijusių su jų matmenų stabilumu. Polimerinėms medžiagoms reikalinga pusiausvyra tarp įvairių savybių, kurios kartais gali prieštarauti viena kitai – medžiagos elastingumas, kuris būtinas norint išimti antspaudus iš burnos, kertasi su matmenų stabilumu, tad tikėtina, kad dėl to bus netenkama dalies tikslumo [26]. Netikslumų gali atsirasti ir dėl to, kad procedūra atliekama rankiniu būdu, taip pat dėl kiekvieno paciento anatomijos skirtumų, dantų ortopedo patirties ir įgūdžių. Įgūdžiai ir technikos skirtumai gali turėti įtakos antspaudų tikslumui, o tai gali lemti galutinio rezultato neatitikimus [27]. Įtakos gali turėti ir išoriniai veiksniai, kaip aplinkos temperatūra ir drėgmė. Pavyzdžiui, matmenų nestabilumas gali

atsirasti dėl to, kad didelė drėgmė trikdo polimerizacijai būtinas chemines reakcijas. Temperatūros pokyčiai gali pakeisti medžiagos klampumą, todėl tampa sunkiau tiksliai užfiksuoti smulkesnes burnos ertmės savybes.

1.3.3. Netinkamas burnos ertmės skaitmeninių antspaudų suformavimas

Skaitmeniniai modeliai tampa vis populiarešni odontologijoje ir skaitmeninė darbo eiga palaipsniui pakeičia tradicinius metodus [28]. Šį pokytį taip pat lemia mažesnis reikalaujamų klinikinių vizitų skaičius ir daugelio problemų, susijusių su tradiciniais gamybos metodais, pašalinimas [29]. Yra du pagrindiniai skaitmeninių dantų modelių kūrimo būdai: tradicinių antspaudų ar pagal juos išlietų formų skenavimas ir tiesioginis (intraoralinis) skenavimas [28]. Pirmuoju būdu imamas tradicinis paciento burnos ertmės struktūrų antspaudas, kurį galima tiesiogiai nuskaityti arba užpilti gipsu, kad prieš skaitmeninimą būtų sukurtas fizinis modelis. Nors antspaudų konvertavimas į skaitmeninius modelius leidžia pereiti prie skaitmeninės darbo eigos, šis procesas yra sudėtingesnis ir reikalauja daugiau laiko. Naudojant šį metodą vis dar išlieka tradicinio metodo klaidos, įskaitant medžiagos išsiplėtimą ar susitraukimą ir deformacijas, atsirandančias nuimant antspaudą. Skaitmeninimo procesas padidina klaidų tikimybę, nes skenuojant gali atsirasti duomenų spragų ir programinės įrangos interpretavimo ar skenerio kalibravimo klaidų.



1.6 pav. Fizinis burnos ertmės modelis [30]

Antrasis skaitmeninių burnos ertmės modelių atkartojimo būdas yra intraoraliniai skeneriai (IOS) – prietaisai, kurie tiesiogiai užfiksuoja paciento dantų struktūrą [31]. Intraoraliniai skeneriai projektuoja šviesos spindulį arba šviesos raštą, naudojant lazerį ar struktūrizuotą šviesą ant dantų arba implanto paviršių. Vaizdo kamera fiksuoja spindulio arba tinklelio pokyčius jiems sąveikaujant su skenuojamais paviršiais ir, naudojant surinktą vaizdo medžiagą, sukuriamas trimatis skenuojamo objekto modelis [32]. Dėl šių skenerių gebėjimo sukurti tiesioginius skaitmeninius antspaudus galima sukurti paciento danties ar dantų struktūros modelį, vadinamą skaitmeniniu burnos antspaudu. Taikant šį metodą nereikia fizinio darbinio modelio, todėl dantų protezų gamybos procesas tampa efektyvesnis [22].

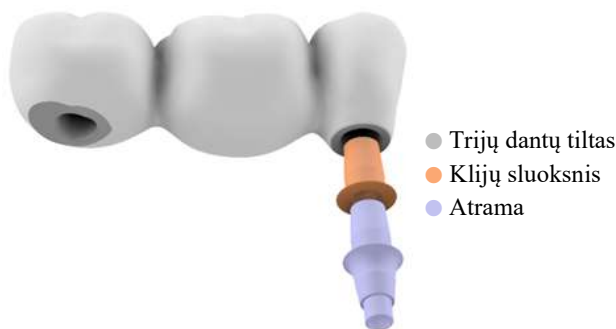


1.7 pav. Intraoralinis skeneris [33]

Intraoralinių skenerių suformuoto 3D modelio kokybę nurodo tikrumas – nuskaityto modelio ir originalios struktūros atitikimas bei tikslumas – pakartotinių nuskaitymų nukrypimas. Tikslumui ir tikrumui didelę įtaką daro operatoriaus įgūdžiai, gebėjimas naudoti skenavimo metodus ir laikytis gamintojo nurodymų. Skenavimo įrenginiai turi būti kalibruojami, nes dėl neteisingų nustatymų gali atsirasti galutinio skaitmeninio modelio skirtumų. Netikslumų atsiranda ir dėl su pacientu susijusių veiksnių – unikalūs burnos anatomijos aspektai, pavyzdžiui, minkštųjų audinių judėjimas, seilių kiekio ir dantų paviršiaus skirtumai, gali trukdyti nuskaitymui. Aplinkos sąlygos, kaip apšvietimas ir temperatūra, taip pat turi įtakos nuskaitymo kokybei. Nukrypimus taip pat gali lemti skenerio antgalio dydis, nuskaitymo greitis ir skirtingi nuskaitymo parametrai [34].

1.3.4. Netinkamas dantų protezų įklijavimas

Protezų tvirtinimas naudojant kljus paplito tarp gydytojų dėl jų teikiamų privalumų. Vienas iš pagrindinių – gebėjimas tolygiau paskirstyti okliuzines jėgas. Kljais tvirtinamus protezus paprasčiau pagaminti nei tvirtinamus varžtais dėl paprastesnės geometrijos. Jie taip pat reikalauja mažesnio implantų sistemos komponentų kiekio. Protezai tvirtinami kljais laikomi labiau estetiškais, nes nereikalauja angų varžtams [35]. Prie implantų kljais tvirtinant dantų protezus iškyla keletas problemų, kurios gali turėti įtakos dantų protezų tvirtinimo tikslumui. Net ir nedideli kljavimo procedūros nukrypimai gali turėti įtakos bendram protezo tinkamumui ir funkcionalumui. Pozicijos paklaidas gali lemti kljų perteklius, netolygus kljų pasiskirstymas ir kljų savybės. Dėl netolygaus kljų pasiskirstymo tarp implanto atramos ir protezo konstrukcijos taip pat gali atsirasti netolygių įtempimų zonų, dėl kurių gali kilti problemų sistemos ilgaamžiškumui.



1.8 pav. Protezų tvirtinimas naudojant kljus

Klinikinėje praktikoje gydytojai naudoja daugiau kljų nei rekomenduojama – tam tikrais atvejais net 50 kartų daugiau [35]. Šie papildomi kljiai išstumiami ir patenka ant aplinkinių audinių, o tai gali sukelti komplikacijas, tokias kaip uždegimą, bakterijų kaupimąsi ir audinių dirginimą, tai vėliau gali pakenkti implanto stabilumui [36].

1.4. Dantų vainikų ar tiltų gamybos procesai ir įtaka netikslumams

Tikslus paklaidos dydis, kuris gali būti laikomas kliniškai priimtina nėra tiksliai apibrėžtas, tačiau tiek aplinkinis kaulas, tiek implantų sistemos komponentai gali toleruoti tam tikrą tarpusavio padėties neatitikimą be tiesiogiai pastebimo pažeidimo ar didelių komplikacijų [37]. Dantų implantų sistemos komponentų tarpusavio padėties paklaidos gali kilti dėl įvairių gamybos procesų veiksnių, kurie turi įtakos konstrukcijos tikslumui. Net ir naudojant moderniausius gamybos metodus bei tiksliausią įrangą neįmanoma visiškai pašalinti paklaidų, tačiau net ir nedidelės paklaidos gali pakeisti

komponentuose susidarančių įtempių pasiskirstymą. Viena iš pagrindinių paklaidų atsiradimo priežasčių yra matmenų pokyčiai, atsirandantys dėl šiluminio plėtimosi. Skirtingos medžiagos naudojamos dantų implantų sistemos komponentų gamyboje ir surinkime – metalai, keramika ar polimerai – nevienodai reaguoja į aplinkos sąlygas, todėl atsiranda geometriniai ir matmenų nukrypimai. Nukrypimai gali atsirasti kiekviename etape – skenavimo ar antspaudų nuėmimo, apdirbimo ir vėlesnio apdorojimo – klaidų rizika didėja esant daugiau gamybos etapų.



1.9 pav. Keturių dantų tiltas pagamintas iš cirkonio [56]

Dantų implantų sistemos, kurios apima daugiau nei vieną implantą, yra labiau pažeidžiamos protezų gamybos netikslumų dėl didesnio komponentų paviršių sąlyčio kiekio [37].

1.4.1. Netikslumai atsirandantys gaminant liejimo formą bei liejant

Liejimas yra plačiai naudojamas metodas, leidžiantis gaminti sudėtingos geometrijos komponentus, išlaikant priimtina matmenų tikslumą [38]. Kad būtų užfiksuotas paciento dantų kontūras taikomas antspaudų ėmimo metodas – į formą įdedama antspaudui nuimti naudojama medžiaga ir uždedant ant paciento dantų suformuojama antspaudų neigiama forma. Tuomet negatyvas užpildomas ir gaunamas darbinis modelis pagal kurį vėliau sukuriama reikiama dantų protezas [27]. Šis gamybos būdas yra pripažįstamas kaip finansiškai efektyvus, todėl yra pritaikomas įvairiose srityse, įskaitant ir implantologiją. Dantų protezų gamyboje dažniausiai taikomas investicinis (prarasto vaško) liejimo būdas [38].



1.10 pav. Investicinio liejimo vaško forma [39]

Šis procesas leidžia atkurti smulkias detales ir užtikrina pakankamą galutinio gaminio tikslumą. Liejimo metodai jau ilgą laiką naudojami dantų tiltų gamyboje, tačiau taikant šiuos metodus gali atsirasti komponentų tarpusavio priglodimo problemų. Viena iš pagrindinių netikslumų priežasčių yra matmenų pokyčiai, atsirandantys gaminant liejimo formą bei pačio liejimo proceso metu. Liejimo procese naudojamos medžiagos, įskaitant medžiagas naudojamas liejimo formai gaminti, pasižymi skirtingais temperatūriniais pokyčiais, kurie gali lemti matmenų nukrypimus [40]. Didesni matmenų skirtumai gali atsirasti, pavyzdžiui, dėl silikono formų polinkio susitraukti labiau nei poliuretano

formų [41]. Kadangi šios medžiagos nevienodai plečiasi ir traukiasi kintant temperatūrai, nukrypimai gali kauptis skirtingais gamybos etapais. Netolygus išlietos medžiagos susitraukimas gali lemti matmenų netikslumus, dėl kurių tiltas gali netinkamai atitikti planuotą implantų poziciją. Tokie netikslumai gali reikalauti papildomos korekcijos pašalinant perteklinę medžiagą taip, kad būtų geresnis dantų tilto bei kitų sistemos komponentų tarpusavio prigludimas. Tačiau medžiagos pašalinimas dažniausiai atliekamas rankiniu būdu, todėl gali atsirasti papildomų netikslumų, nes gali būti pašalinama per daug arba per mažai medžiagos.

1.4.2. Netikslumai atsirandantys frezavimo proceso metu

Dėl technologijų raidos implantų ir jų sistemos komponentų projektavimas labai patobulėjo, todėl pacientams galima pateikti modernesnius sprendimus [38]. Vienas iš jų yra protezai pagaminti naudojant kompiuteriu valdomą frezavimą – procesą, priklausančią subtraktyviesiems gamybos metodams, kuomet medžiaga pašalinama iš pirminio gaminio. Paprastai šis gaminys yra iš cirkonio oksido, dervos arba metalo, priklausomai nuo paskirties ir pageidaujamų galutinio protezo savybių. Naudojant skaitmenines projektavimo priemones sukuriama virtualus gaminamo komponento modelis, tuomet specializuota programine įranga parengiamos instrukcijos ir parenkami parametrai. Šios instrukcijos ir parametrai nurodo pjovimo įrankių kryptį, greitį, pjovimo gylį skirtą medžiagos pašalinimui. Frezavimo staklės, pagal iš anksto užprogramuotus nurodymus, palaipsniui išpjauna reikiamą formą iš pirminio gaminio. Tinkamai pritaikytos kompiuterinė projektavimo ir gamybos technologijos leidžia pagerinti gamybos tikslumą bei efektyvumą.



1.11 pav. Dantų protezai pagaminti frezavimo metodu [42]

Dantų protezų, pagamintų liejimo būdu, kokybė ir tikslumas priklauso nuo techniko patirties, įgūdžių ir preciziškumo gamybos proceso metu [43]. Žmonėms būdingos klaidos ar nenuosekli metodika gali lemti netikslumus. CAD/CAM sistemos, automatizuodamos pagrindinius projektavimo ir gamybos etapus, sumažina dantų techniko įtaką ir žmogiškų klaidų skaičių. Protezų formai ir prigludimui prie implantų atramų įtaką daro naudojamų frezų dydis ir frezavimo procese naudojamų ašių skaičius [44]. Paprastai daugiau ašių užtikrina didesnę tikslumą kuriant sudėtingas formas, tačiau daugiau ašių turinti įranga kainuoja ženkliai daugiau. Nuo frezų dydžio gali priklausyti protezų detalumas ir galimas pritaikymas. Nors mažesnės frezos tinka smulkioms savybėms atkurti, jos dažniau lūžta bei greičiau nusidėvi. Dėl to jas tenka dažniau keisti, o tai didina išlaidas ir prastovas. Frezų būklė turi įtakos tikslumui dantų protezuose, nes susidėvėjusios ar blogai prižiūrimos frezos padidina paklaidas ir dėl to turi įtakos tinkamam protezo prigludimui. Gaminant dantų protezus, numatytas tikslumas pasiekiamas tik reguliariai keičiant frezas [45].

1.4.3. Netikslumai atsirandantys 3D spausdinimo proceso metu

CAD/CAM sistemose naudojami subtraktyvūs metodai, pavyzdžiui, frezavimas, skiriasi nuo 3D spausdinimo technologijos, nes subtraktyvioje gamyboje galutinis gaminys formuojamas pašalinant medžiagą iš pirminio gaminio, 3D spausdinimas gaminys kuriamas sluoksnis po sluoksnio, pridėdant medžiagą [46]. Šis procesas suteikia daugiau lankstumo projektuojant, sumažina medžiagų švaistymą ir leidžia kurti struktūras, kurių neįmanoma arba sudėtinga sukurti naudojant subtraktyvųjį procesą. 3D spausdinimas yra sąlyginai naujas išradimas, tačiau tapo gerai žinomas dėl perspektyvumo ir pritaikomumo daugelyje sričių, įskaitant ir odontologiją [47]. Dėl plataus pritaikymo ir ekonominio efektyvumo adityvioji gamyba turi didelį potencialą odontologijos pramonėje, nes pagreitina dantų protezų gamybą. Odontologijos praktiką pakeitė galimybė gaminti detalius, konkrečiam pacientui pritaikytus gaminius tiesiai iš skaitmeninių modelių.

Odontologijoje išskiriami du pagrindiniai 3D spausdinimo metodai: stereolitografiją (SLA), kur naudojama fotopolimerizuojanti derva, ir selektyvius sukepinimas lazeriu (SLS), kur naudojami metalo arba plastiko milteliai [48]. SLA naudojama talpykla, kurioje yra skysta derva, jautri ultravioletinei šviesai. Derva sluoksnis po sluoksnio nusodinama ant spausdinimo platformos ir kietinama lazeriu arba skaitmeniniu šviesos projektoriumi pagal skaitmeninio modelio parametrus. Sluoksniui sukietėjus, spausdinimo platforma šiek tiek paslenkama į viršų, kad paviršių padengtų naujas skystos dervos sluoksnis. Tada šis sluoksnis kietinamas tokiu pat būdu. Šis procesas tęsiasi tol, kol baigiamas spausdinti pasirinktas objektas. Po spausdinimo gaminys apdorojamas – pašalinamos atraminės konstrukcijos, nuplaunama perteklinė derva ir gaminys papildomai kietinamas ultravioletiniais spinduliais, kad būtų pasiektos galutinės medžiagos savybės. SLA naudojamas odontologijoje gaminti dantų protezus, chirurginius gidus ir laikinus protezus.



1.12 pav. Dantų vainikai pagaminti 3D spausdinimo (SLA) metodu [49]

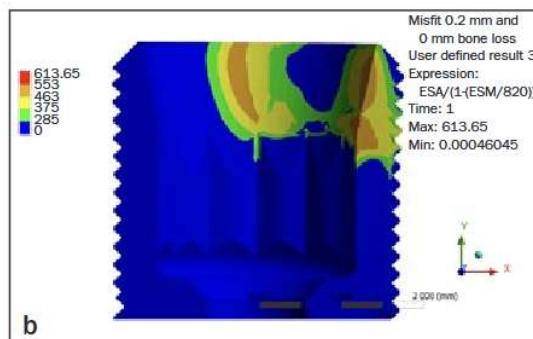
SLS – adityviosios gamybos procesas, kurio metu naudojant lazerį sluoksnis po sluoksnio sulydoma miltelių pavidalo medžiaga ir taip sukuriama struktūra. Taikant šį metodą spausdinimo platforma padengiama plonu miltelių sluoksniu. Lazeris išlydydamas miltelių sluoksnį formuoja gaminio kontūrus. Užbaigus sluoksnį, spausdinimo platforma padengiama nauju miltelių sluoksniu ir šiek tiek nuleidžiama. Šis procesas kartojamas tol, kol pagaminamas visas gaminys. SLS metodui nereikia papildomų atraminių konstrukcijų, nes detalę palaiko aplinkiniai nesulydyti milteliai. Po spausdinimo užbaigta detalė išimama iš miltelių sluoksnio, nuvaloma perteklinė papildoma medžiaga, o mechaninėms savybėms ir išvaizdai pagerinti gali būti naudojami tolesni apdorojimo būdai, pavyzdžiui, paviršiaus poliravimas ar terminis apdorojimas. SLS naudojama odontologijoje implantų komponentų ir dantų protezų gamybai.

Nepaisant privalumų 3D spausdinti modeliai turi tam tikrų trūkumų į kuriuos reikia atsižvelgti. Sluoksnio storis, kietėjimo laikas, medžiagos susitraukimas ir spausdintuvo kalibravimas – tik keletas gamybos ir vėlesnio apdorojimo aspektų, turinčių įtaką atspausdinto modelio tikslumui. Dėl šių kintamųjų gali atsirasti matmenų neatitikimų, kurie gali turėti įtakos galutinio modelio klinikiniam pritaikomumui. Iš tam tikrų medžiagų atspausdinti modeliai taip pat iš pradžių pasižymi tikslumu, tačiau net esant stabilioms sąlygoms jų matmenų stabilumas pastebimai sumažėja einant laikui [50].

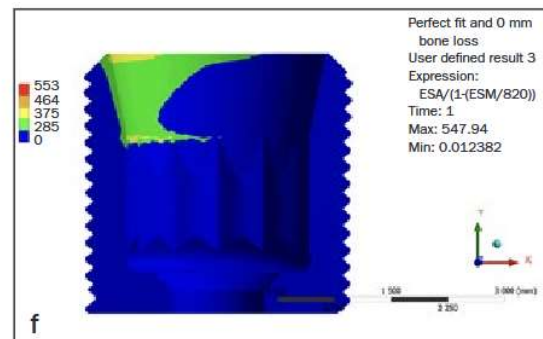
Nepriklausomai nuo pasirinkto gamybos būdo, ar tai būtų liejimas, frezavimas, ar 3D spausdinimas, galimi įvairūs netikslumai. Net ir maži netikslumai galintys atsirasti bet kuriame gamybos etape gali neleisti pasiekti pageidaujamo prigludimo ir taip sukelti nepageidaujamas įtempių koncentracijas.

1.5. Komponentų prigludimo problemos: tyrimų apžvalga

Tyrimai, kuriuose atlikta baigtinių elementų analizė, norint išsiaiškinti netinkamo komponentų tarpusavio prigludimo poveikį dantų implantų sistemai, rodo, kad nesant tinkamam prigludimui įtempiai implantų sistemose išauga. Straipsnyje – „Effect of Misfit at Implant-Level Framework and Supporting Bone on Internal Connection Implants: Mechanical and Finite Element Analysis“ – nagrinėjama kaip dantų protezo (be atramos) prigludimo netikslumai ir kaulo kiekis veikia įtrūkimų formavimąsi implantu. Šiame tyrime netikslus prigludimas apibrėžiamas kaip neatitikimas tarp implanto išilginės ašies ir protezo išilginės ašies. Šis 200 μm skirtumas lemia ašių nesutapimą, kuris atitinka realiose klinikinėse situacijose pasitaikančius komponentų padėties neatitikimus. Atliktas eksperimentinis bandymas, kurio metu palygintos dvi implantų sistemos – viena su idealiu komponentų prigludimu, kita – su įvestu horizontaliu netikslumu, taikant ciklinę apkrovą, imituojančią kramtymo sąlygas. Bandymo rezultatai rodo, kad įtrūkimo formavimosi tikimybė yra didesnė, kuomet nėra kaulo praradimo, tačiau implanto lūžis yra mažai tikėtinas. Eksperimentinis bandymas atkartotas naudojant baigtinių elementų metodą – rezultatai rodo, kad nesant kaulo praradimo, netinkamas prigludimas sukelia 11% įtempių padidėjimą [51].



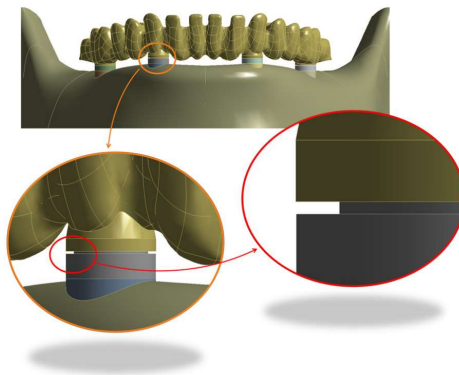
Netinkamas prigludimas (200 μm), nėra kaulo praradimo



Tinkamas prigludimas, nėra kaulo praradimo

1.13 pav. Įtempiai implantu, nesant kaulo praradimo ir kuomet prigludimas netinkamas (b) ir tinkamas (f) [51]

Straipsnyje „Influence of Vertical Misfit in Screw Fatigue Behavior in Dental Implants: A Three-Dimensional Finite Element Approach“ tiriama, kaip prigludimo netikslumai veikia protezų tvirtinimo varžtus su tikslu nustatyti leistiną vertikalios neatitikties vertę pagal tvirtinimo varžtų nuovargį. Tyrime nagrinėjami vertikalūs prigludimo netikslumai, kurie nurodo vertikalų tarpą (aukščio neatitikimą) tarp implanto ir prie jo tvirtinamos atramos (žr. 1.14 pav.).



1.14 pav. Vertikalus prigludimo netikslumas tarp atramos ir protezo [52]

Atliktos baigtinių elementų analizės rezultatai rodo, kad išankstinė apkrova, atsirandanti varžtų priveržimo metu, yra pakankama, kad kompensuotų netinkamą prigludimą, kuomet vertikalioji neatitiktis neviršijo $40\ \mu\text{m}$. Tačiau, jeigu neatitikimai viršija $40\ \mu\text{m}$, tarpas išlieka, todėl ženkliai sutrumpėja tvirtinimo varžtų nuovargio gyvavimo trukmė. Rezultatai taip pat rodo, kad didžiausi įtempiai susidaro ties varžto galvute ir sriegiu – todėl šios vietos yra labiausiai linkusios lūžti esant cikliniam apkrovimui [52].

Šių tyrimų rezultatai rodo, kad tinkamas prigludimas tarp implantų, protezų ir atramų yra svarbus, nes net nedideli nukrypimai gali sukelti ženklų įtempių padidėjimą, kas ilgainiui lemia komponentų nuovargį ir mechaninius pažeidimus.

2. Dantų ortopedo ir(ar) techniko klaidų įtakos dantų implantų perkrovoms tyrimas

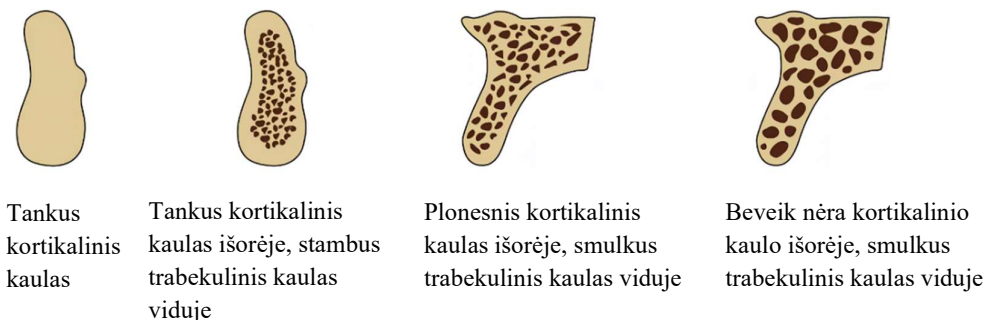
2.1. Geometrinis modeliavimas

Implantų geometrija atkurta „SolidWorks“ kompiuterinio projektavimo programoje, atlikus gamintojo „A“ implantų fizinius matavimus. Šis metodas pasirinktas dėl to, kad gamintojo pateikti .STL failai nebuvo pakankamai tikslūs bei turėjo geometrinių klaidų, tad buvo netinkami atlikti baigtinių elementų analizę. Dėl šios priežasties nuspręsta atlikti matavimus ir sukurti baigtinių elementų analizei tinkamus implantų modelius, taip užtikrinant patikimesnius analizės rezultatus. Atkurta geometrija apėmė visas svarbiausias implanto dalis, reikalingas analizės procesui, tačiau tam tikri konstrukciniai elementai buvo supaprastinti su tikslu optimizuoti skaičiavimo laiką ir sumažinti modelio sudėtingumą. Implantai žandikaulyje tvirtinami naudojant sriegį, tačiau šis implanto elementas nebuvo atkurtas modelyje, nes tai reikšmingai padidintų skaičiavimų apimtį ir sudėtingumą, tačiau neturėtų esminės įtakos analizuojamiems rezultatams. Šis modelio parengimo metodas leido pasiekti optimalią skaičiavimo efektyvumo ir geometrijos tikslumo kombinaciją.



2.1 pav. Gamintojo „A“ implantas (a) ir supaprastintas implanto modelis (b)

Modeliuojant kaulo struktūrą nebuvo įtraukta dėl individualių anatominių savybių skirtumų. Kaulo tankis, forma ir struktūra skiriasi tarp pacientų, todėl nėra galimybės sukurti vieno universalaus kaulo modelio kompiuterinio projektavimo programose. Kiekvieno paciento kaulinis audinys turi unikalių savybių, todėl kaulinės struktūros įtraukimas į tyrimą sukeltų papildomą nepastovumą, apsunkinant rezultatų analizę.

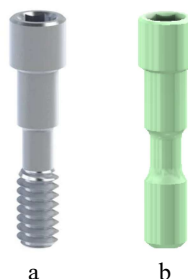


2.2 pav. Kaulo struktūros skirtumai [6]

Atsisakant kaulo struktūros modeliavimo, tyrimas sutelktas į mechaninio elgesio ir sąveikų tarp implantų sistemos komponentų analizę, pašalinant išorinius veiksnius, galinčius paveikti rezultatus. Sumažinus baigtinių elementų analizėje naudojamų kintamųjų skaičių sumažėjo duomenų apdorojimo apkrova, taip leidžiant atlikti didesnę skaičiavimų kiekį ir taip užtikrinti patikimesnius rezultatus. Kaulo struktūros modelių įtraukimas reikalauja daugiau kompiuterinių resursų, o jų

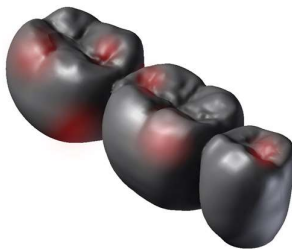
modeliavimas pailgintų analizės procesą ir apsunkintų galimybę atlikti kelių implantų sistemos komponentų išdėstymo variantų palyginimą.

Atliekant modeliavimą, tvirtinimo varžtas taip pat sukurtas be sriegių. Šis sprendimas priimtas su tikslu sumažinti skaičiavimo sudėtingumą ir optimizuoti baigtinių elementų analizę. Kadangi sriegiai gali reikšmingai apsunkinti baigtinių elementų tinkelio generavimą, jų pašalinimas leido supaprastinti skaičiavimus, išlaikant pagrindinius jungties geometrijos aspektus. Gamintojo pateiktas varžto .STL failas turėjo geometrijos klaidų, dėl kurių jis buvo netinkamas tiesioginiam naudojimui analizėje. Dėl šių neatitikimų nuspręsta atkurti varžto modelį CAD programoje. Pašalinus sriegį, modelis yra tinkamas skaičiavimams, nes išvengiama papildomų kontaktinių elementų, galinčių turėti įtakos analizės stabilumui.



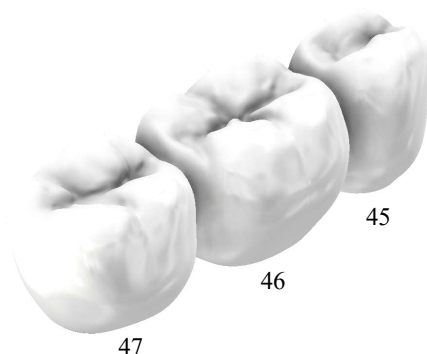
2.3 pav. Gamintojo „A“ tvirtinimo varžtas (a) ir supaprastintas tvirtinimo varžto modelis (b)

Trijų dantų tilto failas dantų techniko pateiktas .STL formatu, tačiau jį reikėjo koreguoti, kad būtų galima naudoti „SolidWorks“ programinėje įrangoje. Pradiniame failo tinkelyje buvo klaidų, kurios galėjo trukdyti tolimesniam modeliavimo procesui, todėl jų taisymas buvo būtinas norint užtikrinti sklandų duomenų apdorojimą. Šios klaidos ištaisytos naudojant „Meshmixer“ programinę įrangą, kuria optimizuota tinkelio struktūra, pašalinti defektai ir sutvarkytas modelio paviršius.

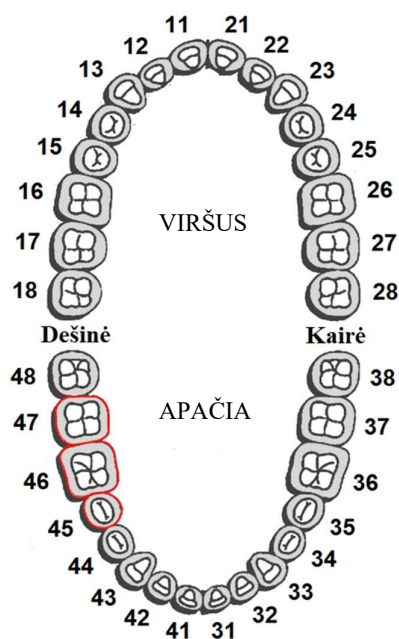


2.4 pav. STL failo klaidos „Meshmixer“ programoje

Atlikus reikiamus pakeitimus modelis importuotas į „SolidWorks“ tolimesniems veiksams atlikti. Trijų dantų tilto ir atramų geometrija šiek tiek pakoreguota siekiant užtikrinti tinkamą komponentų tarpusavio suderinamumą. Pradiniai failai turėjo tam tikrų neatitikimų, kurie galėjo lemti baigtinei elementų analizei netinkantį komponentų tarpusavio sujungimą. Siekiant to išvengti, atlikti pakeitimai, kurie leido pasiekti sklandų tilto ir atramų tarpusavio sujungimą be tarpų ar geometrijos neatitikimų. Šių korekcijų rezultatas – skaičiavimo požiūriu efektyvesnis ir funkciškai tikslus modelis, tinkamas baigtinių elementų analizei.



2.5 pav. Trijų dantų tilto modelis



2.6 pav. Dantų numeracija

Sukurtos penkios skirtingos trijų dantų tilto modelio konfigūracijos, kad būtų galima imituoti įvairius klinikinius scenarijus ir analizuoti, kaip skirtingi implantų įsriegimo kampai veikia įtempių pasiskirstymą. Šiose konfigūracijose tilto modelis pakoreguotas taip, kad implantas su trumpąja atrama būtų įsriegiamas vertikaliai arba su tam tikru pasvirimu. Pasvirimo kampai nustatyti taip, kad implantas pasvirtų išilgai žandikaulio nuo 45 danties 10 arba 20 laipsnių kampu, arba pasvirtų link 45 danties 10 arba 20 laipsnių kampu. Tokiu būdu sukurti penki skirtingi implantų įsriegimo kampų variantai, leidžiantys įvertinti, kaip klaidos, padarytos dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko, gali paveikti dantų implantų sistemoje susidarancius įtempius.



2.7 pav. Implantų įsriegimo išilgai žandikaulio kampai

2.2. Medžiagų priskyrimas

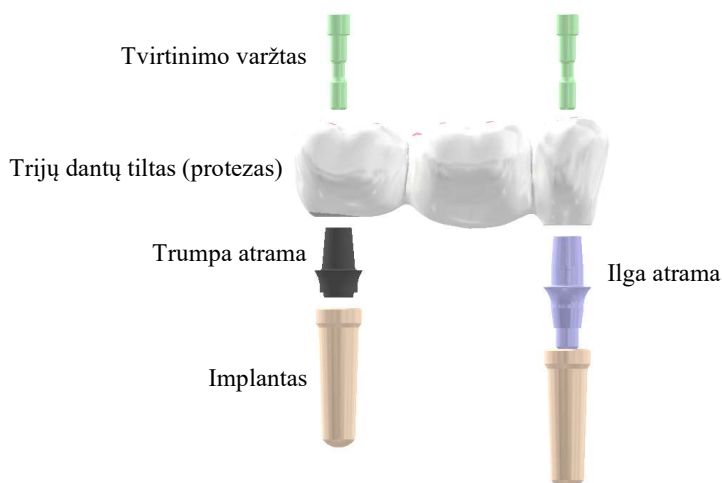
Kiekvienam baigtinių elementų modelio komponentui priskirtos atitinkamos medžiagos savybės. Implantams priskirtas titanas aprašytas pagal implantų gamintojo nurodytas medžiagos savybes. Atramoms ir varžtams priskirta kita titano klasė, taip pat pagal gamintojo nurodytas medžiagos savybes. Trijų dantų tiltui priskirtas cirkonio oksidas, kurį aprašančios medžiagos savybės gautos iš odontologų.

2.1 lentelė. Medžiagų, naudojamų implantų sistemos komponentams, mechaninės savybės

Medžiaga	Savybė					
	Tamprumo modulis, GPa	Puasono koeficientas	Šlyties modulis, GPa	Tempimo stipris, MPa	Takumo riba, MPa	Gniuždymo stipris, MPa
Titanas (implantai)	105	0,35	31,8	780	483	-
Titanas (atramos, varžtai)	110	0,35	44	920	795	1070
Cirkonio oksidas (tiltas)	240	0,302	80	550	-	3000

2.3. Kraštinės sąlygos, suvaržymai ir apkrovos

Implantų sistema surinkta pagal nustatytus reikalavimus taikant geometrinius suvaržymus tarp komponentų.



2.8 pav. Implantų sistemos komponentai

Tarp tilto ir atramų paviršių, kurie liečiasi, parinkti „klijuoti“ kontaktiniai ryšiai, imituojant klijų sluoksnį, kuris naudojamas šiam sujungimui klinikinėje praktikoje. Siekiant atkartoti sujungimą sriegiu tarp tvirtinimo varžto ir implanto taip pat parinkti „klijuoti“ kontaktiniai ryšiai. Tarp visų kitų komponentų parinkti įprasti kontaktiniai ryšiai.



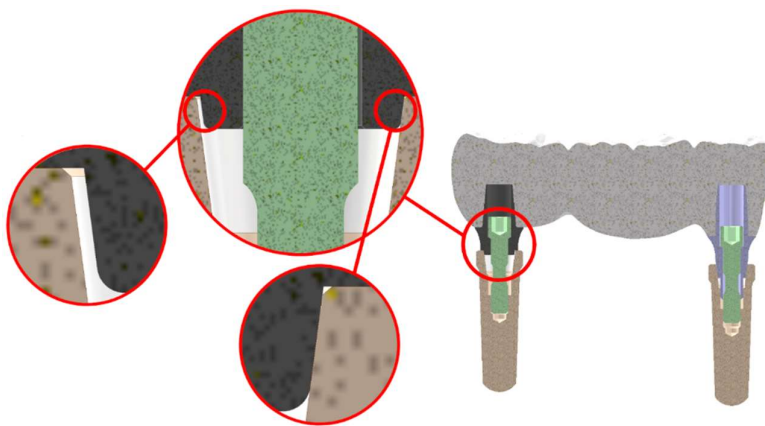
2.9 pav. Paviršiai, kuriems parinkti „klijuoti“ kontaktiniai ryšiai

Supaprastinto implanto modelio kūginiams paviršiams – kur tikrame implante yra sriegis, kuris sąveikauja su aplinkiniu kaulu, parinktas nejudamas įtvirtinimas. Šis įtvirtinimas pasirinktas su tikslu imituoti tinkamą osteointegraciją tarp kaulo ir implantų.



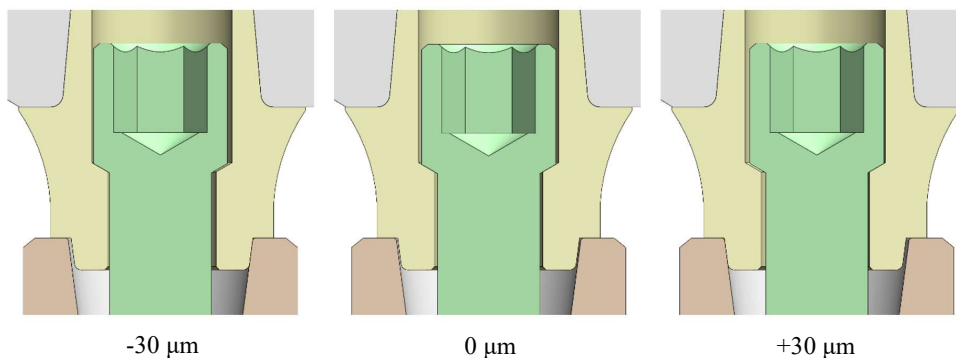
2.10 pav. Implantų paviršiai, kuriems parinktas nejudamas įtvirtinimas

Tam, kad būtų išvengta dviprasmybių, susijusių su žodžio poslinkis reikšme, kuri dažniausiai siejama su deformacija veikiant apkrovai, šiame darbe pasirinkta naudoti terminą perslinkimas. Analizuojamame modelyje perslinkimas buvo įvestas kaip 30 μm atstumas tarp trumpos atramos centrinės ašies ir varžto bei implanto bendros centrinės ašies – tiek teigiama (+30 μm), tiek neigiama (-30 μm) kryptimi.



2.11 pav. Perslinkimas tarp implanto ir trumpos atramos ašių (-30 μm)

Perslinkimas tarp implanto ir trumpos atramos ašių keistas naudojant geometrinius suvaržymus tarp trumpos atramos ir implanto, bei trumpos atramos ir varžto, siekiant imituoti dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų pasekmes. Šios klaidų pasekmės apibrėžtos kaip nesamos (vienodas tarpelis iš abiejų pusių tarp trumpos atramos ir implanto) arba su perslinkimais: -30 ir +30 μm (trumpa atrama prigludusi prie vienos arba kitos implanto pusės). Tai leidžia įvertinti, kaip nedidelės padėties paklaidos veikia įtempių pasiskirstymą konstrukcijoje.



2.12 pav. Atramos ir varžto perslinkimai implantų sistemoje

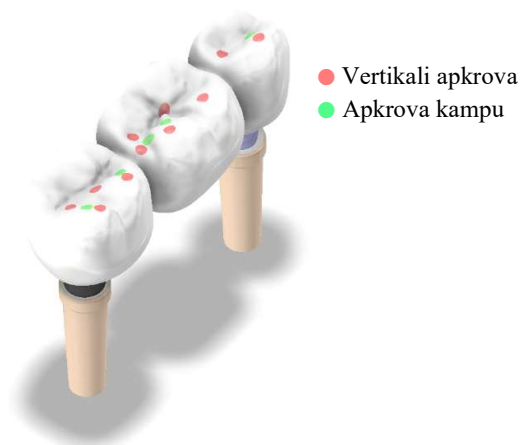
Tiltui pritaikytos apkrovos sąlygos, imituojančios kramtymo jėgas – naudojamos dvi jėgų kategorijos: vertikalios jėgos, imituojančios įprastą kramtymą, ir jėgos pasvirusios 45 laipsnių kampu, atkartojančios sudėtingesnius kramtymo scenarijus. Kiekvienam dančiui pritaikyta skirtinga apkrovos reikšmė, atsižvelgiant į jų anatomicinę padėtį ir funkciją kramtymo metu.

2.2 lentelė. Okliuzinių (kramtymo) jėgų vertės

Dantis	Kramtymo jėga, N	
	Vertikali	Kampu
47	100	150
46	67	150
45	33	100

Moliarai (47 dantis) dažniausiai patiria didesnes kramtymo jėgas nei premoliarai (46, 45 dantys), todėl jiems taikytos didesnės apkrovos vertės. Šių jėgų priskyrimo vietos, vertės bei posvyrio kampas

parinkti remiantis odontologų rekomendacijomis. Kiekvienam baigtinių elementų analizės atvejui apkrova priskirta tik ant vieno danties, keliuose vietose, tačiau išlaikant nurodytą bendrą vertę.

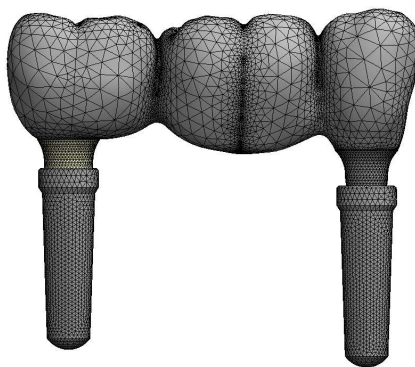


2.13 pav. Tiltą veikiančių apkrovų priskyrimo vietos

2.4. Baigtinių elementų modelio validavimas

Tinklelio parametrai parinkti norint užtikrinti pusiausvyrą tarp rezultatų tikslumo ir skaičiavimo našumo. Kadangi reikėjo atlikti devyniasdešimt skirtingų baigtinių elementų analizių, riboti kompiuteriniai ištekliai neleido naudoti itin tankaus tinklelio. Pastebėta, kad „SolidWorks“ programinė įranga gali atsisakyti pradėti skaičiavimus arba nutraukti juos, jeigu tinklelis yra per daug tankus arba per daug retas, todėl pasirinktas toks tinklelio tankumas, kad skaičiavimai vyktų sklandžiai ir išlaikant pakankamą rezultatų tikslumą.

Atlikta tinklelio konvergencijos analizė – šis procesas apėmė pakartotinius skaičiavimus, kiekvieną kartą nuosekliai mažinant elementų dydį – tankinant tinklelį. Pagrindiniai tyrime nagrinėjami rezultatai stebėti kiekviename etape. Analizuojant rezultatus, įvertinta, ar mažėjant elementų dydžiui analizės rodikliai reikšmingai keitėsi. Konvergencijos stabilumas laikytas pasiektu, kuomet keleto vienas po kito einančių analizių rezultatai išliko praktiškai nepakitę – jų skirtumai tapo mažesni nei iš anksto nustatyta tolerancijos riba (<5%). Kadangi papildomas tinklelio tankinimas nebeturėtų įtakos rezultatų tikslumui, pasirinktas tankis laikomas tinkamu.



2.14 pav. Skaičiavimuose naudotas baigtinių elementų tinklelis

Baigtinių elementų tinklelis suformuotas naudojant „Blended curvature-based mesh“ metodą, pagal kurį vietose, kur paviršiai yra labiau išlenkti, kuriami smulkesni elementai, o kur paviršiai yra lygesni ar paprastesni – naudojami stambesni elementai. Parinktas „Use per part size“ nustatymas, leidžiantis skirtingiems komponentams taikyti skirtingus elementų dydžius pagal jų dydį: tiltui, kaip didžiausiam komponentui, taikytas maksimalus 4,4 mm elementų dydis, nes šioje srityje mažesni elementai neturėjo esminės įtakos rezultatų pokyčiui. Kitų komponentų (implantų, atramų, varžtų) tinklelio elementų dydis sumažintas iki 0,45 mm. Norint išvengti tinklelio geometrijos iškraipymų, elementų formą vertinta pagal parinktą 30 „Jacobian points“ vertę. Sukurtame tinklelyje iš viso 576 tūkst. mazgų ir 389 tūkst. elementų.

3. Rezultatai

Atlikus baigtinių elementų skaičiavimus, įtempių vertės suvestos į lenteles, palyginamosios analizės atlikimui. Konstrukcijos jautriausioms stiprumo požiūriu vietoms nustatyti nagrinėti atstojamieji von-Mizeso kriterijaus įtempiai. Trijų dantų tilte didžiausių įtempių susidarymo vietos yra ties atramomis, todėl įtempiai vertinami vietose, kurios turi kontaktą su 47 ir 45 atramomis. Kitų komponentų atveju – atramų, implantų ir varžtų – analizuojami maksimalūs įtempiai visame komponente.



3.1 pav. Trijų dantų tilto vietos turinčios kontaktą su atramomis

Tyrimo metu taikomos skirtingos apkrovos skirtingiems dantims atsižvelgiant į jų anatomicinę padėtį ir funkciją kramtymo metu. Tai apsunkina rezultatų prognozavimą ir interpretaciją, nes įtempių pasiskirstymas priklauso ne tik nuo įsriegimo kampo bei perslinkimo įvedimo, bet ir nuo skirtingos taikomos apkrovos dydžio ant kiekvieno danties.

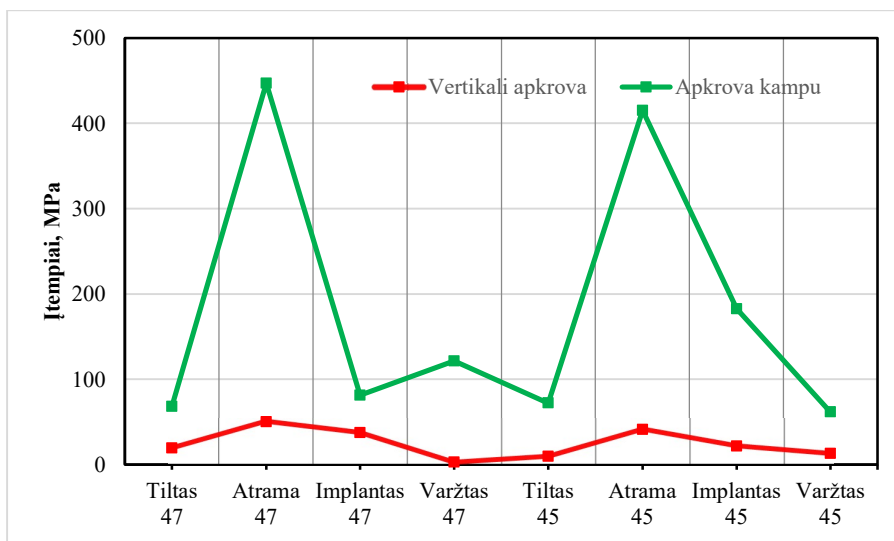
3.1. Įtempiai, kuomet nėra dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų

Esant vertikaliai apkrovai ir 0 μ m perslinkimui, kuomet nėra jokių pozicionavimo klaidų, įtempiai 47 varžte, kai apkraunamas 47 arba 46 dantis, yra praktiškai lygūs nuliui, tačiau apkrovus 45 dantį, tampa labiau pastebimi (apie 8 MPa). 45 varžte – apkrovus 46 dantį įtempiai minimalūs, tačiau apkrovus 47 dantį išauga iki 12 MPa, apkrovus 45 dantį padidėja dvigubai. Vidutiniškai didžiausi įtempiai yra kuomet apkraunamas 47 dantis, išskyrus varžtus ir 45 tiltą. Vidutiniškai komponentas, patiriantis didžiausius įtempius, yra 47 atrama. Maksimali užfiksuota įtempių vertė siekia 138,1 MPa – tai taip pat pasireiškia 47 atramoje, kai apkraunamas 47 dantis ir implanto įsriegimo kampas yra 20 laipsnių.

Esant apkrovai kampu ir 0 μ m perslinkimui daugumoje komponentų vidutiniškai didžiausi įtempiai stebimi, kai apkraunamas 45 dantis, išskyrus 47 atramą ir 47 implantą – jų įtempiai šiuo atveju mažiausi. Kuomet apkraunamas 47 dantis – 47 varžte, 47 tilte ir visuose 45 komponentuose vidutiniškai įtempiai mažiausi. Įtempiai didėja kuomet apkrautas 46 dantis ir pasiekia aukščiausias reikšmes apkrovus 45 dantį. Maksimali užfiksuota įtempių vertė siekia 819,5 MPa – 45 atramoje, kuomet apkraunamas 45 dantis ir posvyrio kampas yra 0°.

Lyginant vertikalią ir kampinę apkrovą esant idealiam komponentų išdėstymui (0 μ m perslinkimui), vertikalios apkrovos atveju didžiausi įtempiai pasireiškia, kuomet apkraunamas 47 dantis, esant apkrovai kampu – kai apkraunamas 45 dantis. Kuomet nėra dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų ir dantų implantų sistema apkrauta kampu, įtempiai vidutiniškai yra net 7 kartus didesni nei esant vertikaliai apkrovai. Tik labai nedaug atvejų (4 iš 120) užfiksuota, kad esant vertikaliai apkrovai

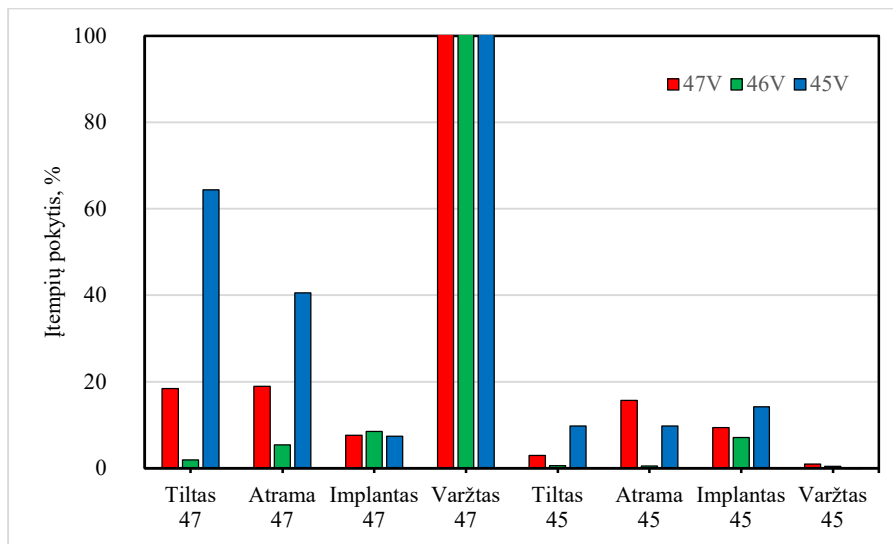
įtempiai komponente didesni nei kampinės apkrovos atveju. Didžiausias skirtumas fiksuotas 47 varžto atveju, kur vidutiniai įtempiai, esant kampinei apkrovai, yra didesni net 40 kartų nei esant vertikaliai apkrovai, tačiau toks skirtumas yra dėl labai mažų įtempių verčių vertikalios apkrovos atveju. Kitas komponentas, kurio įtempių vertės skiriasi daugiausiai – 45 varžtas, įtempiai padidėjo 5 kartais. Mažiausias, bet vis tiek ženklus skirtumas yra 47 implantas – 2 kartai. Vidutinis kitų komponentų įtempių skirtumas (visais atvejais vidutiniai įtempiai esant apkrovai kampu yra didesni): 47 tiltas – 3,5 karto, 47 atrama – 8,9 karto, 45 tiltas – 7,2 karto, 45 atrama – 10 kartų ir 45 implantas – 8,3 karto. Šie rezultatai rodo, kad esant idealiam implantų sistemos komponentų išdėstymui įtempių vertės esant apkrovai kampu yra ženkliai didesnės, nei esant vertikaliai apkrovai.



3.2 pav. Įtempių vidurkiai esant vertikaliai apkrovai ir apkrovai kampu

3.2. Įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant -30μm perslinkimui

Esant -30 μm perslinkimui, įtempiai labiausiai išauga 47 tvirtinimo varžte, ypač kai apkrauti 46 ir 47 dantys (35870% ir 22917%). Šis procentinis padidėjimas toks didelis, kad vizualiai atvaizduoti toje pačioje skalėje su kitų komponentų procentiniais pokyčiais nebuvo įmanoma, todėl jis buvo apribotas ties 100 % riba, norint išlaikyti rezultatų pateikimo aiškumą (žr. 3.3 pav.). Kuomet nėra įvesta dantų ortopedo ar dantų techniko klaida (0 μm perslinkimas), įtempių vertės šiame varžte yra beveik lygios nuliui, todėl procentinis išaugimas yra toks didelis. Kuomet apkrautas 45 dantis – įtempiai jau egzistuoja net nesant dantų ortopedo ar dantų techniko klaidai, todėl įvedus -30 μm perslinkimą procentinis išaugimas nėra toks drastiškas, tačiau ženklus – vidutiniškai apie 238% (atvaizduojant taip pat apribotas ties 100% riba).



3.3 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant -30μm perslinkimui

Po 47 varžto, didžiausią įtempių pokytį patiria tilto dalys turinčios kontaktą su 47 atrama, kur vidutiniškai įtempiai išauga 28%. Tai aiškiausiai matoma, kuomet apkrautas 45 dantis (64%), apkrovus 47 dantį pokytis sudaro 18%, o apkrovus 46 dantį – vos 2%, todėl šis skirtumas laikomas nereikšmingu (nustatyta pokyčio riba 5%). Panaši tendencija pastebima ir 47 implanto atramoje, kur įtempiai vidutiniškai išauga 22%. Didžiausias pokytis čia taip pat fiksuojamas, kuomet apkrautas 45 dantis (41%), kai apkrautas 47 dantis įtempiai padidėja 19%, tuo tarpu apkrovus 46 dantį pokytis siekia tik 5% ir neviršija nustatytos ribos.

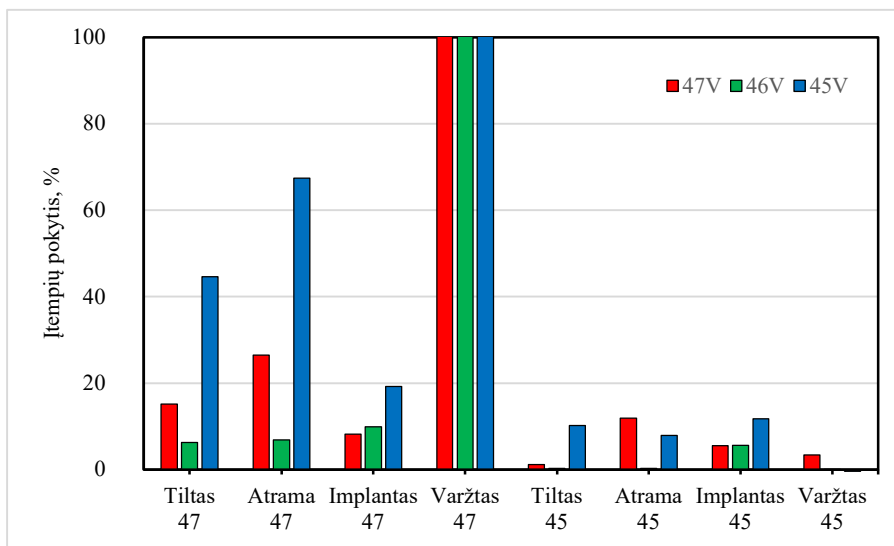
47 implanto įtempiai visų trijų dantų apkrovos atvejais kinta vienodai, vidutiniškai apie 8%. 45 atramos įtempiai vidutiniškai padidėja 9%, tačiau reikšmingų pokyčių nepastebima, kuomet apkrautas 46 dantis (tik 1%). 45 implanto įtempiai vidutiniškai išauga 10%, reikšmingiausias padidėjimas fiksuojamas, kuomet apkrautas 45 dantis (14%). Tilto dalyje turinčioje kontaktą su 45 atrama įtempiai išauga 10%, bet tik tuomet, kai apkrautas 45 dantis. Kuomet apkrautas 47 arba 46 dantis nustatytą ribą peržengiantys pokyčiai nepastebimi. 45 varžtas nepatiria reikšmingų pokyčių visais atvejais.

Skirtingi implanto įsriegimo kampai – neutralus, su pasvirimu į vidų ir su pasvirimu į išorę išilgai žandikaulio neparodė aiškios įtempių pokyčių tendencijos: kai kuriais atvejais didžiausios įtempių vertės fiksuotos esant neutraliam įsriegimo kampui, kitais atvejais – esant pasvirimui tiek į vidų, tiek į išorę. Tai leidžia daryti prielaidą, kad įsriegimo kampas nėra pagrindinis veiksnys, lemiantis įtempių pokytį – tai labiau priklauso nuo apkrovos veikimo vietos, krypties bei komponentų tarpusavio sąveikos.

3.3. Įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant +30μm perslinkimui

Esant +30 μm perslinkimui, 47 tvirtinimo varžto įtempiai labiausiai išauga, kuomet apkrautas 46 arba 47 dantis (53207% ir 22864%). Tačiau, kaip ir esant -30 μm perslinkimui, taip yra todėl, kad kuomet nėra įvesta dantų ortopedo ar dantų techniko klaida (0 μm perslinkimas) įtempiai šiame varžte yra praktiškai lygūs nuliui, todėl procentinis pokytis yra itin didelis ir jo atvaizduoti toje pačioje skalėje su kitų komponentų procentiniais pokyčiais nebuvo įmanoma, todėl jis buvo apribotas ties 100 % riba

(žr. 3.4 pav.). Kuomet apkrautas 45 dantis, įtempiai susidaro net nesant dantų ortopedo ar dantų techniko klaidai, todėl procentinis augimas yra mažesnis, tačiau vis tiek ženklus – vidutiniškai apie 202%.



3.4 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esant +30μm perslinkimui

Po 47 varžto, didžiausią įtempių pokytį esant +30 μm perslinkimui patiria 47 atrama. Tai skiriasi nuo -30 μm perslinkimo atvejo, kur didžiausią pokytį patyrė tilto dalys turinčios kontaktą su 47 atrama. Vidutiniškai 47 atramos įtempiai išauga 34%, labiausiai – kuomet apkrautas 45 dantis (67%). Kai apkrautas 47 dantis pokytis yra mažesnis (26%), o kuomet apkrautas 46 dantis – dar mažesnis (7%). Toliau reikšmingą pokytį patiria tilto dalys turinčios kontaktą su 47 atrama – vidutiniškai 22%. Didžiausias pokytis čia taip pat fiksuojamas, kuomet apkrautas 45 dantis (45%), kai apkrautas 47 dantis pokytis siekia 15%, kuomet apkrautas 46 dantis – tik 6%.

47 implanto įtempiai vidutiniškai padidėja 12%, didžiausias išaugimas pastebimas, kuomet apkrautas 45 dantis (19%). 45 atramos įtempiai vidutiniškai išauga 7%, tačiau pokyčių nepastebima, kai apkrautas 46 dantis (0%). Tik, kuomet apkrautas 47 dantis, įtempiai padidėja labiau – 12%. 45 implantu įtempiai vidutiniškai išauga 8%, o didžiausias pokytis pastebimas, kuomet apkrautas 45 dantis (12%).

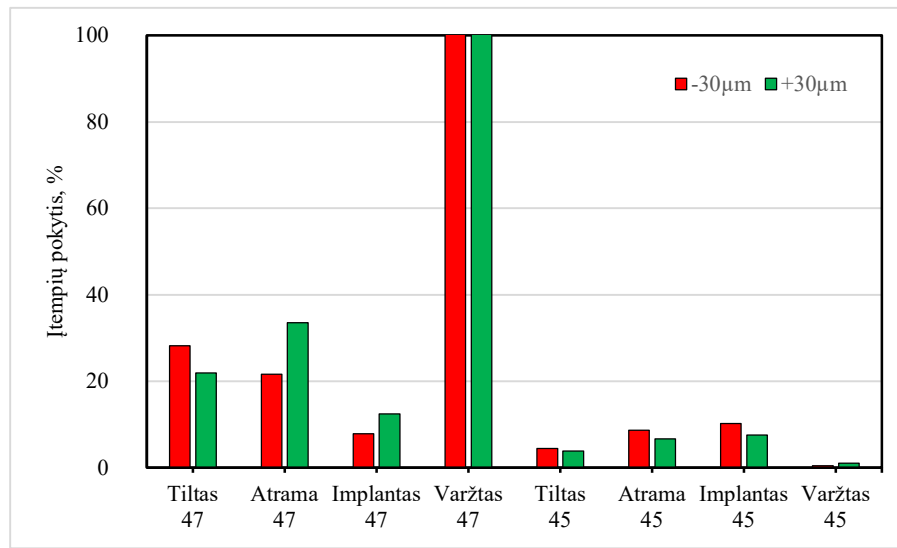
Tilto dalys turinčios kontaktą su 45 atrama patiria pokyčius tik tada, kuomet apkrautas 45 dantis – tuomet įtempiai išauga 10%, apkrovus 47 ar 46 dantį pokyčiai nepastebimi. 45 varžtas reikšmingų pokyčių nepatiria visais atvejais.

Kaip ir esant -30 μm perslinkimui tendencijų, susijusių su implanto įsriegimo kampo kaita, nepastebėta.

3.4. Įtempių pokyčių palyginimas tarp -30μm ir +30μm perslinkimų, kuomet apkrova vertikali

Lyginant įtempių pokyčius tarp -30 μm ir +30 μm perslinkimų – rezultatai panašūs (žr. 3.5 pav.). Didžiausi procentiniai įtempių pokyčiai stebimi 47 varžte (apribota ties 100% riba: 19675% esant -30 μm perslinkimui ir 25424% esant +30 μm), tačiau tai siejama su tuo, kad esant 0 μm perslinkimui

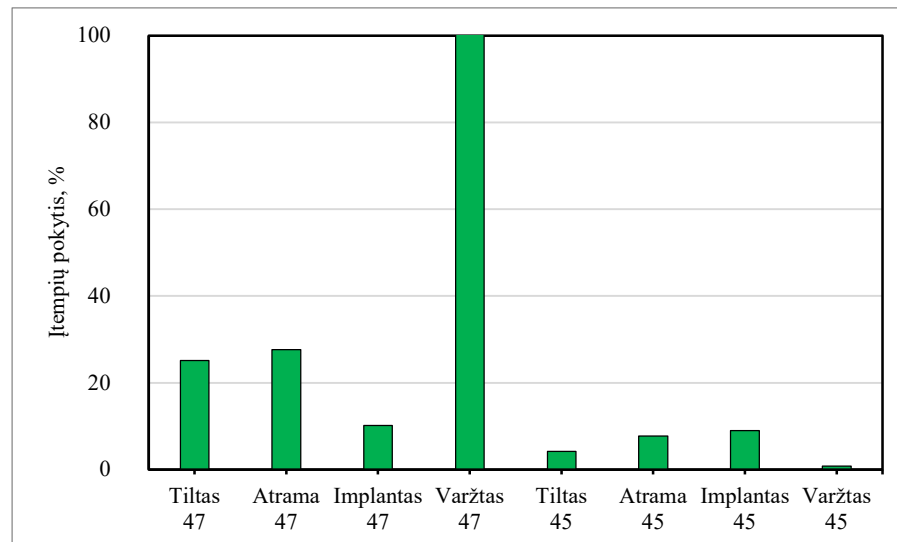
ir apkrovus 47 arba 46 dantį, įtempiai šiame komponente yra praktiškai lygūs nuliui, todėl pokytis itin didelis.



3.5 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali, esamas -30μm arba +30μm perslinkimas

Esant -30 μm perslinkimui 47 tilto įtempiai yra šiek tiek didesni (6%), tačiau 47 atramos įtempiai didesni esant +30 μm perslinkimui (12%). Panaši tendencija matoma ir 47 implantu – esant +30 μm perslinkimui įtempiai išauga labiau nei esant -30 μm perslinkimui (4%).

45 tilto įtempiai abiem perslinkimo atvejais išlieka praktiškai nepakitę (~4%). 45 atramos ir 45 implanto įtempiai kinta panašiai – atitinkamai 9% ir 7% bei 10% ir 8%. 45 varžte įtempiai išlieka nepakitę nepriklausomai nuo perslinkimo.



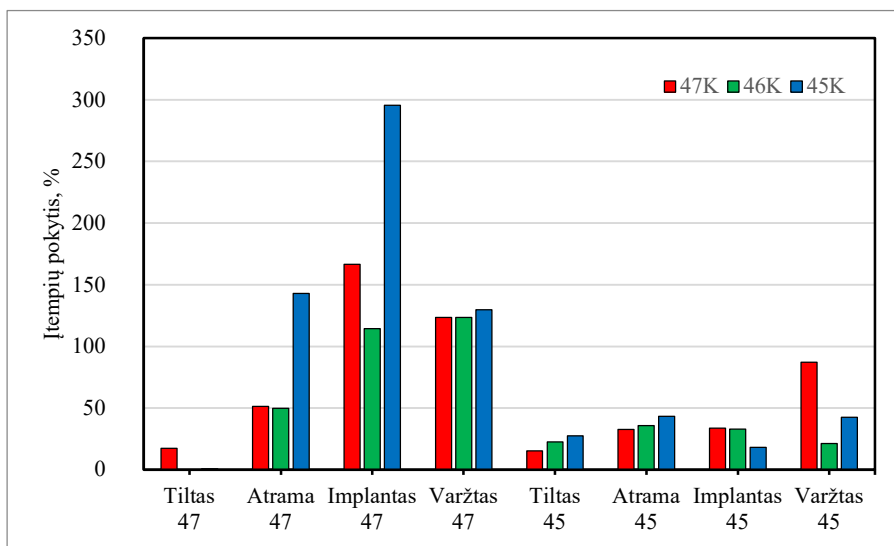
3.6 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova vertikali

Apibendrinant abiejų perslinkimų įtempių pokyčių vidurkį, kuomet apkrova vertikali (žr. 3.6 pav.): 47 tilto – 25,1%, 47 atramos – 27,6%, 47 implanto – 10,1%, 47 varžto – 22549,7% (dėl itin mažų pradinių reikšmių), 45 tilto – 4,2%, 45 atramos – 7,7%, 45 implanto – 8,9%, 45 varžto – 0,4%.

Rezultatai rodo, kad esant vertikaliai apkrovai perslinkimas turi įtakos tam tikrų komponentų įtempių padidėjimui, tačiau jų takumo įtempis nėra viršijamas, todėl poveikis konstrukcijai ribotas, tačiau esamas.

3.5. Įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant -30µm perslinkimui

Didžiausias procentinis įtempio augimas fiksuojamas 47 implantu, kur vidutiniškai įtempiai padidėja 192%, o didžiausias pokytis (296%) stebimas, kai apkrautas 45 dantis (žr. 3.7 pav.). Kitas komponentas pagal įtempių išaugimą yra 47 varžtas, kurio įtempiai visais dantų apkrovimo atvejais padidėja vidutiniškai 126%. Po jo seka 47 atrama, kurios vidutinis įtempių padidėjimas siekia 81%, o didžiausias pokytis fiksuojamas apkraunant 45 dantį (143%). 45 varžte įtempių pokytis yra vidutiniškai 50%, didžiausias kai apkrautas 47 dantis (87%). 45 atramoje įtempiai išauga vidutiniškai 37%, didžiausias pokytis pasireiškia apkraunant 45 dantį (43%). 45 implanto įtempiai vidutiniškai padidėja 28%, kuomet apkrautas 47 arba 46 dantis pokytis panašus (34% ir 33%), o apkraunant 45 dantį – 18%. Mažiausiai įtempiai kinta tilto dalyje turinčioje kontaktą su 47 atrama – kai apkrautas 46 arba 45 dantis, pokytis visai neegzistuoja, o apkrovus 47 dantį įtempiai padidėja 17%. Aiškių tendencijų, susijusių su implanto įsriegimo kampo kaita, nepastebėta.

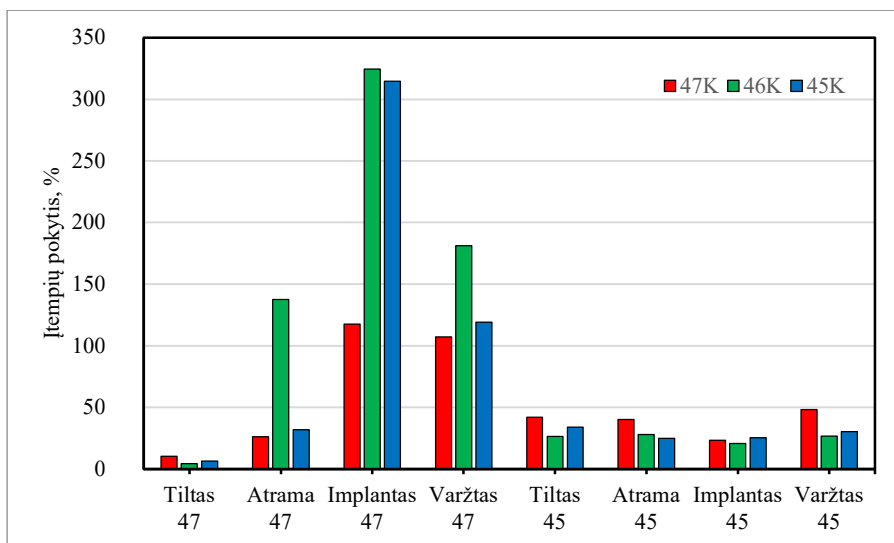


3.7 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant -30µm perslinkimui

3.6. Įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant +30µm perslinkimui

Esant +30 µm perslinkimui didžiausias procentinis įtempių padidėjimas stebimas 47 implantu, kur visų įtempių išaugimo vidurkis yra 252%, o maksimalus pokytis (325%) fiksuojamas apkraunant 46 dantį (žr. 3.8 pav.). Antras pagal įtempių pokytį komponentas yra 47 varžtas, kurio įtempiai vidutiniškai padidėja 136%, o didžiausias augimas (181%) matomas apkrovus 46 dantį. Toliau seka 47 atrama, kurios vidutinis įtempių padidėjimas siekia 65%, kuomet apkrautas 46 dantis pasiekiamas didžiausias pokytis (138%). 45 varžtas patiria vidutiniškai 35% įtempių padidėjimą, didžiausią kai apkrautas 47 dantis (48%), tilto dalys turinčios kontaktą su 45 atrama vidutiniškai patiria 31% pokytį,

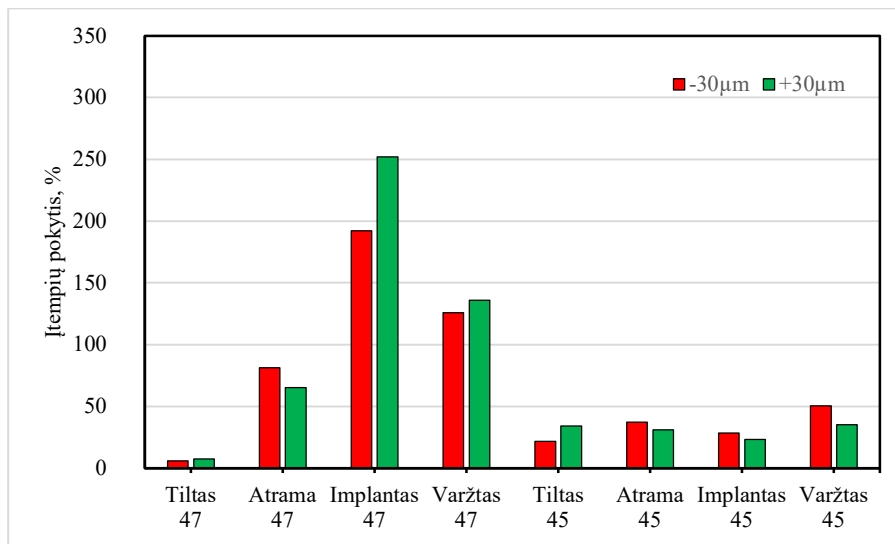
didžiausias padidėjimas (40%) matomas apkrovus 47 dantį. Panašiai 45 atramos įtempiai vidutiniškai išauga 31%, daugiausiai, kai apkrautas 47 dantis (40%). 45 implanto įtempiai išauga vidutiniškai 23%, kai apkrautas 47 arba 45 dantis pokytis panašus (24% ir 25%), o apkraunant 46 dantį – 21%. Mažiausiai keičiasi tilto dalių turinčių kontaktą su 47 atrama įtempiai – kai apkrautas 46 dantis, pokytis siekia vos 5%, kai apkrautas 45 dantis – 7%, kuomet apkrautas 47 dantis – 11%. Kaip ir ankstesniame atvejuje, aiškių tendencijų, susijusių su implanto įsriegimo kampo kaita, nepastebėta.



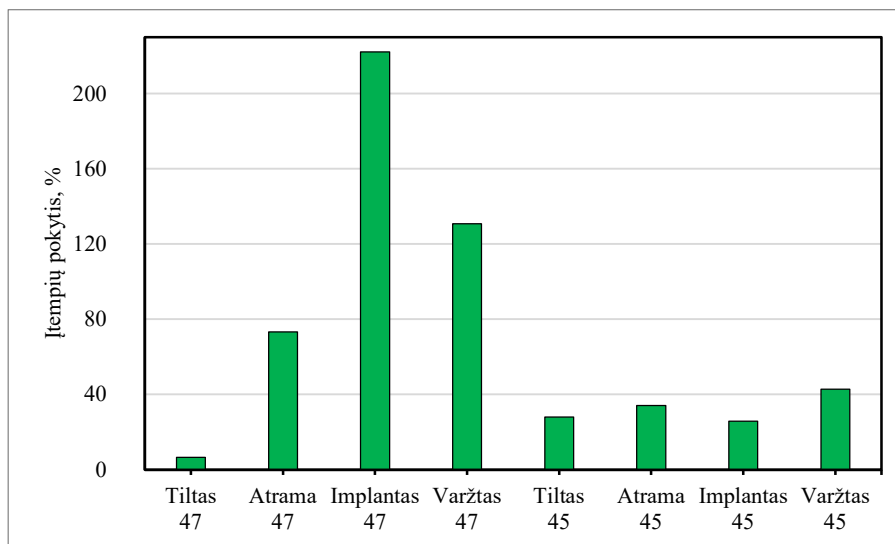
3.8 pav. Procentinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esant +30μm perslinkimui

3.7. Įtempių pokyčių palyginimas tarp -30μm ir +30μm perslinkimų, kuomet apkrova kampu

Lyginant įtempių pokyčius tarp -30 μm ir +30 μm perslinkimų matyti (žr. 3.9 pav.), kad rezultatai iš esmės yra panašūs, tačiau pastebimi ir tam tikri skirtumai. Didžiausi procentiniai įtempio pokyčiai stebimi 47 implante, kur +30 μm atveju įtempiai yra ženkliai didesni nei -30 μm atveju (60%). Tilto dalyje turinčioje kontaktą su 47 atrama abiem atvejais įtempiai keičiasi minimaliai (6% ir 7%), tačiau 47 atramoje įtempiai išauga ženkliai, šiek tiek daugiau -30 μm atveju (16%). 47 varžto įtempiai yra šiek tiek didesni esant +30 μm perslinkimui (10%), tilto dalyje turinčioje kontaktą su 45 atrama įtempiai labiau išauga taip pat esant +30 μm perslinkimui (12%). 45 atramos ir 45 implanto įtempiai keičiasi panašiai abiem atvejais, tačiau yra didesni esant -30 μm perslinkimui (37% ir 31% bei 28% ir 23%). 45 varžto įtempiai taip pat yra didesni esant -30 μm perslinkimui (15%).



3.9 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu, esamas -30μm arba +30μm perslinkimas



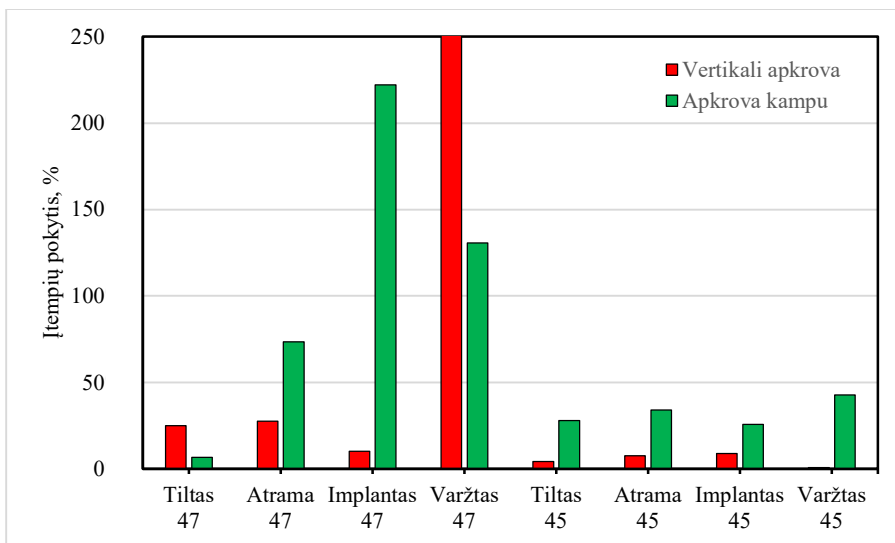
3.10 pav. Vidutinis įtempių pokytis, kuomet apkrova kampu

Apibendrinant abiejų perslinkimų įtempio pokyčių vidurkį, kuomet apkrova kampu, (žr. 3.10 pav.) matyti, kad 47 implante ir jo komponentuose, išskyrus 47 tiltą, įtempių pokytis labai ženklus, 45 tiltas ir jo komponentai taip pat patiria įtempių pokytį, tačiau jis ne toks drastiškas. Didžiausias pokytis stebimas 47 implante (222,3%), po jo seka 47 varžtas (130,8%), 47 atrama (73,4%) ir 45 varžtas (42,8%). Mažesni pokyčiai fiksuojami 45 tilte (28%), 45 atramoje (34,2%) ir 45 implante (25,8%), o mažiausiai keičiasi 47 tilto įtempiai (6,6%).

Abiem perslinkimų atvejais 47 atramos ir 45 atramos maksimalios įtempių vertės viršijo medžiagos takumo įtempį, kas rodo galimą plastinę deformaciją realiomis sąlygomis ir galimą gedimo riziką, esant didelėms apkrovoms, tačiau tai sudėtinga vertinti, nes modelis tiesinis ir pagal deformacijas, viršijus takumo ribą, apskaičiuoti įtempiai neatitinka realių verčių.

3.8. Įtempių pokyčių palyginimas tarp vertikalios apkrovos ir kampu

Lyginant vidutinių įtempių pokyčius tarp vertikalios ir kampu veikiančios apkrovos (žr. 3.11 pav.), matyti, kad apkrova kampu beveik visais atvejais sukelia didesnę įtempių pokytį, išskyrus tilto dalyje turinčioje kontaktą su 47 atrama ir 47 varžtą. 47 varžto atveju toks skirtumas atsiranda dėl to, kad esant vertikaliai apkrovai ir 0 μm perslinkimui, įtempiai yra beveik lygūs nuliui, todėl procentinis pokytis tampa itin didelis.



3.11 pav. Vidutiniai įtempių pokyčiai esant vertikaliai ir kampu apkrovoms

Tilto dalyje turinčioje kontaktą su 47 atrama įtempiai didesni esant vertikaliai apkrovai (18,5%) tačiau priešinga tendencija stebima kituose komponentuose. 47 atramoje apkrova kampu sukėlė žymiai didesnę įtempių pokytį (45,8%), o 47 implantu šis skirtumas buvo dar ryškesnis (212,2%). 47 varžto atveju vertikali apkrova sukėlė neproporcingai didelį pokytį lyginant su apkrova kampu (22418%), tačiau, kaip minėta, tai susiję su mažomis pradinėmis įtempių reikšmėmis.

Tilto dalyje turinčioje kontaktą su 45 atrama įtempiai vertikalios apkrovos atveju beveik nepakito (4,2%), tačiau esant apkrovai kampu padidėjo 28%. 45 atramos įtempių pokytis vertikalios apkrovos atveju nedidelis (7,7%), apkrovos kampu atveju ženklus (34,2%). 45 implantu – vertikalios apkrovos atveju įtempiai išaugo 8,9%, o apkrovos kampu – 25,8%. 45 varžte vertikalios apkrovos atveju beveik nebuvo pokyčių (0,4%), tačiau apkrova kampu sukėlė reikšmingą padidėjimą (42,8%).

Nepaisant skirtumų tarp vertikalios ir kampu veikiančios apkrovos bei perslinkimo krypties, įtempių išaugimas esant perslinkimui yra aiškiai pastebimas ir reikšmingas. Tiek esant -30 μm , tiek +30 μm perslinkimui, daugelyje komponentų įtempiai padidėjo ženkliai, o kai kuriais atvejais jų pokytis siekė kelis šimtus procentų. Ypač jautrūs šiems pokyčiams yra implantų sistemos komponentai, kuriems įvestas perslinkimas, tai yra 47 implanto sritis, nes čia įtempiai išaugo 5 kartais daugiau nei 45 implanto srityje, kur perslinkimas nebuvo įvestas, tačiau šie komponentai vis tiek patyrė reikšmingą įtempių išaugimą.

3.9. Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų įtaka funkcinėms dantų implantų perkrovoms

Rezultatai rodo, kad net nedidelis perslinkimas atsirandantis dėl dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų gali sukelti didelius įtempių pokyčius implantų sistemoje, ypač ten, kur įvestas perslinkimas, tačiau poveikis neišvengiamai perduodamas ir kitiems sistemos komponentams, net jei klaida egzistuoja tik dalyje implantų sistemos. Dideli įtempių pokyčiai reiškia ir padidėjusią funkcinių dantų implantų perkrovų riziką. Šių pokyčių priežastis yra ta, kad implantų sistema veikia kaip vientisa biomechaninė struktūra, kurios kiekviena dalis tiesiogiai arba netiesiogiai veikia viena kitą. Kai viena sistemos dalis yra netiksli, jėgos visoje sistemoje pasiskirstomos netolygiai, dėl to susidaro didesni įtempiai ir toliau nuo klaidos vietos esančiuose komponentuose.

Šie rezultatai parodo tikslios implantacijos ir protezavimo svarbą, nes net ir maži nukrypimai gali sukelti neproporcingai didelius įtempius, didinant dantų implantų perkrovų riziką. Tai patvirtina, kad būtina išlaikyti tikslumą viso gydymo proceso metu – nuo planavimo ir paciento apžiūros iki chirurginės implantacijos bei protezų gamybos. Norint sumažinti funkcinių perkrovų riziką ir užtikrinti ilgalaikį implantų sistemos veiksmingumą, svarbus atsakingas požiūris, kokybės kontrolė ir glaudus technikų bei gydytojų bendradarbiavimas.

4. Rekomendacijos norint išvengti funkcinų dantų implantų perkrovų

Funkcinis dantų implantų perkrovimas yra rimta problema, galinti sukelti biomechaninius gedimus, kaulo rezorbciją aplink implantą ir protezavimo komplikacijas. Dantų implantų perkrovą sukeliančios priežastys dėl dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų gali būti netiksli implanto pozicija, netinkamas antspaudo suformavimas, netikslumai atsirandantys gamybos metu bei netinkamas protezo įklijavimas. Net ir nedideli nukrypimai nuo idealios implantų sistemos komponentų tarpusavio padėties gali sutrikdyti apkrovų pasiskirstymą, sukelti ankstyvą komponentų nusidėvėjimą, tvirtinimo varžtų atsipalaidavimą ar net komponentų lūžius. Norint užtikrinti implantų ilgaamžiškumą reikia kruopščiai suplanuoti ir atlikti tiek protezavimo, tiek chirurgines intervencijas žingsnius.

Chirurginiai gidai yra svarbūs norint užtikrinti tikslų implanto įsriegimą. Šie gidai – tai šablonas implantui įsriegti pagal paciento anatomiją, pagamintas naudojant skaitmeninę implantų pozicijos planavimo programinę įrangą ir 3D spausdinimo technologiją. Gydytojai gali užtikrinti tinkamą implantų sistemos tarpusavio padėtį ir sumažinti pernelyg didelį krūvį tam tikriems komponentams, nustatydami implanto įsriegimo kampą, gylį chirurginiais gidaais. Į darbo procesą įtraukus chirurginius gidus, odontologai gali pasiekti tikslesnius rezultatus ir išvengti netinkamos implanto pozicijos.



4.1 pav. Chirurginis dantų implantų gidas [53]

Dantų implantologijoje labai svarbus tikslus antspaudo paėmimas, nes taip užtikrinamas tikslus paciento burnos struktūros perdavimas laboratorijai ir palengvinamas gerai tinkančių protezų gamybos procesas. Įprastiniai ir skaitmeniniai metodai yra dvi pagrindinės kategorijos, į kurias skirstomi antspaudų metodai. Abiem būdais galima gauti panašaus tikslumo rezultatus, nors skaitmeniniai antspaudai turi privalumų, įskaitant trumpesnę darbo laiką ir didesnę paciento komfortą [54]. Galutinio protezo tikslumui gali turėti įtakos antspaudo nuėmimo technika, todėl tikslus antspaudo paėmimas priklauso ne tik nuo naudojamų priemonių ir metodų, bet ir nuo techniko kompetencijos ir patirties. Nuolatinis domėjimasis naujomis technologijomis ir metodais didina gydytojo odontologo ortopedo bei dantų techniko kompetenciją, todėl gali sumažinti įvairių protezavimo etapų paklaidą.

Viena iš biologinių ir mechaninių komplikacijų priežasčių, kurios galima išvengti, yra per didelis klijų kiekis tvirtinant dantų protezus. Dėl per didelio klijų kiekio galimas pertekliaus patekimas už protezo kraštų, ypač po dantenomis, todėl pašalinimas gali būti sudėtingas [55]. Klijų likučiai gali tapti apnašų susikaupimo vieta, skatinanti bakterijų augimą ir sukelti uždegimines ligas. Netolygus klijų pasiskirstymas, pavyzdžiui, storesnis klijų sluoksnis vienoje pusėje nei kitoje, gali sukelti nedidelį protezo pasislinkimą kitų komponentų atžvilgiu. Tai gali turėti įtakos visos implantų sistemos stabilumui dėl netolygaus įtempių pasiskirstymo, esant netolygiam protezo prigludimui.

Norint sumažinti šią riziką, gydytojai odontologai turėtų taikyti kontroliuojamus klįjavimo metodus, nes tokie metodai sumažina išspausť klįjų kiekį. Rekomenduojama dantų technikams ir gydytojams odontologams glaudžiai bendradarbiauti siekiant standartizuoti protezų klįjavimo protokolus, naudojant minimalų, bet pakankamą klįjų kiekį, parenkant tinkamas klįjų rūšis ir praktikuojant nuoseklį klįjavimo techniką. Tiksliai užtepti klįjus taip pat gali padėti praktika, papildomi mokymai ir vaizdinių priemonių naudojimas.

Apibendrinant galima teigti, kad implantų perkrovos prevencija priklauso nuo kruopštaus, į smulkmenas orientuoto darbo kiekviename gydymo etape. Kiekvienas etapas yra svarbus implantų sistemai: nuo antspaudų paėmimo ir kokybiškos protezų gamybos iki tinkamos implantų pozicijos parinkimo ir kontroliuojamo klįjų kiekio parinkimo. Funkcinių perkrovų sukeliamą pavojų dantų implantų sistemai galima sumažinti teikiant pirmenybę tikslumui, bendradarbiavimui ir nuolatiniam profesiniam tobulėjimui – tai padės pasiekti labiau nuspėjamų ir naudingų rezultatų.

Išvados

1. Atlikta literatūros apžvalga, nustatytos dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidos turinčios įtakos dantų implantų perkrovoms: netinkamas dantų implanto pozicijos nustatymas, netinkamas burnos ertmės antspaudų suformavimas, netikslumai gamybos procesų metu ir netinkamas protezo įklijavimas.
2. Paruoštas ir validuotas trijų dantų tilto ir dviejų dantų implantų baigtinių elementų modelis, įvestos dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų pasekmės bei atlikti skaičiavimai. Tyrimo rezultatai rodo, kad, lyginant su teisingai surinkta implantų sistema ($0\mu\text{m}$ perslinkimas), įtempių vertės didesnės modeliuose su surinkimo klaidomis ($-30\mu\text{m}$ ir $+30\mu\text{m}$ perslinkimai).
3. Net ir nedideli komponentų perslinkimai implantų sistemoje, atsirandantys dėl dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidų, sukelia reikšmingus įtempių pokyčius, kurie gali turėti įtakos visos konstrukcijos patvarumui ir ilgaamžiškumui. Tai patvirtina, kad tikslumas yra itin svarbus kiekviename klinikiniam ir laboratoriniam etape.
4. Didžiausi įtempių pokyčiai stebimi toje sistemos dalyje, kur buvo įvestas perslinkimas (47), bet poveikis išplinta ir į priešingą pusę (45) nors ir mažesniu mastu (3 – 4 kartais), tačiau lokalizuoti netikslumai sukelia poveikį visai implantų sistemai.
5. Esant perslinkimui apkrova kampu sukelia didesnį (5 kartais) įtempių pokytį nei vertikali apkrova. Tokia apkrova atstoja sudėtingesnes kramtymo jėgų kryptis, kurios dažniau pasitaiko realiose klinikinėse situacijose.
6. Dantų ortopedo ir(ar) dantų techniko klaidos sukelia įtempių padidėjimą, kas lemia ir padidėjusią funkcinį dantų implantų perkrovų riziką.
7. Norint išvengti funkcinį perkrovų, svarbu tiksliai nuimti antspaudą, kruopščiai planuoti gydymą, tinkamai parinkti implanto įsriegimo poziciją, kontroliuoti gamybos kokybę ir laikytis tinkamų klijavimo procedūrų.

Literatūra

1. JIANG, Xunyu, Yitong YAO, Weiming TANG, Dongmei HAN, Li ZHANG, et al. Design of dental implants at materials level: an overview. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 108. 2020, no. 8, pp. 1634–1661. ISSN 1552-4965.
2. PANDEY, Chandrashekhar, Dinesh ROKAYA, and Bishwa Prakash BHATTARAI. Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: a review. *BioMed Research International*, vol. 2022, pp. 1–11. ISSN 2314-6141.
3. KIM, Jeong Chan, Min LEE, and In-Sung Luke YEO. Three interfaces of the dental implant system and their clinical effects on hard and soft tissues. *Materials Horizons*. 2022. ISSN 2051-6355.
4. KIM, Won Hyeon, Jae-Chang LEE, Dohyung LIM, Young-Ku HEO, Eun-Sung SONG, et al. Optimized dental implant fixture design for the desirable stress distribution in the surrounding bone region: a biomechanical analysis. *Materials*, vol. 12. 2019, no. 17, p. 2749. ISSN 1996-1944.
5. OSHIDA, Yoshiki, Elif B. TUNA, Oya AKTÖREN, and Koray GENÇAY. Dental implant systems. *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 11. 2010, no. 4, pp. 1580–1678. ISSN 1422-0067.
6. MISCH, Carl E. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby Elsevier, Inc., 2008. ISBN 9780323043731.
7. SUŠKO, Roberta. Trumpų (6 mm) dantų implantų ir ilgų (≥ 10 mm) dantų implantų, sriegiamų derinant su sinuso dugno pakėlimu, osteointegracijos palyginimas. Sisteminė literatūros apžvalga [interaktyvus]. Lietuvos sveikatos mokslų universitetas. 2024 [žiūrėta 2025-02-12]. Prieiga per: <https://lsmu.lt/cris/entities/etd/5fceb725-0f94-40e0-ae17-c404d30e0542>
8. ARAGONESES, Javier, Nansi Lopez VALVERDE, Manuel FERNANDEZ-DOMINGUEZ, Jesús MENA-ALVAREZ, Cinthia RODRIGUEZ, et al. Relevant aspects of titanium and zirconia dental implants for their fatigue and osseointegration behaviors. *Materials*, vol. 15. 2022, no. 11, p. 4036. ISSN 1996-1944.
9. D'AMICO, Cesare, Salvatore BOCCHIERI, Sergio SAMBATARO, Giovanni SURACE, Chiara STUMPO, et al. Occlusal load considerations in implant-supported fixed restorations. *Prosthesis*, vol. 2. 2020, no. 4, pp. 252–265. ISSN 2673-1592.
10. MARTÍ-VIGIL, Jordi, Joan CASAMITJANA, Xavier MARIMON, Miguel CERROLAZA, Raul MEDINA-GÁLVEZ, et al. Impact testing in implant-supported prostheses and natural teeth: a systematic review of properties and performance. *Materials*, vol. 17. 2024, no. 16, p. 4040. ISSN 1996-1944.
11. OLIVEIRA, Hélder, Aritza BRIZUELA VELASCO, José-Vicente RÍOS-SANTOS, Fernando SÁNCHEZ LASHERAS, Bernardo Ferreira LEMOS, et al. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 17. 2020, no. 13, p. 4738. ISSN 1660-4601.
12. MATTA, Ragai Edward, Lara BERGER, Moritz LOEHLEIN, Linus LEVEN, Juergen TAXIS, et al. Stress distribution within the peri-implant bone for different implant materials obtained by digital image correlation. *Materials*, vol. 17. 2024, no. 9, p. 2161. ISSN 1996-1944.
13. Nobel Biocare All-on-4 solution [interaktyvus]. 2013 [žiūrėta 2025-04-05]. Prieiga per: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Nobel_Biocare_All-on-4_solution_image_1.jpg

14. KOZLOVSKY, Avital, Haim TAL, Ben-Zion LAUFER, Roy LESHEM, Michael D. ROHRER, et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research*, vol. 18. 2007, no. 5, pp. 601–610. ISSN 1600-0501.
15. BANEVIČIŪTĖ, Milda. Bruksizmo įtaka implantų ir keramikos bei metalo keramikos restauracijų ant implantų komplikacijų dažniui. [interaktyvus]. Lietuvos sveikatos mokslų universitetas. 2021 [žiūrėta 2025-02-18]. Prieiga per: <https://lsmu.lt/cris/entities/etd/3a4d0057-d35a-4b96-ab70-17903e8b06cb>
16. NITSCHKE, Ina, Celine MOEDE, Werner HOPFENMÜLLER, Bernhard A. J. SOBOTTA, Andreas KOENIG, et al. Validation of a new measuring instrument for the assessment of bite force. *Diagnostics*, vol. 13. 2023, no. 23, p. 3498. ISSN 2075-4418.
17. BERTOLINI, Martinna Mendonça, Altair Antoninha DEL BEL CURY, Lucas PIZZOLATO, Ivan Ronald Huanca ACAPA, Jamil Awad SHIBLI, et al. Does traumatic occlusal forces lead to peri-implant bone loss? A systematic review. *Brazilian Oral Research*, vol. 33. 2019, suppl 1. ISSN 1807-3107.
18. GRIGORAS, Radu Ionut, Adina COSARCA, and Alina ORMENIȘAN. Early implant failure: a meta-analysis of 7 years of experience. *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13. 2024, no. 7, p. 1887. ISSN 2077-0383.
19. ABAD-CORONEL, Cristian, Stefan VANDEWEGHE, María Dolores VELA CERVANTES, María José TOBAR LARA, Nancy MENA CÓRDOVA, et al. Accuracy of implant placement using digital prosthetically-derived surgical guides: a systematic review. *Applied Sciences*, vol. 14. 2024, no. 16, p. 7422. ISSN 2076-3417.
20. TALLARICO, Marco, Roberto SCRASCIA, Marco ANNUCCI, Silvio Mario MELONI, Aurea Immacolata LUMBAU, et al. Errors in implant positioning due to lack of planning: a clinical case report of new prosthetic materials and solutions. *Materials*, vol. 13. 2020, no. 8, p. 1883. ISSN 1996-1944.
21. PISLA, Daria, Vasile BULBUCAN, Mihaela HEDESIU, Calin VAIDA, Ionut ZIMA, et al. A vision-guided robotic system for safe dental implant surgery. *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13. 2024, no. 21, p. 6326. ISSN 2077-0383.
22. JEONG, Yoo-Geum, Wan-Sun LEE, and Kyu-Bok LEE. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 10. 2018, no. 3, p. 245. ISSN 2005-7814.
23. D'AMBROSIO, Francesco, Francesco GIORDANO, Giuseppe SANGIOVANNI, Maria Pia DI PALO, and Massimo AMATO. Conventional versus digital dental impression techniques: what is the future? An umbrella review. *Prosthesis*, vol. 5. 2023, no. 3, pp. 851–875. ISSN 2673-1592.
24. DRANCOURT, Noemie, Chantal AUDUC, Aymeric MOUGET, Jean MOUMINOUX, Pascal AUROY, et al. Accuracy of conventional and digital impressions for full-arch implant-supported prostheses: an in vitro study. *Journal of Personalized Medicine*, vol. 13. 2023, no. 5, p. 832. ISSN 2075-4426.
25. Premium Dental Impression Kit [interaktyvus]. [žiūrėta 2025-04-12]. Prieiga per: <https://isisngold.com/products/kit-dempreinte-dentaire-pour-grillz>
26. NOVAC, Andreea Codruta, Anca TUDOR, Daniela Maria POP, Carina Sonia NEAGU, Emanuela Lidia CRĂCIUNESCU, et al. Conventional dental impressions vs. impressions reinforced with rigid mouthguards. *Polymers*, vol. 16. 2024, no. 7, p. 994. ISSN 2073-4360.

27. YUN, Mi-Jung, Young-Chan JEON, Chang-Mo JEONG, and Jung-Bo HUH. Comparison of the fit of cast gold crowns fabricated from the digital and the conventional impression techniques. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 9. 2017, no. 1, p. 1. ISSN 2005-7814.
28. GRÜNHEID, Thorsten, Shawn D. MCCARTHY, and Brent E. LARSON. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 146. 2014, no. 5, pp. 673–682. ISSN 0889-5406.
29. LO RUSSO, Lucio, Giammarco CARADONNA, Marco BIANCARDINO, Alfredo DE LILLO, Giuseppe TROIANO, et al. Digital versus conventional workflow for the fabrication of multiunit fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis of vertical marginal fit in controlled in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 122. 2019, no. 5, pp. 435–440. ISSN 0022-3913.
30. Dental gypsum model [interaktyvus]. 2013 [žiūrėta 2025-04-14]. Prieiga per: <https://www.shutterstock.com/image-photo/dental-gypsum-model-mould-teeth-plaster-158994332>
31. GORACCI, Cecilia, Lorenzo FRANCHI, Alessandro VICHI, and Marco FERRARI. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *The European Journal of Orthodontics*, vol. 38. 2015, no. 4, pp. 422–428. ISSN 1460-2210.
32. IMBURGIA, Mario, Silvia LOGOZZO, Uli HAUSCHILD, Giovanni VERONESI, Carlo MANGANO, et al. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, vol. 17. 2017, no. 1. ISSN 1472-6831.
33. Intraoral scanners [interaktyvus]. 2022 [žiūrėta 2025-04-15]. Prieiga per: <https://www.meetdandy.com/learning-center/articles/intraoral-scanner-comparison-pros-and-cons/>
34. ALKADI, Lubna. A comprehensive review of factors that influence the accuracy of intraoral scanners. *Diagnostics*, vol. 13. 2023, no. 21, p. 3291. ISSN 2075-4418.
35. GALLEGOS, Silvia I., Shaida PARSAEI, Danyal A. SIDDIQUI, Claudia C. BIGUETTI, Kelli L. PALMER, et al. Can dental cement composition affect dental implant success? *ACS Biomaterials Science & Engineering*, vol. 5. 2019, no. 10, pp. 5116–5127. ISSN 2373-9878.
36. QUARANTA, Alessandro, Zhuo Wei LIM, Joyce TANG, Vittoria PERROTTI, and Jonathan LEICHTER. The impact of residual subgingival cement on biological complications around dental implants. *Implant Dentistry*, vol. 26. 2017, no. 3, pp. 465–474. ISSN 1056-6163.
37. DE TORRES, Érica Miranda, Renata Cristina Silveira RODRIGUES, Maria da Gloria Chiarello DE MATTOS, and Ricardo Faria RIBEIRO. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *Journal of Dentistry*, vol. 35. 2007, no. 10, pp. 800–805. ISSN 0300-5712.
38. SAHA, Sudip, and Sougata ROY. Metallic dental implants wear mechanisms, materials, and manufacturing processes: a literature review. *Materials*, vol. 16. 2022, no. 1, p. 161. ISSN 1996-1944.
39. Casting Investments and Casting Procedures [interaktyvus]. 2021 [žiūrėta 2025-04-20]. Prieiga per: <https://pocketdentistry.com/casting-investments-and-casting-procedures/>
40. KWON, Ji-Yung, Chang-Whe KIM, Young-Jun LIM, Ho-Beom KWON, and Myung-Joo KIM. Three-dimensional accuracy of different correction methods for cast implant bars. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 6. 2014, no. 1, p. 39. ISSN 2005-7814.

41. YARLAGADDA, Prasad K. D. V., and Teo Siang HOCK. Statistical analysis on accuracy of wax patterns used in investment casting process. *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 138. 2003, no. 1-3, pp. 75–81. ISSN 0924-0136.
42. Ronden Metall [interaktyvus]. [žiūrėta 2025-03-03]. Prieiga per: <https://www.spree-dental.de/Ronden-Metall>
43. PADRÓS, Roberto, Luís GINER, Mariano HERRERO-CLIMENT, Carlos FALCAO-COSTA, José-Vicente RÍOS-SANTOS, et al. Influence of the CAD-CAM systems on the marginal accuracy and mechanical properties of dental restorations. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 17. 2020, no. 12, p. 4276. ISSN 1660-4601.
44. LÖVGREN, Nils, Rikard ROXNER, Susanne KLEMENDZ, and Christel LARSSON. Effect of production method on surface roughness, marginal and internal fit, and retention of cobalt-chromium single crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 118. 2017, no. 1, pp. 95–101. ISSN 0022-3913.
45. SONG, Doo-Bin, Man-So HAN, Si-Chul KIM, Junyong AHN, Yong-Woon IM, et al. Influence of sequential CAD/CAM milling on the fitting accuracy of titanium three-unit fixed dental prostheses. *Materials*, vol. 14. 2021, no. 6, p. 1401. ISSN 1996-1944.
46. ANADIOTI, Evanthia, Brittany KANE, and Elizabeth SOULAS. Current and emerging applications of 3D printing in restorative dentistry. *Current Oral Health Reports*, vol. 5. April 2018, no. 2, pp. 133–139. ISSN 2196-3002.
47. ANADIOTI, Eva, Leen MUSHARBASH, Markus B. BLATZ, George PAPAVALILIOU, and Phophi KAMPOSITORA. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health*, vol. 20. 2020, no. 1. ISSN 1472-6831.
48. BAE, Eun-Jeong, Il-Do JEONG, Woong-Chul KIM, and Ji-Hwan KIM. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 118. 2017, no. 2, pp. 187–193. ISSN 0022-3913.
49. Dental Resins [interaktyvus]. 2025 [žiūrėta 2025-04-07]. Prieiga per: <https://dental.formlabs.com/materials/#dental-model/>
50. JODA, Tim, Lea MATTHISSON, and Nicola U. ZITZMANN. Impact of aging on the accuracy of 3d-printed dental models: an in vitro investigation. *Journal of Clinical Medicine*, vol. 9. May 2020, no. 5, p. 1436. ISSN 2077-0383.
51. TOIA, Marco, Michele STOCCHERO, Yohei JINNO, Ann WENNERBERG, Jonas BECKTOR, et al. Effect of misfit at implant-level framework and supporting bone on internal connection implants: mechanical and finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 34. 2019, no. 2, pp. 320–328. ISSN 0882-2786.
52. ABASOLO, Mikel, Josu AGUIRREBEITIA, Javier VALLEJO, Joseba ALBIZURI, and Ibai CORIA. Influence of vertical misfit in screw fatigue behavior in dental implants: a three-dimensional finite element approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 232. 2018, no. 11, pp. 1117–1128. ISSN 2041-3033.
53. Benefits of Surgical Guides for Implant Dentistry [interaktyvus]. 2025 [žiūrėta 2025-04-25]. Prieiga per: <https://conescan.com/articles/6-benefits-of-surgical-guides-for-implant-dentistry/>
54. KAITATZIDOU, Aikaterini, Aspasia CHALAZONITI, Clovis Mariano FAGGION, Athina BAKOPOULOU, Diana Maria BARBOSA-LIZ, et al. Digital scans versus conventional impressions in fixed prosthodontics: an overview of systematic reviews. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024. ISSN 0022-3913.

55. ABU-OBAID, Ala'a. Effects of cementation technique and cement thickness on the retention and amount of excess cement in implant-supported restorations. The Saudi Dental Journal. 2024. ISSN 1013-9052.
56. BruxZir Full-Strength Zirconia [interaktyvus]. 2023 [žiūrėta 2025-05-01]. Prieiga per: <https://glidewell dental.com/solutions/crown-and-bridge/zirconia/bruxzir-full-strength-solid-zirconia>

Priedai

1 priedas. Baigtinių elementų analizės rezultatai

1 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis 0µm, apkrova vertikali

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47V	-20	33,47	88,05	92,13	0,3991	13,88	99,45	34,91	11,87
	-10	43,72	90,55	85,39	0,4006	11,82	77,79	33,76	12,56
	0	21,86	94,97	71,68	0,2347	11,1	71,02	37,11	11,89
	10	36,88	78,1	77,85	0,3652	12,06	63,74	33,38	12,02
	20	58,92	138,1	89,25	0,4692	15,56	46,91	31,91	12,62
46V	-20	8,67	34,5	30,75	0,03261	6,18	22,88	13,24	0,1006
	-10	5,8	25,73	27,53	0,06556	7,71	23,08	13,99	0,1063
	0	7,95	25,68	22,39	0,07246	8,58	23,53	14,12	0,107
	10	30,53	34,62	21,04	0,07233	8,78	24,36	15,59	0,1106
	20	21,97	68,82	20,96	0,07082	8,3	25,15	16,15	0,1156
45V	-20	2,73	23,92	5,943	9,165	9,5	27,72	16,69	25,69
	-10	4,16	14,62	4,604	9,461	9,12	27,61	16,61	25,67
	0	4,93	10,67	4,641	7,7781	8,38	27,7	17,56	26,23
	10	2,95	10,28	4,537	8,61	9,37	27,73	16,6	26,49
	20	3,98	16,23	2,556	7,664	9,84	30,38	18,21	27,46

2 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis 0µm, apkrova kampu

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47K	-20	29,75	609,5	94,1	98,95	63,31	240,9	137,9	52,38
	-10	28,91	395	78,92	103,7	68,3	285,6	138,9	53,75
	0	31	257,4	94,53	87,46	60,14	343,3	163,1	49,9
	10	82,76	470	76,77	106,1	64,47	267,5	132,7	55,06
	20	78,45	591	106,8	103,8	59,45	315,2	159,4	57,96
46K	-20	25,38	597,4	101	98,62	70,43	380,8	158,2	61,09
	-10	28,3	428,1	78,77	123,5	71,01	343	170,8	63,38
	0	30,93	240,9	88,71	99,47	53,47	403,5	151,1	47,27
	10	91,19	644	66,91	118,8	65,5	340,7	165,4	60,09
	20	82,44	418,3	89,26	128,9	67,3	286,4	149,9	56,86
45K	-20	55,2	299	72,84	137,5	89	560	215,7	79,44
	-10	38	281,2	66,48	166,6	92,04	523	244,7	71,84
	0	80,85	189,3	74,45	135,8	68,4	819,5	239,7	77,84
	10	188,8	636,3	63,25	152,7	100,6	558,6	258,3	71,25
	20	152,6	648,1	68,99	164,2	92	561,7	250,9	67,52

3 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis -30μm, apkrova vertikali

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47V	-20	33,84	100,7	99,58	67,11	14	107,4	48,05	12,04
	-10	41,55	100,5	91,51	64,29	12,5	90,28	34,17	12,53
	0	25,79	104,4	84,11	90,05	11,83	74,22	38,41	11,47
	10	65,46	114,1	84,66	85,65	12,1	73,54	34	12,32
	20	59,01	156,4	86,37	95,71	15,73	63,12	32,77	13,2
46V	-20	8,76	32,72	35,09	15,31	6,24	22,79	14,62	0,1027
	-10	5,9	25,91	29,8	18,64	7,72	23	14,59	0,1043
	0	8,01	31,77	25,46	20,32	8,58	23,99	15,91	0,1074
	10	32,05	37,67	21,78	20,79	8,88	24,53	16,23	0,1121
	20	22,17	67,89	21,6	33,77	8,34	25,34	16,79	0,1159
45V	-20	3,11	48,85	6,79	23,52	10,43	28,9	18,32	25,89
	-10	6,82	22,87	5,568	24,12	9,37	30,86	19,52	25,33
	0	7,24	10,7	4,32	27,86	9,57	31,81	20,02	25,8
	10	5,36	11,99	4,26	32,33	10,92	31,52	19,93	26,56
	20	8,58	20,29	2,938	34,02	10,39	31,62	19,97	27,85

4 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis +30μm, apkrova vertikali

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47V	-20	33,56	115,1	100,1	112,2	13,9	114	39,15	12,05
	-10	41,56	151,2	86,04	87,42	12,18	99,77	35,32	12,8
	0	25,9	121,4	77,63	88,75	11,24	66,34	35,56	11,33
	10	60,01	86,77	88,69	59,03	12,11	56,29	38,68	12,53
	20	58,48	131,9	97,69	51,17	15,7	63,25	31,56	14,39
46V	-20	8,73	37,77	35,66	31,92	6,2	22,75	14,54	0,1025
	-10	7,42	27,63	28,4	31,8	7,71	22,99	14,65	0,1046
	0	8,06	28,02	23,58	34,28	8,63	23,52	14,75	0,1048
	10	30,81	37,32	23,33	33,39	8,81	24,63	16,29	0,1124
	20	22,07	69,35	23,91	18,89	8,31	25,44	16,86	0,1162
45V	-20	4,06	30,19	5,57	29,35	11,04	31,31	19,81	27,91
	-10	6,11	20,69	4,579	30,72	10,55	31,38	19,85	24,3
	0	6,38	11,93	4,349	24,54	9,11	30,12	18,7	27,9
	10	4,45	14,35	7,26	28,59	10,28	29,91	18,85	25,96
	20	5,85	51,59	3,81	16,83	9,93	29,26	18,29	24,83

5 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis -30μm, apkrova kampu

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47K	-20	37,3	889,36	283,1	182,1	57,97	320,4	137,4	79,81
	-10	27,8	718	328	332,8	65,4	287,1	143	50,95
	0	38	485,24	341	170,36	60,16	415	242,4	85,2
	10	78,48	548,5	108,1	213,96	89,7	453,4	212,1	157
	20	115,5	736,1	122,9	224,69	89,1	439,9	250,4	135
46K	-20	26	1146	263,9	222,7	65	401,9	155,4	54,4
	-10	28,98	584,9	253,1	220,6	70,93	419,1	161,72	61,98
	0	31,5	372,1	201,7	247,5	57,2	441	163,2	51,1
	10	92,2	876,9	97,82	271,2	108,5	603,5	338,5	111
	20	74,94	542	103,5	304,33	100,2	471,3	238,5	72,14
45K	-20	56,4	933,9	309,4	246,6	101	751,6	263,7	84,75
	-10	41,2	830,3	310,9	308,8	98,91	667,8	279,9	79,08
	0	81,55	491	333,8	488	80	996,8	272	95,31
	10	180,1	1183,44	222,56	394,36	136	817,7	303,6	138,1
	20	148,4	1050,39	197,37	273,55	151,1	1051	309,6	121,6

6 lentelė. Įtempių vertės, kuomet poslinkis +30μm, apkrova kampu

		Įtempio vieta							
Apkrova ant danties	Kampas išilgai	Tiltas 47	Atrama 47	Implantas 47	Varžtas 47	Tiltas 45	Atrama 45	Implantas 45	Varžtas 45
47K	-20	34,19	765,9	122,1	215	93,05	412	193,1	85,07
	-10	27,44	543	112,6	220	95,42	471,3	203,8	86,51
	0	43,3	330,9	97,06	180	78,02	496,8	203	70,87
	10	92,06	542,8	318,7	169,3	58,95	334,5	146,1	99,14
	20	72,3	739,4	318,1	251,5	120,6	302,1	153,88	55,5
46K	-20	24,56	786,2	414,23	212,35	104,2	641,4	244,1	98,15
	-10	28,72	1082	315,6	433,4	82,42	318,7	180,4	101,4
	0	38,45	1241	376,1	337,2	63,26	468,7	188,3	56,17
	10	91,27	766,7	306,4	281	70,3	420	167,6	57,2
	20	82,45	710,2	384,1	341,3	96,34	399,6	177,2	56,92
45K	-20	70,9	285,7	320,13	226,98	141,6	835,8	338,6	115,3
	-10	37	337,68	240,3	350,2	140	900,7	379,7	104,7
	0	79,7	284	190,66	377,23	98,72	810,4	286,4	109,6
	10	186,3	978,2	421,3	447,7	101,2	658,6	246,2	84,94
	20	168,7	913,37	241,1	244,6	105	484,3	251,3	68,37