

# Possibilities to use computed tomography in orthodontics and its link to digital models

*Simona Rakauskaitė<sup>1</sup>*

*Lithuanian University of Health Sciences, Faculty of Dentistry, 2014m.*

---

## ABSTRACT

In nowadays orthodontics computed tomography is an integrated test method for diagnosing of different skeletal and dental pathologies. The advanced digital technologies in orthodontics allow to transferring head skeletal and dental information into virtual space. A conjunction of computed tomography images and 3D digital models allow creating digital models of a patient's head in order to make diagnostic and treatment planning stage more easy.

**Aim:** to discuss use of cone-beam CT and its conjunction with 3D digital models.

**Objectives:** to identify use of conical cone-beam CT and application in orthodontics; to overview and to compare plaster models scanning methods; to discuss the ways to connect cone-beam CT scans and laser scanned models

**Methodology:** the following academic databases have been used herein: "pubmed", "science direct", "medline", "google". The total number of academic articles: 48 (1991-2012). Main key words: "cone – beam"; "CBCT"; "digital models"; "3D radiograms"; "laser-scanned dental images"; "structured light"; "laser scanners".

**Results:** the main opportunities of cone-beam CT use (for monitoring of tooth development, restrictions on tooth movement, airways passing, identification of impacted (tusk) teeth localization, for skull skeleton morphology analysis ), have been pointed out together with the comparison of plaster models scanning methods – laser and structured light, and the main modern digital models and CT images conjunction ways (manual intra oral marks (titanium spheres) and extra oral hot gutta-percha marks) have been discussed.

**Conclusions:** 1. In nowadays orthodontics the CT is used for diagnosing of different skeletal and dental pathologies, also for identification of canal restrictions of orthodontic tooth movement and skull skeleton morphologic abnormalities. 2. Laser and structured light are broadly used for plaster model scanning 3. In order to connect the CT images and 3D models the scholars have used intra oral and extra oral marks. However, the produced models haven't been used practically yet because of a complex performance techniques and financial expenses.

---

**ĮVADAS**

Išsamus ir tikslus gydymo planas įmanomas tik esant visapusiškam dantų modelių, intraoralinių ir ekstraoralinių fotografijų, ortopantomogramų ir telerentgenogramų įvertinimui [1]. Dabartinė skaitmeninių technologijų pažanga akivaizdžiai palengvino diagnostinį gydymo etapą ortodontijoje, nes tie patys duomenys yra kur kas greičiau išsaugomi skaitmeninio formato pavidalu [2,3]. Skaitmeninė alternatyva yra kur kas pranašesnė, nes tradicinių gipsinių modelių saugojimas reikalauja papildomų rūpesčių dėl jų talpinimo ir tam skirtos vietos. Skaitmeniniai modeliai, priešingai nei gipsiniai modeliai, yra laikomi virtualioje erdvėje. Tai sumažina modelių saugojimo kaštus bei sutaupo lėšų. [4].

Teisingos diagnozės nustatymui yra būtinas veido ir dantų lanko patologijos, skeletinių struktūrų ir okliuzijos tikslus ištyrimas. Šiuo metu ortodontijoje cefalometrinė radiografija tarp visų tyrimo metodų vis dar atlieka svarbų vaidmenį gydymo planavimui bei gydymo rezultatų vertinimui. Deja, telerentgenogramos suteikia klaidingą informaciją, nes trimatėje erdvėje esančios anatomicinės struktūros yra suprojektuojamos ant plokščio dvimačio vaizdo. Tai lemia gauto vaizdo iškraipymus ir vėliau pasitaikančius tiriamo objekto dydžio ir proporcijos neatitikimus. Kompiuterinės tomografijos vystymasis akivaizdžiai sumažino šių neatitikimų atsiradimo galimybes ir padėjo geriau suprasti veido struktūrų trimatį vaizdą. Kompiuterinės tomografijos trijų dimensijų vaizdas yra naudojamas, kuriant pacientų skeletinius modelius, patvirtinant gydymo planą bei planuojant ortognatinę chirurgiją. Tai lemia tikslesnį atliekamo gydymo rezultatų planavimą [5].

Tačiau kompiuterinės tomografijos rentgenogramų kokybė yra nepakankama tiksliam dantų

atvaizdavimui. Nors neseniai išsivysčiusi kūginio spindulio kompiuterinė tomografija sukuria pakankamai kokybiškus trimačius vaizdus, nereikalaujama didelių finansinių lėšų bei pateikia mažesnę apšvitės dozę [6], jos vaizdai neparodo detalaus dantų paviršiaus, kas yra svarbu gydymo planavimui ar kokių nors ortodontinių įtaisų gamyboje (pvz., chirurginių įtvarų). Negana to, interokliuziniai kontaktai dažnai yra pažeidžiami pasitaikančių artefaktinių ruožų, kuriuos lemia rentgenokontrastiškos dantų restauracijos ar ortodontiniai aparatai. Dėl šių priežasčių buvo sugalvota sujungti veido ir žandikaulių kompiuterinės tomografijos rentgenogramas su skaitmeniniais dantų modeliais, sukuriant tikslų trimatį galvos modelį. Gateno et al [7] pavišino metodiką, kuomet kompiuterinės tomografijos trimačiai sudėtiniai kaukolės kaulinių struktūrų modeliai yra sujungiami su skaitmeniniais dantų modeliais, skanuotais lazeriu. Swennen et al [6] pasiūlė metodiką, leidžiančią sukonstruoti trimatį virtualų kaukolės modelį su patikslintu dentaliniu paviršiumi, naudojant dvigubą kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skanavimo procedūrą.

Taigi, trijų dimensijų veido ir žandikaulių struktūrų atkūrimas duoda ne tik aiškią vaizdinę informaciją, bet taipogi pateikia tikslius matavimo duomenis, kurių pagrindinis tikslas yra ištirti dantų ir skeletinių struktūrų patologijas [8]. Tikslus trimatis galvos modelis gali būti sukonstruotas integruojant lazeriu skanuotus vaizdus su veido ir žandikaulių kompiuterinės tomografijos vaizdais. Šio darbo tikslas yra aptarti kompiuterinės tomografijos naudą ortodontijoje, apžvelgti gipsinių modelių skanavimo būdus bei pateikti galimus kompiuterinės tomografijos skanuočių ir lazeriu skanuotų modelių jungimo būdus virtualioje erdvėje.

**DARBO TIKSLAS**

Aptarti kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos panaudojimo ir jungimo su trimačiais dantų modeliais jungimo galimybes.

**DARBO UŽDAVINIAI**

1. Išsiaiškinti, kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos panaudojimo ir pritakymo galimybes ortodontijoje.
2. Apžvelgti labiausiai paplitusius gipsinių modelių skanavimo metodus ir juos palyginti.
3. Aptarti kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skanuočių ir lazeriu skanuotų modelių sujungimo būdus.

**METODIKA**

Mokslinių straipsnių apžvalga atlikta, naudojant „pubmed“, „medline“ ir „science direct“ duomenų bazes. Atliekant darbą, iš viso buvo panaudoti 48 straipsniai nuo 1991 iki 2012 metų, tačiau didžiąją straipsnių dalį sudarė paskutiniųjų penkerių metų literatūros šaltiniai. Paieškoje buvo panaudota 14 pagrindinių raktažodžių (1 lent.) susijusių su kūginio spindulio kompiuterine tomografija ir 27

papildomi raktažodžiai (1 lent.), kurie apribojo paiešką apie kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos reikšmę ortodontijoje, panaudojimo galimybes bei sujungimą su skaitmeniniais modeliais. Šie raktažodžiai, kaip paieškos įvedimo terminai, susidedantys iš visų įmanomų vieno pagrindinio ir pridėtinio raktažodžio kombinacijų, buvo panaudoti daugialypėse paieškos bazėse. Straipsniai pagal savo struktūrą buvo sugrupuoti dar į dvi grupes: klinikiniai atvejai (tyrimai) ir literatūros apžvalgos (2 lent.).

**Lentelė Nr.1.** Pagrindiniai ir pridėtiniai raktiniai žodžiai, panaudoti literatūros apžvalgoje kūginio spindulio kompiuterinė tomografija ortodontijoje ir skaitmeniniai modeliai (anglų k.)

<b>Pagrindiniai raktiniai žodžiai</b>	<b>Pridėtiniai raktiniai žodžiai</b>
cone – beam	tomography
conebeam	registration
CB-CT	cranial
CBCT	teeth
digital models	tooth
casts	dentofacial
3D radiograms	maxillary
2D radiograms	mandibula
cephalometric analysis	skull
accuracy of 3D measurement	head
laser-scanned dental images	model
structured light	intracranial
scanning	extracranial
laser scanners	oral
	jaw
	orthognatic
	orthodontic
	palatal
	dental arch
	root
	palatal expansion
	alveolar
	molar
	fusion
	fiducial markers
	scanners
	plaster model

**Lentelė Nr.2.** Straipsniai, pateikti paieškos sistemose. Kūginio spindulio kompiuterinės tomografija ortodontijoje, panaudojimas ir skaitmeniniai modeliai.

Mokslinių straipsnių skirtymas	Skaičius
Klinikiniai atvejai (tyrimai)	29
Literatūros apžvalgos	19

## DUOMENŲ ANALIZĖ

### 1 KŪGINIO SPINDULIO KOMPIUTERINĖ TOMOGRAFIJA ORTODONTIJOJE

Kūginio spindulio kompiuterinė tomografija – tai medicininių vaizdų modeliavimo technika, paremta konuso formos rentgeno spindulių pluoštu, koncentruotu dviejų dimensijų ieškikliu. Ieškiklio šaltinio sistema atlieka vieną rotacinį judesį apie objektą, sukurdama eilę dvimačių vaizdų. Vaizdai yra perkuriami į trijų dimensijų duomenų rinkinius, naudojant originalaus kūginio pluošto algoritmo modifikaciją, atrastą Feldcam et al 1984 metais [9]. Ši technika yra plačiai naudojama skirtingose pramonės ir biomedicinos srityse kaip mikro – kompiuterinė tomografija. Tarp pirmųjų klinikinių tyrimų buvo atliekami eksperimentai su fotonų emisijos kompiuterine tomografija, angiografija ir vaizduojamąja radioterapija. Kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skaneriai, skirti veido, burnos ir žandikaulių sričiai, buvo pradėti naudoti vėlyvaisiais 1990 metais Arai et al [10] Japonijoje ir Mozzo et al [11] Italijoje. Nuo tada tarp skirtingų sričių mokslininkų labai išaugo susidomėjimas nauja veido, burnos ir žandikaulių srities vaizdavimo technika. Naujų ieškiklių technologijos vystymasis ir didėjanti duomenų apdorojimo jėga nulėmė pirmųjų prototipų staigią evoliuciją į geresnius ir greitesnius skanerius.

Kūginio spindulio kompiuterinę tomografiją gydytojai ortodontai plačiai naudoja savo pacientų trijų dimensijų tyrimo vaizdų stebėjimui. Deja, dėl netaisyklingo sąkandžio patologijos, dažnai yra gaunami rezultatų iškraipymai. Todėl yra svarbu įvertinti šio diagnostinio tyrimo atitikimo su realybe esančiais parametrais tikslumą

bei įtaką patologijos diagnozavimui, gydymo planavimui bei gydymo rezultatų nustatymui po ortodontinių intervencijų. Netaisyklingas sąkandis yra trimačių vaizdų problema, atsirandanti dėl nesutapimų dantyse, viršutiniame ar apatiniame žandikaulyje vertikalia, skersine bei strėline kryptimi. Tai neretai suklaidina gydytojus ortodontus, kurie trijų dimensijų kompiuterinės tomografijos gauto tyrimo vaizdinius rezultatus tiesiogiai naudoja kaip priemonę nustatyti netaisyklingo sąkandžio patologijos diagnozę ir sudaryti gydymo planą. Todėl norint tikslingai panaudoti šią technologiją yra reikalingi praktiniai įgūdžiai [12].

#### 1.1 Kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos vaizdų analizė ir panaudojimas

Kol telerentgenogramų matavimų tikslumas tenkina gydytojus ortodontus, išlieka atviras klausimas, kokius matavimus naudojant kūginio spindulio kompiuterinę tomografiją taikyti ankstyvajai diagnostikai. Tradicinės dvimatės šoninės telerentgenogramos ir gausybė cefalometrinių analizių buvo naudojama dešimtmečiais diagnozuojant netaisyklingo sąkandžio anomalijas. Amžius, lytis ir etninių skirtumų normos turi reikšmės linijinėms bei kampinėms kaukolės – veido matavimų analizėms, bet tai neturi reikšmės kompiuterinės tomografijos vaizdams. Taigi, kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos ortodontijoje buvo naudojamos sukurti šoninės cefalogramas iš kūginio spindulio kompiuterinių tomogramų vaizdų ir pašalinti tradicines cefalometrines analizes, kad būtų galima įvertinti augimo ir gydymo rezultatus. Tai, žinoma, paneigė kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos trimačio vaizdavimo galios naudą. Šiuolaikinės naujovės trimačių vaizdų perkėlimo programinėje įrangoje leidžia tikslus

cefalometrinius matavimus [16]. Šios programos pašalina algoritmus, kurie optimaliai išrikiuoja vaizdus ir nuspalvina plotus, kur vertinamas gydymo efektyvumas. Svarbu, kad gautų rezultatų tyrimų duomenys lemia kliniškai reikšmingų cefalometrinių orientyrų identifikaciją ir standartizaciją.

Kompiuterinė tomografija ortodontijoje gali būti plačiai pritaikoma. Ją gydytojai ortodontai gali naudoti stebėdami dantų vystymąsi, prognozuodami dantų judėjimo galimybes, vertindami retinuosius dantis, viršutinių kvėpavimo takų praeinamumą bei viso kaukolės skeleto morfologiją.

### 1.2.1. Dantų retencija, jų vystymosi lokalizacija ir išorinė šaknies rezorbcija

Retinuoti ir ektopiniai dantys, ypač iltys, yra dažnai pasitaikanti problema ortodontiniams pacientams. Tradicinės dvimatės radiogramos (periapikalinės, okliuzinės, panoraminės) yra pakankamos retinuosų dantų nustatymui, naudojant SLOB taisyklę ( same lingual, opposite buccal), lokalizuojant dantį nuo vienos alveolės pusės link kitos. Kūginio spindulio kompiuterinė tomografija ne tik suteikia reikalingą informaciją, bet taipogi parodo retinuosio danties santykį su gretimomis šaknimis [17]. Ši informacija yra svarbi nulemiant gydymo plano biomechaniką, reikalingą perkelti retinuosą dantį į dantų lanką, nepažeidžiant gretimų dantų. Nesėkmė vadovaujant retinuosios ilties dygimo jėgoms gali nulemti gretimų dantų išorinę viršūninę šaknies rezorbciją (IVŠR). [18].

Pieninio ir nuolatinio sąkandžio vystymasis yra sudėtingas žmogaus vystymosi procesas. Išsamus šio trimačio proceso palyginimas yra nelengvas uždavinys kliniciams, kurie naudoja tradicinius vaizdus, ypač, jei yra dantų skaičiaus, formos ir padėties anomalijos. Pavyzdžiui, yra ribotos retinuosų viršutinio žandikaulio ilčių gydymo trukmės ir sudėtingumo prognozavimo galimybės vertinant panoraminės radiogramas [19]. Kūginio spindulio kompiuterinė tomografija (CBCT) pateikia dantų neiškraipytą vaizdą, kuris parodo individualių dantų morfologijos detales, įskaitant painius dantų šaknų bruožus, bei trūkstamus, virškomplektinius ir anomalius dantis, jų erdvinį orientavimą.

CBCT vaizdavimas gydytojus kliniciams palengvina darbą, norint įvertinti dantų dygimo būdus ir jų variacijas. Pateikiama informacija gali padėti kliniciams susipažinti su dantų vystymosi procesu ir individualizuoti gydymo planavimą.

Kompiuterinės programinės pažanga leido produkuoti sąveikaujančius skaitmeninius modelius (Anato – model, anatome, San jose, Calif.) iš CBCT duomenų. Šių modelių naudojimo pagrindinis privalumas – nebereikia nuiminėti alginatinių atspaudų. Kompiuterinės tomografijos vaizdai per kliniškai matomų vainikų vaizdavimą sukuria modelius kartu su danties šaknimi ir supančiu alveoliniu kaulu. Tradiciniai radiografiniai vaizdai, tokie kaip ortopantomogramos ir mažos dentalinės nuotraukėlės turi nemažai trūkumų: vaizdo padidėjimas, iškraipimai, perkėlimai, apribota perspektyva ir rezoliucijos trūkumas ( kai tai yra naudojama šaknies rezorbcijai nustatyti) . Šaknies rezorbcija gali būti be vargo stebima CBCT vaizduose ir vaizdo aiškumas leidžia kliniciams suklasifikuoti dantų rezorbcijos tipus. Kiekvienam daugiašakniui dantiui, rezorbcija gali būti lokalizuota specifinėje šaknyje. Kitas privalumas yra tai, kad okliuzinė plokštuma yra susijusi su sąnarių ataugų pozicija temporomandibulinėje duobėje. Jokių kitų vaizdų modalumas negali perteikti tikslios šios anatomicinės struktūros pozicijos. Kliniciams gali stebėti veido minkštuosius audinius dėl dantų lankų ir skeletinių struktūrų ir gali palyginti lankų okliuzinį vaizdą su alveolės forma. Dentalinių matavimų (vertikalaus ir horizontalaus kandžių persidengimo ir dantų lanko ilgio) tikslumas iš šių virtualių modelių yra lyginamas su kitais skaitmeniniais modeliais, pagamintais iš atspaudų [20]. Tebevyksta eilė tyrimų, vertinančių ortodontinių aparatų gamybos pagal dantų modelius iš CBCT vaizdų galimybes.

### 1.2.2. Ortodontinio dantų judėjimo apribojimai

Daugiamatis erdvinis vaizdavimas pateikia dantų išsamų vaizdo perteikimą ir kai kurių danties ortodontinio judėjimo suvaržymų atpažinimą. Daugelio klinikinių situacijų vaizdavimas tradicinėmis dvimatėmis rentgenogramomis nėra pakankamas. Enostozė, sklerezinis

osteitas, tankaus kaulo salelės ir židininė viršūninė osteoporozė yra rentgenokontrastiniai pakitimai, aptinkami greta dantų viršūnių, ir jie pasireiškia neturėdami jokių klinikinių simptomų. Dažniausiai (nuo 88% iki 100%) šių pakitimų įvyksta apatiniame žandikaulyje [21], taip pat dažnai aptinkamos ekstraoralinės šių pakitimų vietos yra ilgieji kaulai ir dubuo. Šie pakitimai nėra paprastai matomi ortopantomogramose, tačiau jie gali sukliudyti dantų judėjimą. Esant tokiai situacijai, vietos uždarymas ir ortodontinio poslinkio nustatymas gali būti neįmanomas ir, jei biomechaninės jėgos yra naudojamos gretimo danties judėjimui prieš kaulinio audinio sutankėjimą, tai gali sąlygoti išorinę viršūninę šaknies rezorbciją.

Kompiuterinė tomografija gali labai pasitarnauti pacientams su giliu sąkandžiu. Gydymas reikalauja ortodontinių aparatų naudojimo - ekstruduoti šoninius dantis arba intruduoti viršutinio žandikaulio priekinius dantis ir sumažinti vertikalaus persidengimo laipsnį. Kandžių skerspjūvio vaizdas gali atskleisti viršutinio žandikaulio centrinių kandžių viršūninio kaulo vertikalius dydžius ir apriboti gramzdinimo vietą. Šiuo atveju, ekstruzija šoninių dantų giliame sąkandyje dažnai būna tinkamesnis gydymas, nes nepažeidžia centrinių kandžių viršūnių gramzdinant prieš tankų nosies pagrindo kaulą. [22].

### 1.2.3. Kaukolės ir veido morfologija

Tradicinės cefalometrijos paklaidos yra įtakojamos daugelio veiksnių, įskaitant rentgeno spindulių geometrinį vaizdų didinimą, kairės ir dešinės pusės skirtumus, ir galvos pozicionavimą. Šoninių cefalogramų atlikimo fizika nulemia didinimo klaidas. Artimesnė pusė filmui yra padidinama mažiau negu pusė, esanti toliau nuo filmo ir tai suformuoja dvigubą apatinio žandikaulio kraštą, kuris gali būti matomas šoninėje cefalogramoje. Tai tampa klinikiniu iššūkiu vertinant šio dvigubo krašto normą ir asimetriją. Su CBCT nėra jokių padidinimo problemų, nes trimatis objektas yra atkuriamas iš eilės duomenų vidutinio matematinio algoritmo, kuris turi gebėjimą suskaičiuoti ir įvertinti padidinimo veiksnių netgi jei rentgeno spinduliai nėra lygiagretūs. Izotropiniai vaizdai, sukurti CBCT palengvina

vizualinius stebėjimus asimetrijų ir anomalijų, kurios gali būti patvirtintos naudojant linijinį ir kampinį matavimo įrankį, įtrauktą į 3D vaizdavimo programinės įrangos paketą. Šie matavimai yra patikimi ir anatomiškai tikslūs [27].

CBCT duomenų rinkinių formatai gali būti perkuriami į bendrą CBCT rekonstruotą šoninę cefalogramą, taigi šie tradiciniai matavimai gali būti padaryti ir palyginti su egzistuojančiomis 2D normomis. CBCT rekonstruotų šoninių cefalogramų naudojimo privalumas apima gebėjimą skaitmeniniu būdu perorientuoti galvos poziciją tais atvejais, kuomet paciento galvos padėtis buvo netaisykinga. CBCT geba padidinti vaizdo kokybę virtualiai konstruojant atokiai perkeltas skeletines struktūras [22]. Be to, atskiri vaizdai gali būti sukuriami iš kairės ir dešinės pusės įvertinant asimetrijas. Programinės įrangos kūrėjai plėtoja naują būdą, padedantį atpažinti anatominius ir cefalometrinius objektus erdviniuose duomenų rinkiniuose. Tai yra atskaitos taškas, leidžiantis naudoti naujus anatominius objektus, nematomus 2D cefalogramose ir pamatuoti naujus atstumus ir kampus, kurie suteiks informacijos kaukolės ir veido komplekso augimo ir vystymosi procesui. Naudojant morfometrines sąvokas, klinicianai gali konstruoti 3D normą ir tada perkelti individualias šios normos 3D skanuotes, apibrėždami pakitimus ir standartinius nuokrypius. Taip pat klinicianai gali išmatuoti lokalius skirtumus, naudojant spalvos – žemėlapių schemas ir apibrėžiant skirtumo dydį.

Priekinės - galinės cefalogramos yra kitas radiografinis įrankis, kuris gali būti naudojamas identifikuojant skersines asimetrijas. Tačiau, tradicinėse radiogramose nežymūs galvos padėties nuokrypiai gali lemti iš esmės varijuojantį rezultatą. CBCT – rekonstruota priekinė – galinė cefalograma gali perorientuoti galvos poziciją po pradinio skanavimo ir turi galimybę pašalinti nereikalingas struktūras (pvz., stuburą) geresnei vaizdo kokybei užtikrinti [22].

### 1.2 Kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos trimačiai modeliai

Išsamus ir tikslus gydymo planas įmanomas tik esant visapusiškam dantų modelių, intraoralinių ir ekstraoralinių fotografijų, ortopantomogramų ir telerengenogramų įvertinimui [1]. Dabartinė skaitmeninių

technologijų pažanga akivaizdžiai palengvino diagnostinį gydymo etapą ortodontijoje, nes tie patys duomenys yra kur kas greičiau išsaugomi skaitmeninio formato pavidalu. [2,3] Skaitmeninė alternatyva yra kur kas pranašesnė, nes tradicinių gipsinių modelių saugojimas reikalauja papildomų rūpesčių. Skaitmeniniai modeliai yra laikomi virtualioje erdvėje, tai sumažina modelių saugojimo kaštus bei sutaupo lėšų. [4].

Technologijų pažanga ir programinė įranga leidžia skaitmeninius modelius sukurti, naudojant kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skanuotes (skleistines). Skaitmeninį vaizdavimą ir sujungimą su medicininėmis ligos istorijomis, skirtą gydytojams ortodontams, galima parsisiųsti iš internetinių kompanijų tinklalapių - skaitmeniniai modeliai gali būti analizuojami bet kada atsidarius bylą. Kai tik modeliai yra nuskanuojami, ortodontai gali parsisiųsti, žiūrėti, keisti ir įvertinti modelius, naudodami pasirinktos kompanijos programinę įrangą. Ši technologija leidžia pamatyti visas anatomines struktūras, naudojant kompiuterinės tomografijos skanuotes. Pavyzdžiui, dantų šaknis, smilkininio – apatinio žandikaulio sąnario struktūras, susigrūdusius dantis, kaulo rezorbcijos lygį ir kt. Gydytojai klinicistai gali stebėti, įvertinti, keisti modelius ir bazes atskirai, visiškai neliečiant kaulinių struktūrų. Tačiau, šitos technologijos trūkumas yra apydančio audinių vaizdavimo tikslumo stoka skaitmeniniuose modeliuose ir prieštaravimai dėl galimai nereikalingos per didelės apšvitos dozės.[28]

## 2 TRIMAČIAI SKAITMENINIAI DANTŲ MODELIAI

3D technologijos labai išsivystė per pastaruosius du dešimtmečius ir atrado savo panaudojimo vietą ortodontijoje bei veido ir žandikaulių chirurgijoje. Trimačiai medicininiai vaizdai demonstruojami 2D vaizdu monitoriuje, bandant įsivaizduoti, kokio gylio yra objektas. Objekto gylio suvokimas praplėtė 3D vaizdų pritaikymo galimybes.[29]

Trimačio vaizdavimo panaudojimo sritys ortodontijoje: dantų - žandikaulio santykio ir veido estetikos prieš ir po ortodontinio gydymo įvertinimas, 3D gydymo

planavimas bei trimatis minkštųjų ir kietųjų audinių imitavimas. Be to, trimačius skaitmeninius modelius galima kaupti skaitmeniniame formate, sutaupant vietą, kurią paprastai užima tradiciniai gipsiniai modeliai.

Tradicinius gipsinius modelius perkelti į virtualią erdvę galima juos skanuojant 3D skaneriais. Šiuo metu populiariausi yra lazeriniai skaneriai, nors yra bandoma pritaikyti ir struktūrizuotos šviesos skanavimo metodiką.

### 2.1. 3D skaitmeninio dantų vaizdavimo panaudojimo galimybės

- Tiriamųjų modelių archyvavimui. 3D vaizdai yra patikimas būdas saugoti pacientų diagnostinius modelius be jokios duomenų praradimo ar tikrųjų modelių sugadinimo baimės. Jei sukurto modelio duomenys reikalauja 5Mb vietos, viename kompaktiniame diske galima sutalpinti nuo 130 iki 145 tiriamųjų modelių. Kompiuterio 60 Gb vietos kietajame diske galima sutalpinti net iki 12 000 tiriamųjų modelių. Britų mokslininkai apskaičiavo, kad gydytojais, kurie kasmet sulaukia apie 1000 naujų pacientų, turi užtikrinti apie 17m<sup>3</sup> talpos vietos modelių laikymui. Naudojant 3D skaitmeninius diagnostinius modelius sumažėja išskylančių problemų dėl laikymo vietos bei sutaupoma lėšų.

- Gydymo eigos dokumentacija ir bendradarbiavimas su tos pačios profesijos kolegomis taipogi yra lengviau pasiekiamas nagrinėjant trimačius duomenis. Tele – ortodontija sutaupo laiką ir pastangas gydymo planavimui. Fizinis kontaktas su kolegomis tampa nebereikalingas.

- Su 3D programine įranga ortodontai gali tirti objektus iš vidinės pusės bei kartu sudėjus dantų lankų santykį tarp apatinio ir viršutinio žandikaulių. Dantų lankai gali būti geriau įvertinti skirtingais aspektais, kuomet 3D modeliai yra stebimi okliuzijoje kompiuterio ekrane.

- Vietos uždarymo imitavimas po ekstrakcijų, dantų ištiesinimas ar kandžių atitraukimas gali būti nesunkiai pademonstruojamas pacientams - tai leidžia geriau informuoti pacientus apie jų būklę.

- Skaitmeninis dantų lankų vielų pagaminimas, naudojant specifinę robotų techniką po breketų uždėjimo ant dantų lankų.

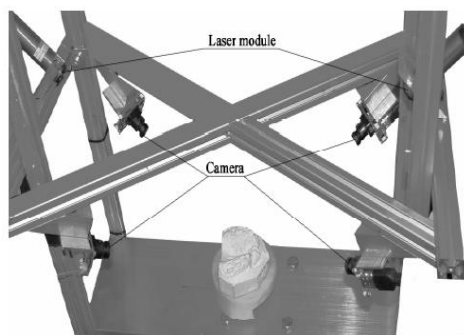
- 3D “aligners” konstravimui, kurie yra ploni, tikslūs, danties paviršius padengiantys aparatai, aparatų. (The Invisalign) [30].

naudojami nuosekliai vienas po kito netaisyklingo sąkandžio koregavimui, atsisakant tradicinių fiksuotų ortodontinių

## 2.2. Gipsinių modelių skanavimas lazeriu

Gipsinių modelių skanavimo lazeriu sistema yra paremta lazerio trianguliacijos metodu. Trianguliacija - tai technika, kuri naudoja žinomą atstumą tarp strukturizuoto apšvietimo šaltinio ir jutimo elementų bei atspindžio kampo, kad būtų galima pamatuoti paviršiaus gylį. Ji turi keturis komponentus: rotacijos platformą, lazerio šviesos šaltinį, CCD vaizdo kamerą ir personalinį kompiuterį. Rotacijos platforma turi platų paviršių virš modelio patalpavimo vietos. Lazerio šviesos šaltinis suprojektuoja vieną šviesos pluoštą virš dantų modelių. Skaitmeninė kamera su kompiuteriu yra sujungiamą per FireWire sąsaja. Dantų gipsinis modelis padedamas ant besisukančio staliuko. Modelio padėtis fiksuojama ir, keičiant projektuojamos lazerio linijos pėdsako padėtį erdvėje, vaizdo kamera fiksuojamas atskirų lazerio profilių masyvas, kuris diskretinėje erdvėje atitinka paviršiaus taškų debesį. Step motor (pagrindinis variklis) yra kontroliuojamas kompiuterio ir variklio įrenginys gali būti sustabdomas bet kuriuo kampu, leisdamas kamerai užfiksuoti objekto vaizdą.[32]

Tam, kad būtų atstatytas pilnas erdvinis modelis (be skylių ir klaidingai identifikuotų sričių), erdvinis paviršius stebimas skirtingu kampu, pasukant staliuku gipsinį modelį. Apibendrinant trimačius vaizdus, tokios vietos yra reprezentuojamos su trūkstamais duomenimis. Sprendžiant šią problemą, yra sukurta grįžties sistema: keturios firewire kameros ir du lazerio pluoštų šaltiniai, kurie padaro matomą besisukančio objekto dalį. (1 pav.)



1pav. Skanavimu lazeriu sistemos įranga [32]

Intraoralinis dantų skanavimas lazeriu gali būti sudėtingas dėl paciento judesių skanavimo procedūros metu, be to ir dėl saugumo aspektų susijusių su lazeriu [33]. Kita vertus, skanavimas su lazeriu tiriamų modelių turi daug privalumų lyginant su kitomis skanavimo sistemomis, nepaisant gan ilgos procedūros trukmės. Tiriamųjų modelių morfologijos užfiksavimo problema yra susijusi su daugelio paviršiaus plotų iškirpimu ne pagal jų struktūrą. Tai gali būti išspręsta užfiksuojant tiriamąjį modelį iš kelių skirtingų

kampų, kas įgalina modelio pagaminimą 360 laipsnių kampu. Iš kart, kai pagaminamas trimatis modelis, procedūrą atliekantis žmogus gali duomenis išsaugoti kompiuterio kietajame diske specialiu 3D formatu ir duomenų dydis priklauso nuo 3D tinklelio originalios rezoliucijos. Yra skirtingi 3D duomenų formatai tokie kaip VRML(.wrl) (Virtualy Reality Modeliling Language) ir .stl stereolitografiniams formatams bei .dxf, kuris yra vienas iš formatų, naudojamų AutoCAD programai.[30]



### 2.3. Struktūrinės šviesos panaudojimas gipsinių modelių skanavime

Struktūrinės šviesos skanavimo panaudojimas odontologijoje yra ganėtinai naujas dalykas. Šis skanavimo metodas yra tiriamas ir bandomas pritaikyti kitose srityse. Struktūrizuota šviesa yra išgaunama, apšviečiant objektą vaizdo projektoriumi pro padidinamąjį lęšį. Šis lęšis išsklaido gaunamos baltos šviesos spektrą į linijas. Ant skanuojamo modelio bus serija paralelių juodų ir baltų linijų – kontrastas tarp juodų ir baltų linijų yra vienas iš skanavimo parametrų ir ženkliai pagerina skanavimo rezultato kokybę (2pav). Skanavimas gali būti atliekamas tik tamsioje aplinkoje, kad nebūtų išsklaidytas tiesioginis šviesos pluoštas iš vaizdo projektoriaus.[34]



2pav. Gipsinių modelių skanavimas struktūrine šviesa[34]

#### Modelių skanavimo metodų palyginimas

Gipsinių modelių skanavimo privalumai ir trūkumai palyginti 3lentelėje [36]

**Lentelė Nr.3.** Lazerio ir struktūrizuotos šviesos skanavimo metodų palyginimas.

	<b>Privalumai</b>	<b>Trūkumai</b>
<b>Lazerio skanavimo metodas</b>	Gali būti naudojamas beveik prie visų kambario apšvietimo sąlygų. Gali būti naudojamas skanuoti bet kokios medžiagos, spalvos ar blizgesio objektus. Pateikia aukštos kokybės rezoliucijos gylį, kad būtų pamatuotos tikslios ypatybės, sujungia kreives, įtrūkimus ir t.t.	„Taškelių“ efektas sudaro apribojimus rezoliucijai ir tikslumui. Lazerio šviesa turėtų būti naudojama su atsargumo taisyklėmis (lazeris neturėtų būti šviečiamas į akis).
<b>Struktūrizuotos šviesos</b>	Pateikia gerą tikslumą.	Jautrus aplinkos šviesai – geriausia tamsiame

<b>skanavimo metodas</b>	Greitas, kai yra matuojami objektai su daug žemo banguotumo paviršių. Gera šoninė rezoliucija per dvi ašis. Nekenksminga akims.	kambaryje. Negali būti naudojamas skanuoti šviečiančius objektus. „Sukandimo“ efektas reikalauja papildomo skanavimo. Lėtas, kai matuojami objektai, turintys daug sudėtingų detalių.
--------------------------	---	--

### KŪGINIO SPINDULIO KOMPIUTERINIŲ TOMOGRAMŲ SUJUNGIMAS SU TRIMAČIAIS LAZERIU SKANUOTAIS MODELIAIS

Teisingos diagnozės nustatymui yra būtinas veido ir dantų lanko patologijos, skeletinių struktūrų ir okliuzijos tikslus ištyrimas. Šiuo metu ortodontijoje cefalometrinė radiografija tarp visų tyrimo metodų vis dar atlieka svarbų vaidmenį gydymo planavimui bei gydymo rezultatų vertinimui. Deja, telerentgenogramos suteikia klaidingą informaciją, nes trimatėje erdvėje esančios anatomicinės struktūros yra suprojektuojamos ant plokščio dvimačio vaizdo. Tai lemia gauto vaizdo iškraipymus ir vėliau pasitaikančius tiriamo objekto dydžio ir proporcijos neatitikimus. Kompiuterinės tomografijos (KT) vystymasis akivaizdžiai sumažino šių neatitikimų atsiradimo galimybes ir padėjo geriau suprasti veido struktūrų trimatį vaizdą. Kompiuterinės tomografijos trijų dimensijų vaizdas yra naudojamas, kuriant pacientų skeletinius modelius, patvirtinant gydymo planą bei planuojant ortognatinę chirurgiją. Tai lemia tikslesnį atliekamo gydymo rezultatų planavimą [5]. Tačiau, trimatės kompiuterinės tomografijos negali išgauti tikslios okliuzinio paviršiaus ir interproksimalinių kontaktų informacijos [37]. Dėl šių priežasčių buvo sugalvota sujungti veido ir žandikaulių kompiuterines tomogramas su skaitmeniniais dantų modeliais, sukuriant tikslų trimatį galvos modelį. Gateno et al [7] pavišino metodiką, kuomet kompiuterinės tomografijos trimatiai sudėtiniai kaukolės kaulinių struktūrų modeliai yra sujungiami su skaitmeniniais dantų modeliais, skenuotais lazeriu. Uechi et al [38] taipogi pasiūlė metodą, leidžiantį sukurti virtualų kaukolės modelį integruotą dantų modeliu,

skanuotu lazeriu, naudojant multimodalinę vaizdo – sintezės techniką (multimodal image – fusion technique). Swennen et al [39] pasiūlė metodiką, leidžiančią sukonstruoti trimatį virtualų kaukolės modelį su patikslintu dantų paviršiumi, naudojant dvigubą kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skanavimo procedūrą.

Nors visos šios metodikos pateikia priimtina registravimo tikslumą, procedūros yra pakankamai sudėtingos gydytojams, nes jose registravimui naudojami žymenys (fiducial markers). Šiuose tyrimuose yra naudojamos titano sferos, keraminiai kamuoliai ar paminkštinta gutaperča. Taipogi neseniai, Swennen et al [39], kuris naudojo žymenis registravimui, pritaikė naują būdą trimatžio virtualaus kaukolės modelio sukūrimui su detalio okliuzine ir interokliuzinių kontaktų informacija, naudodamas taip vadinamą „dvigubą CBCT skenavimo“ procedūrą. Jų būdas nereikalavo žymenų naudojimo registravimui, kol subjektas buvo skenuojamas kompiuteriniu tomografu daugiau nei vieną kartą. Registravimas naudoja paviršiaus informaciją iš dviejų duomenų rinkinių, tarp kurių yra apskaičiuojamas pasukimas ir pavertimas. Yra ieškomi sutampantys taškai ir formos, o po pasukimo ir pavertimo atstumai yra sumažinami.

Hoon Noh ir bendraautorė [40] atlikto tyrimo rezultatai parodo, jog lazeriu nuskanuoti vaizdai gali būti integruoti į veido ir žandikaulių struktūrų kompiuterinės tomografijos gautą vaizdą su pakankamai minimaliomis paklaidomis. Dentine dalis iš tomogramų yra pakeičiama lazerio skanuota dentine dalimi, kuri turi detalesnę ir tikslesnę informaciją apie okliuziją. Gautas bendras jungtinis vaizdas gali būti naudojamas klinikinėje praktikoje diagnozuojant veido ir dantų anomalijas bei gydymo planavimui. Lazeriu skanuoto modelio ir kompiuterinės

tomografijos veido ir žandikaulių struktūrų skanuočių sujungimo tikslumas padidėja, kai registravimui yra naudojamas didesnis paviršiaus plotas.

Nors neseniai išsivysčiusi kūginio spindulio kompiuterinė tomografija sukuria pakankamai kokybiškus trimačius vaizdus, nereikalaujama didelių finansinių lėšų bei pateikia mažesnę apšvitos dozę [6], jos vaizdai neparodo detalaus dantų paviršiaus, kas yra svarbu gydymo planavimui ar kokių nors ortodontinių įtaisų gamyboje (pvz., chirurginių įtvarų). Nėgana to, interokliuziniai kontaktai dažnai yra

pažeidžiami pasitaikančių artefaktinių ruožų, kuriuos lemia rentgenokontrastiškos dantų restauracijos ar ortodontiniai aparatai. Kita vertus, trimačiai dantiniai vaizdai gali būti pagaminami lazeriu skanuojant gipsinius modelius. Skanavimas lazeriu yra paprastas, neinvazyvus ir nebrangus procesas, kuris suteikia pakankamai diagnostinės informacijos [23,24]. Tikslus trimatis galvos modelis gali būti sukonstruotas integruojant lazeriu skanuotus dantinius vaizdus su veido ir žandikaulių KT vaizdais.

### 3.1. Virtualaus kaukolės modelio sukūrimas, naudojant kūginio spindulio kompiuterinę tomografiją, patikslintą 3D lazeriu skanuotu dantinių modelių paviršiumi.

3D technologijos pasitarnauja ne vien ortodontijoje, bet ir ortognatinės chirurgijos planavimui. Swennen ir bendraautorai[41] pasiūlė metodą, kaip galima sukurti 3D kaukolės modelį su patikslintu okliuziniu dantų lanku. Ortognatinė chirurgija neapsieina be tikslaus kaukolės atvaizdavimo kartu su glaudžia okliuzine sąsaja. Mokslininkai tam tikslui panaudojo dvigubo skanavimo kompiuterinės tomografijos procedūrą kartu su modifikuota vaškinė sąkandžio plokštele. Plokštelės ir nuskanuoto kaukolės modelio sujungimui tyrėjai naudojo modifikuotą interaktyvų gretutinių taškų algoritimą.

Autoriai patobulino savo prieš tai atlikto tyrimo metodiką [42] – sumažino radiacinę dozę, naudodami standartizuotą daugiasluoksnį skanavimo protokolą su dozės sumažinimu bei vietoj originalios 3D akrilinės plokštelės – modifikuotą vaškinę sąkandžio plokštelę, kad būtų išvengta lūpų iškraipymo. Šiame tyrime vietoj gipsinių modelių buvo naudojami alginatiniai atspaudai. Kiekvienam iš tirtųjų pacientų buvo paruoštos specialios modifikuotos vaškinės sąkandžio plokštelės su Delar sąkandžio registravimo vašku (Delar Corp, Lake Oswego, USA), (pav. 3). Pasagos formos vaškinė sąkandžio plokštelė su galiniu prailginimu buvo suformuota pakaitinus termostatiškai kontroliuojamoje vandens vonelėje. Tada, palenkus vaško prailginimą, (4pav.) vaškinė plokštelė vėl šildoma toje pačioje vonelėje ir formuojamas tradicinis sąkandžio centrinio santykio registras.



3pav. Delar sąkandžio registravimo vaškas ir plastmasiniai atspaudų šakštai.[41]

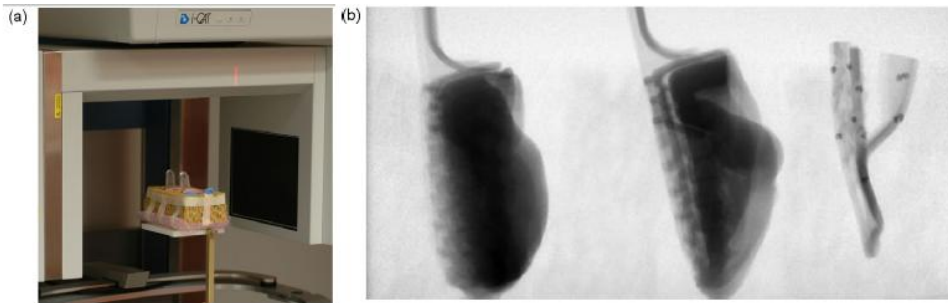


4pav. 3D vaškinė sąkandžio plokštelė automatiniams taškais paremtam registravimui.[41]

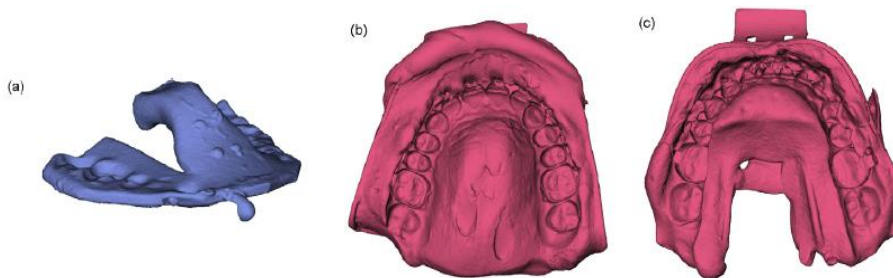
Vaškinėje plokštelėje su apvaliu rožiniu gražteliu buvo padarytos skylės, kurios vėliau buvo užpildomos karšta gutaperča, kaip žymenys taškais paremtoje registracijoje.

Naudojant plastamasinius atspaudus buvo nuimti viršutinio ir apatinio žandikaulio tikslūs alginatiniai atspaudai. Pacientai buvo nuskanuoti vertikaliai su esančiomis intraoraliai modifikuotomis vaškinėmis sąkandžio plokštelėmis. Galva pozicionuojama, naudojant standartizuotą kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos (CBCT) skanavimo protokolą. CBCT skanuotė buvo atlikta „išplėsto lauko“ režimu (vaizdo laukas: 17cm diametras, 22cm aukštis; skanavimo laikas 2 x 20s; voxel dydis 0,4mm). Po skanavimo paciento

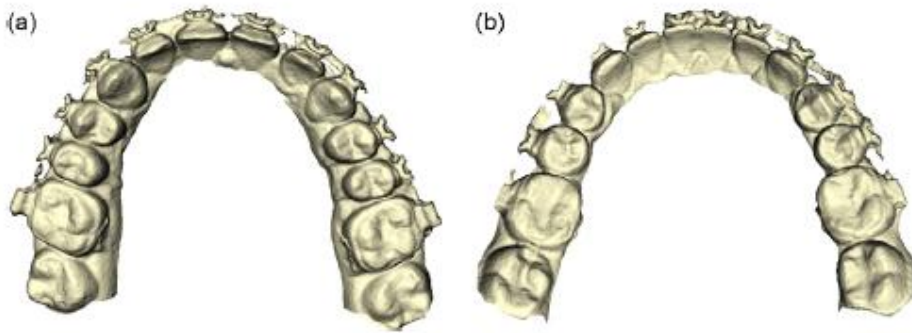
prašoma išskalauti burną su šaltu vandeniu, kad būtų užtikrintas vaškinės sąkandžio plokštelės stabilumas prieš jos išėmimą iš burnos. Atspaudai ir vaškinė plokštelė buvo nuskanuota labai preciziškai, naudojant aukštos rezoliucijos standartizuotą CBCT skanavimo protokolą (5pav). CBCT paciento vaizdai, atspaudų ir vaškinės sąkandžio plokštelės yra laikomos DICOM 3.0 medicininio vaizdo laikmenos formatu, Windows XP operacinėje sistemoje. Virtualūs 3D vaško sąkandžio plokštelės paviršiaus modeliai ir abu atspaudai (viršutinio ir apatinio žandikaulio) buvo sukuriami iš CBCT vaizdų (6pav). Paeiliui dantų struktūros buvo virtualiai atkuriamos iš atspaudų modelių paviršių. (7pav).



5pav. Trimačio vaškinio sąkandžio plokštelės ir alginatinių atspaudų skanavimas CBCT viskas viename, naudojant kempinę (a). CBCT apžvalginis alginatinių atspaudų vaizdas ir 3D vaškinės sąkandžio plokštelės (b) [41]



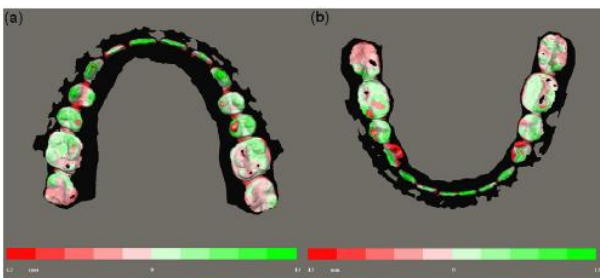
6pav. Virtualus 3D paviršiaus modelių vaizdas: (a) vaškinės sąkandžio plokštelės, (b) alginatinio atspaudo viršutinio ir (c) apatinio žandikaulių (CBCT) [41]



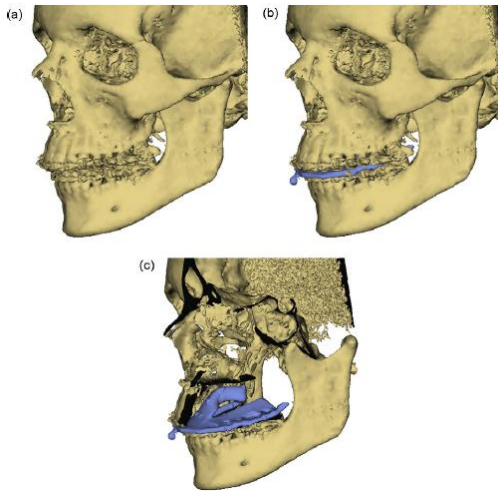
7pav. Segmentuotų viršutinio (a) ir apatinio (b) dantų lankų 3D paviršiaus reprezentacija (CBCT) [41]

Plokštelės ir nuskanuoto kaukolės modelio sujungimui tyrėjai naudojo modifikuotą iteratyvų gretutinių taškų algoritmą, naudojant paviršiaus informaciją iš dviejų duomenų rinkinių. (8pav). Paviršiaus suderinimo tikslumas buvo įvertintas, matuojant 3D Euklido atstumus tarp didžiausio skaičiaus paviršiaus taškų atspaudė ir vaškinėje sąkandžio plokštelėje. Realizuoti virtualius dantų lankus į atitinkamą virtualų kaukolės modelį, buvo naudojama registracija, paremta rentgeno kontrastiškų gutaperčos žymenų įterpimu vaškinėje

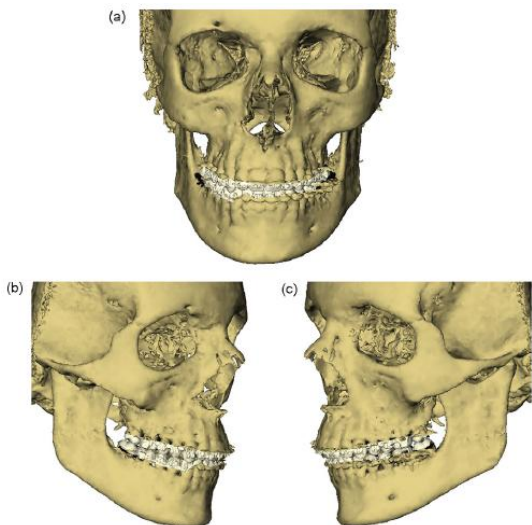
sąkandžio plokštelėje[43]. Liekamasis atstumas tarp taškų porų po registracijos yra sumažinamas. Automatinio suderinimo proceso tikslumas buvo įvertintas matuojant atstumus tarp atitinkamų gutaperčos žymenų centrų porų po registracijos ir suskaičiuojant visų gutaperčos porų markerių kiekvienam pacientui registracijos paklaidas (vidurkio, standartinio nuokrypio). Nuo 9 pav. iki 11 pav. yra iliustruojami 3D virtualiai sukurto kaukolės modelio nustatymo iš kaukolių su patikslintu dentaliniu paviršiumi metodai kiekvienam pacientui.



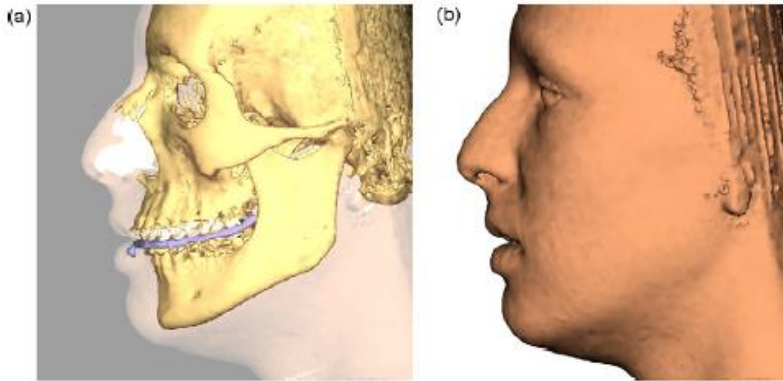
8pav. Paviršiaus registravimas iš viršutinio(a) ir apatinio(b) žandikaulių atspaudų ant 3D vaškinės sąkandžio plokštelės. (CBCT) [41]



9pav. Pacientų, nuskanuotų su 3D vaškinė sąkandžio plokštele, 3D kietųjų audinių paviršiaus reprezentacija (a). 3D vaškinės sąkandžio plokštelės atvaizdavimas (b). Paramedialinė dalis per veido vidurį parodo vaškinės sąkandžio plokštelės prailginimą kietojo gomurio kryptimi (c).[41]



10pav. Paciento kaukolės kompiuterinės tomografijos ir viršutinio bei apatinio žandikaulių dantų lankų atspaudų duomenų rinkinių sujungimas. [41]



11pav. 3D minkštųjų audinių paviršiaus reprezentacija parodo, kad 3D vaškinė sąkandžio plokštelė nesutrikdo lūpų pozicijos.[41]

### 3.2. Kompiuterinės tomografijos ir skaitmeninių modelių sujungimas, naudojant žymenis burnos ertmėje

Skaitmeninių modelių integracija į kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos duomenų rinkinius CBCT skanuotėse suteikia tikslios ir tikroviškos informacijos apie dantis. Buvo sukurtas keletas metodų, kaip integruoti skaitmeninius dantų modelius į 3D stereolitografinius ir kompiuterizuotus modelius [44,45].

Gateno et al, [46] sukūrė metodą, kaip atlikti šį sujungimą, naudojant sąkandžio matricą (bite jig) su prie jos prikabintais žymenimis. Pacientai dėvėjo sąkandžio matricą, kai buvo atliekamas skenavimas kompiuteriniu tomografu ir po to sąkandžio matrica buvo nuskanuota kartu su atspaudais. Po duomenų apdorojimo, nuliniai markeriai buvo atvaizduoti ir ant kompiuterinės tomografijos skanuočių, ir ant sąkandžio matricos su atspaudais. Naudojant modifikuotą iteraktyvų gretutinių taškų algoritmą pagal žymenis abu duomenų rinkiniai buvo suderinti tarpusavyje. Šio metodo trūkumas yra toks, kad žymenys yra pozicijuojami burnos išorėje ir tai lėmė minkštųjų audinių iškrypimus, kurie trukdo tikrajam paciento minkštųjų audinių anatomijos vaizdo vertinimui.

Swennen et al [47] sugalvojo dvigubą skenavimo metodą, kuriame abu žandikauliai yra registruojami naudojant atspaudų pagrindą (impression tray). Šios procedūros metu, pacientui ramybės būsenoje buvo padarytos kompiuterinės tomografijos skanuotės su plačiu matymo lauku. Tada, padaroma žemos rezoliucijos kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos skanuotė su siauru vaizdo lauku, kartu su burnoje patalpintu atspaudų pagrindu. Galiausiai, atspaudų pagrindas su aukšta rezoliucija nuskanuojamas atskirai. Vėliau, atspaudų skanuotė patalpinama į paciento kompiuterinės tomografijos skanuotę. Šio metodo didžiausi trūkumai yra tai, kad reikalingos dvi paciento kompiuterinės tomogramos, sąlygojančios didesnę apšvitos dozę, bei išsekvojama daug laiko.

Sprendžiant anksčiau minėtas problemas, Rangel FA. su savo kolegomis [48] pasiūlė titaninius markerius fiksuoti tiesiai prie dantėnų. Naudojant šiuos markerius galima suderinti skaitmeninius dantų modelius su kompiuterinės tomografijos duomenimis be minkštųjų audinių deformacijos. Šio metodo esmė yra ta, kad maži keturkampiai (1 x 2 x 1,5 mm) titaniniai žymenys naudojant N- butyl 2-cianoakrilato audinių adhezines medžiagas yra prikljuojami prie dantėnų.

Žymenys yra uždedami 2 - 3 mm nuo kaklelio krašto ant prisitvirtinusių dantenu ties vidurio linija, iltimis ir ties pirmaisiais krūminiais dantimis. Kai visi markeriai priklijuojami, pacientas yra paliekamas kėdėje maždaug penkioms minutėms, kad adhezinės medžiagos pilnai išdžiūtų (12pav. )

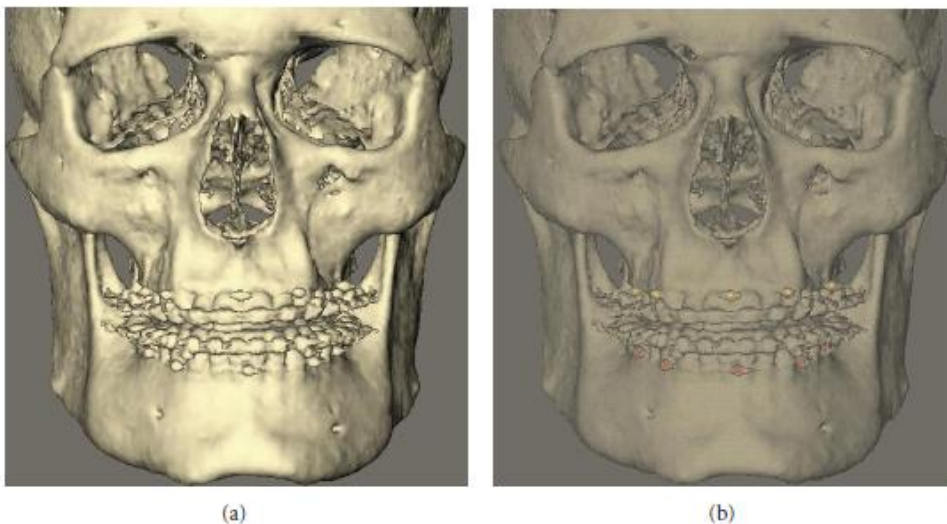


12pav.: Titatinių žymenų, priklijuotų prie dantenu, pavyzdys: (a) dešinės pusės vaizdas; (b) priekinis vaizdas; (c) kairės pusės vaizdas.[48]

Kai adhezinės medžiagos išdžiūsta, pacientas nuskanuojamas pagal standartinį CBCT skanavimo protokolą. Vėliau yra nuimamai alginatiniai atspaudai ir žymenys perkeliama į atspaudą. Tuo tarpu, adhezinės medžiagos ištirpsta maždaug per valandą ir pacientui nepalieka jokių diskomforto reiškinių. Po to yra gaminamas vaško sukandimo registras siekiant modelius sustatyti į taisyklingą okliuziją.

Atspaudai ir vaško registras nuskanuojami ir kartu su paciento galvos skanuotėmis eksportuojami DICOM (ang. Digital Imaging and Communications in Medicine) formatu

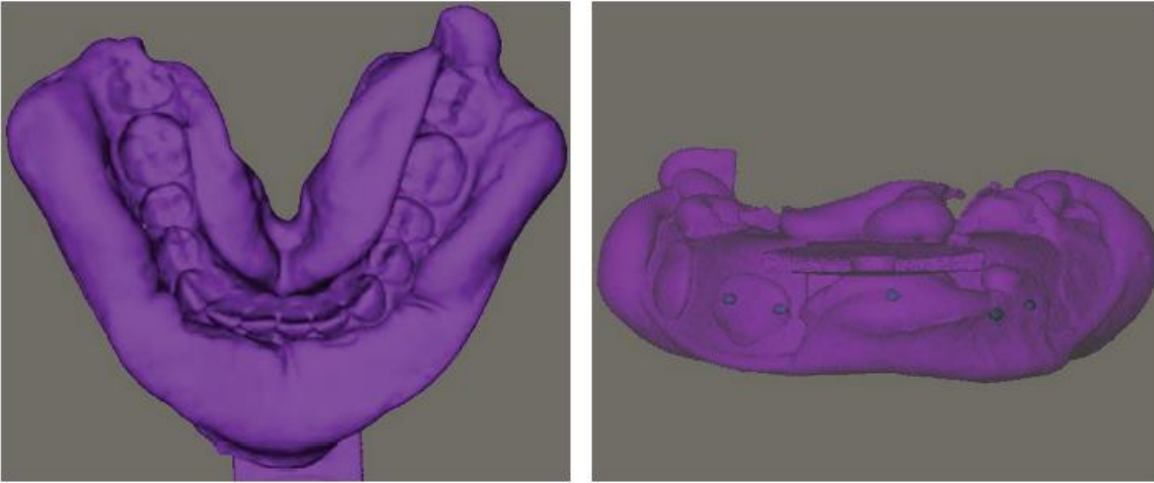
duomenų rinkiniuose ir importuojami jau paruoštoje vaizdinėje programinėje įrangoje. Iš paciento galvos kompiuterinių tomografijų yra pagaminama 3D kaulinių struktūrų rekonstrukcija. Rangel FA et al, savo atliktame tyrime su titaniniais žymenimis, kaulinėms struktūroms parinko 276 pilkąją vertę, kaip slenksstinę vertę izopaviršių segmentacijai. (13 pav.). Kitas žingsnis (to paties modelio, su tais pačiais nurodomaisiais rėmais) - žymenys buvo atskirai segmentuoti, naudojant 3500 pilkąją vertę. Ši trimatė rekonstrukcija toliau vadinama 3D modeliu.



13pav. 3D paciento rekonstrukcija: (a) normali rekonstrukcija; (b) rekonstrukcija, su priklijuotais žymenimis.[48]



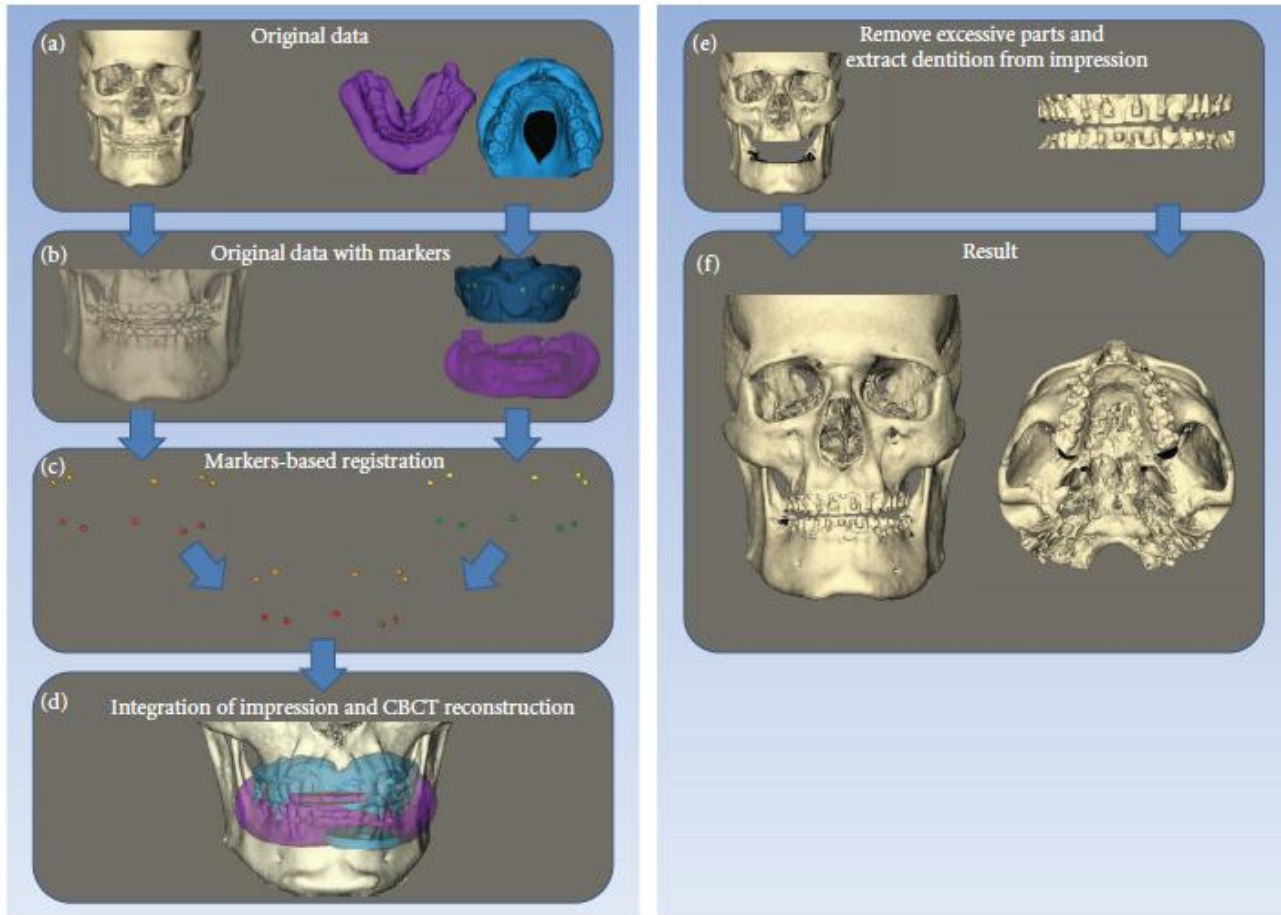
Iš atspaudų DICOM duomenų rinkinių, skaitmeniniai modeliai buvo rekonstruojami, naudojant pilkąją vertę 300 (14pav.) Sekantis žingsnis (tame pačiame modelyje, su tais pačiais nurodomaisiais rėmais) - žymenis atskirai segmentuoti, naudojant 3500 pilkąją vertę. Ši 3D rekonstrukcija toliau vadinama skaitmeniniu atspaudu.



**14 pav. 3D nuskanuotų atspaudų rekonstrukcija: (a) normali rekonstrukcija; (b) rekonstrukcija, su priklijuotais žymenimis.[48]**

Po trimačių modelių ir skaitmeninių atspaudų rekonstrukcijos, abu modeliai šešiais etapais sujungiami tarpusavyje:

1. DICOM duomenys importuojami į „Maxillim“ programinę įrangą. (15(a)pav)
2. Žymenis pašalinami tame pačiame modelyje su tuo pačiu nurodomuoju rėmu. (15(b)pav)
3. Du modeliai sujungiami per titano žymenis naudojant Prokrusto registraciją (15(c)pav)
4. Po registracijos patikrinama atspaudų pozicija. (15(d)pav.)
5. Po žymenų registracijos, atspaudai, atvaizduojant dantis, perkuriami į negatyvų vaizdą. Po to dantys ir dantenos pašalinamos iš 3D paciento vaizdo. (15(e)pav)
6. 3D modelis ir skaitmeninis dantų modelis sujungiami ir rezultatą galima pamatyti ekrane. (15(f)pav)



15pav. Skaitmeninių dantų modelių ir kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos sujungimo procedūra: (a)originalių duomenų rinkinių su 3D pacientų skanavimo rekonstrukcija - atspaudų skanuočių ir kūginio spindulio kompiuterinės tomografijos paciento skanuotės; (b) originalūs duomenų rinkiniai su pašalintais žymenimis; (c) žymenų registracija; (d) atspaudų ir kompiuterinės tomografijos skanuočių rekonstrukcijų integravimas; (e) nereikalingų dalių pašalinimas iš CBCT ir dantų išskyrimas iš atspaudų; (f) galutinis rezultatas.[48]

## IŠVADOS

1. Kompiuterinė tomografija ortodontijoje yra naudojama diagnozuoti įvairioms skeleto ir dantų patologijoms, nustatyti ortodontinio danties judėjimo kaulinius apribojimus bei kaukolės skeleto morfologijos anomalijas.
2. Gipsinių modelių skanavimui plačiausiai yra naudojamas lazeris ir struktūrizuota šviesa.
3. Kompiuterinės tomografijos vaizdų ir trimačių modelių jungimui mokslininkai naudoja intraoralinius ir ekstraoralinius

žymenis. Tačiau gautieji modeliai, dėl atlikimo technikos sudėtingumo ir finansinių sąnaudų, praktikoje dar nėra plačiai taikomi.

## LITERATŪRA

1. Han UK, Vig KW, Weintraub JA, Vig PS, Kowalski CJ. Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:212-9.

2. Garino F, Garino B. From digital casts to digital occlusal set-up: an enhanced diagnostic tool. *World J Orthod* 2003;4:162-6.
3. Garino B, Garino F. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod* 2002;3:250-4
4. Joffe L. OrthoCAD: digital models for a digital era. *J Orthod* 2004;31:344-7.
5. Terajima M, Nakasima A, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Mori N, et al. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:857-67.
6. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:410-6
7. Gateno J, Xia J, Teichgraber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:222-7.
8. Mah J, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6(Suppl 1):10-6.
9. Feldcam LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone beam algorithm. *J Opt SOC Am* 1994; 1: 612-619.
10. Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac. Radiol* 1999; 28: 245–248
11. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558–1564.
12. Nervina JM. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Australian Dental Journal* 2012; 57:(1 Suppl): 95–102
13. Zamora N, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod* 2011;81:856–864.
14. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78:387–395.
15. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara JA Jr. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod* 2011; 81:3–10.
16. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:798–802.
17. Maverna R, Gracco A. Different diagnostic tools for the localization of impacted maxillary canines: clinical considerations. *Prog Orthod* 2007;8:28–44.
18. Haney E, Gansky SA, Lee JS, et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:590–597.
19. Schubert M, Baumert U. Alignment of impacted maxillary canines: critical analysis of eruption path and treatment time. *J Orofac Orthop* 2009;70(3):200-212.
20. Kau CH, Littlefield J, Rainy N, Nguyen JT, Creed B. Evaluation of CBCT digital models and traditional models using the Little's Index. *Angle Orthod* 2010;80(3):435-439.
21. Bsoul SA, Alborz S, Terezhalmay GT, Moore WS. Idiopathic osteosclerosis (enostosis, dense bone islands, focal periapical osteopetrosis). *Quintessence Int* 2004;35(7):590-591.
22. Mah JK, Huang JC and Choo HR. Practical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics *JADA* 2010;141(suppl 3):7S-13S

23. Cha JY, Mah J, Sinclair P. Incidental findings in the maxillofacial area with 3-dimensional cone-beam imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(1):7-14.
24. Miles PG, Vig PS, Weyant RJ, Forrest TD, Rockette HE Jr. Craniofacial structure and obstructive sleep apnea syndrome: a qualitative analysis and meta-analysis of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(2):163-172.
25. Chen NH, Li KK, Li SY, Wong CR, Chuang ML, Hwang CC, Wu YK. Airway assessment by volumetric computed tomography in snorers and subjects with obstructive sleep apnea in a Far-East Asian population (Chinese). *Laryngoscope* 2002;112(4):721-726.
26. Lund H, Grondahl K, Grondahl HG. Cone beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2010;80:466– 473.
27. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(1):19-25.
28. Lighthouse KG, English JD, Kau CH, Akyalcin S, Bussa HI, Kathleen JR, McGrory R. Surface analysis of study models generated from OrthoCAD and cone-beam computed tomography imaging. 2012 by the American Association of Orthodontists. doi:10.1016/j.ajodo.2011.12.019
29. Hajeer MY, Millett TD, Ayoub AF and Siebert JP. Current products and practices applications of 3D imaging in orthodontics: Part I. *Journal of Orthodontics*, Vol. 31, 2004, 62–70
30. Hajeer MY, Millett TD and Ayoub AF, Siebert JP. Current products and practices applications of 3D imaging in orthodontics: Part I. *Journal of Orthodontics*, Vol. 31, 2004, 154-162.
31. Available at: [www.orthocad.com](http://www.orthocad.com) (accessed Aug 2003)
32. Adaškevičius R, Vasiliauskas A. 3D Multicamera Dental Cast Scanning System // *Electronics and Electrical Engineering*. Kaunas: Technologija, 2008. – No. 2(82). – P. 49–52.
33. Mah J, Bumann A. Technology to create the threedimensional patient record. *Semin Orthod* 2001; 7: 251–7.
34. [http://www.david-laserscanner.com/wiki/david3\\_user\\_manual/structured\\_light](http://www.david-laserscanner.com/wiki/david3_user_manual/structured_light)
35. Lanman D, Crispell D and Taubin G. Department of Engineering, Brown University. Surround Structured Lighting for Full Object Scanning.2009m
36. <http://blog.shapegrabber.com/2012/06/optical-3d-scanning-laser-beam-or-structured-light.html>
37. Santler G, Kēarcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 1998;26:11-6.
38. Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, et al. A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:786-98.
39. Swennen GR, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, et al. A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:48-57.
40. Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:585-91
41. Swennen GRJ, Mommaerts MY, Abeloos J, Clercq CD, Lamoral P, Neyt N, Casselman J, Schutyser F: A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009; 38: 48–57.
42. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl 1):31–36.