

Inka Huusko, Kimmo Loppukäärre, Katri Nieminen, Mari Nisula

3D-tulostettujen rankojen istuvuus

Tulosteiden tasalaatuisuus ja tukipalkkien vaikutus

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Hammasteknikko

Hammastekniikan koulutusohjelma

Opinnäytetyö

13.11.2016

Tekijät Otsikko	Inka Huusko, Kimmo Loppukaarre, Katri Nieminen, Mari Nisula 3D-tulostettujen rankojen istuvuus
Sivumäärä Aika	41 sivua + 3 liitettä 13.11.2016
Tutkinto	Hammasteknikko, AMK
Koulutusohjelma	Hammastekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Hammastekniikka
Ohjaajat	Lehtori Heimo Lehtimäki Operatiivinen johtaja Tero Rakkolainen, Turun Teknohammas Oy
<p>Metallirunkoisia osaproteeseja eli rankoja käytetään korvaamaan menetettyjä hampaita muovisia osaproteeseja sirommilla ja kestävämmillä rakenteilla. Istuva ranka on tukeva, mahdollisimman huomaamaton ja helppo pitää puhtaana. Perinteisin menetelmin rangat on valmistettu käsin valamalla, mutta tämän rinnalle on yleistymässä rankojen 3D-tulostaminen. 3D-tulostettujen rankojen istuvuutta on kritisoitu työkentällä, mikä innoitti tutkimaan aihetta tarkemmin.</p> <p>Tämä opinnäytetyö toteutettiin vuonna 2015 julkaistun Orhasen, Panulan ja Tornbergin opinnäytetyön <i>Lasersintraus - metallirankojen tulevaisuus?</i> jatkotutkimuksena. Työssä tarkastellaan tukipalkkien vaikutusta 3D-tulostettujen rankojen istuvuuteen sekä tulosteiden tasalaatuisuutta. Tarkasteltavaksi suunniteltiin identtisiä, pelkistettyjä koerankoja tukirakenteiden kanssa ja ilman. Mallin ja koerangan väliin jäävä tila mitattiin erikseen määritetyistä mitauspisteistä elektronimikroskoopilla ja saatujen mittaustulosten vaihteluväli kertoi tulosteiden tasalaatuisuudesta.</p> <p>Tukipalkiston ei havaittu vaikuttavan merkittävästi koerankojen kokonaisistuvuuteen, mutta tukien kanssa tulostetut vapaapäätteiset rakenteet istuivat paremmin kuin ilman tukia. Keskiarvoisesti tukipalkittomien ja -palkillisten välinen ero oli vain 10 %. Selkeimmin niiden väliset erot tulivat esiin koerankoihin lisätyissä okklusaatuissa. Molemmat ryhmät istuivat paremmin kuin opinnäytetyössä Orhanen ym. 2015 mitatut valetut kappaleet.</p> <p>Metallien 3D-tulostus on nopeasti kehittyvä valmistusmenetelmä. Tulosteiden vaihteluvälien pituuksien keskiarvot niiden kokonaisistuvuuksiin nähden olivat kuitenkin niin huomattavat, ettei koerankojen tasalaatuisuus olisi riittävä hammasteknisiin tarkoituksiin. Tuloksiin vaikuttaa kuitenkin koerankojen paksuus ja massiivisuus tavallisiin rankoihin verrattuna ja näin ollen niitä ei voida suoraan soveltaa työelämän 3D-tulostettujen rankojen istuvuuteen.</p>	
Avainsanat	3D-tulostaminen, rankaproteesi, kobolttikromi, istuvuus, tasalaatuisuus, tukipalkit

Authors Title	Inka Huusko, Kimmo Loppukäärre, Katri Nieminen, Mari Nisula 3D-printed metal framework of partial dentures
Number of Pages Date	41 pages + 3 appendices 13 November 2016
Degree	Bachelor of Social Services and Health Care
Degree Programme	Dental Technology
Specialisation option	Dental Technology
Instructors	Senior Lecturer Heimo Lehtimäki Operative manager Tero Rakkolainen, Turun Teknohammas Oy
<p>Partial dentures are used to replace a part of a dentition when there are still some teeth left in the mouth. They can be produced completely from acrylic or with a partial metal framework which enables a lighter structure and increased durability. The fit of a partial denture's metal framework is essential for it to be comfortable to use, easy to clean and not cause injuries to the supporting teeth. Precision casting has been the traditional way to produce metal frameworks but 3D-printing them is getting more and more common. The biggest challenge in 3D-printing the partial metal frameworks is the often questioned accuracy of their fit.</p> <p>This thesis is made as a follow-up study to <i>Lasersintering – The Future of Dental Metal Frames</i> written by Orhanen, Panula and Tornberg (<i>Lasersintraus – metallirankojen tulevaisuus</i> 2015). The goal of this thesis is to test if using support structures in a printed partial metal framework would improve its fit and also parity of quality. The fit of the frames was tested by printing identical simplified partial metal frameworks with and without support structures. The space between the model and a printed partial metal framework was then measured with an electron microscope. The range of these measurements represent the parity of quality.</p> <p>The support structures didn't have much effect in the overall fit, since the difference between the fit of the ones with and those without the support structures was only about 10 %. Nonetheless, the fit of the thin free-ended structures was superior in those with the support structures. All the printed partial metal frameworks fit better on the model than the cast ones made by Orhanen etc. 2015.</p> <p>The 3D-printing of metals has improved vastly in a short time. Though, the range of measurements' of the tested partial metal frameworks is too great compared to the overall fit and does not meet the needs of dental technology. However, the partial metal frameworks printed for this test were more massive than the regular ones in patient cases' which affects the results.</p>	
Keywords	3D-printing, Additive Manufacturing, metal framework of partial dentures, Cobalt-Chromium alloy, fit, parity, support structures

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Käsitteet	3
2.1	Metalliosaproteesi eli ranka	3
2.2	Kobolttikromi	3
2.3	CAD – tietokoneavusteinen suunnittelu	5
2.4	Metallin 3D-tulostus	5
2.5	Pyyhkäisyelektronimikroskooppi (SEM)	6
3	Tulosteen ominaisuuksiin ja laatuun vaikuttavia tekijöitä	7
3.1	Parametrit	7
3.2	Asettelu	8
3.3	Huokoisuus	8
3.4	Jauhepartikkelit	9
4	Koejärjestelyt	10
4.1	Työmalli	10
4.2	3D-tulostettujen rankojen koe-erä	11
4.3	Tulostettava kappale	13
4.4	Tukipalkit	14
5	Koerankojen tulostus ja jälkikäsittely	16
5.1	Tulostusprosessi	16
5.2	Lämpökäsittely	19
5.3	Istuttaminen mallille ja tukirakenteiden poisto	20
5.4	Poikkeavat okklusaalitet	22
6	Istuvuusmittaukset	24
6.1	Tasalaatuisuus	26
6.2	Istuvuus	28
7	Potilastyö	31
8	Pohdinta	34
9	Lähteet	37

Liitteet

Liite 1. Koerankojen prosessikaavioissa ilmoitetut tiedot

Liite 2. Suomessa yleisesti käytettyjen kobolttikromien ominaisuudet

Liite 3. Poikkeuksellisen vääntyneen okklusaalitetuen vaikutus koerangan istuvuuteen

Liite 4. Potilaan kommentit (puhelinhaastattelu 17.11.2016)

1 Johdanto

Metallirunkoiset osaproteesit ovat perinteisesti valmistettu käsin valamalla, mutta teknologian kehittymisen myötä metallin 3D-tulostus on yleistymässä rankojen valmistusmenetelmänä. Tekniikka tuo uusia mahdollisuuksia kustannustehokkuuteen ja muuttuvien tekijöiden hallintaan.

Vuonna 2015 julkaistiin Metropolia ammattikorkeakoulun opiskelijoiden Kia Orhasen, Sakari Panulan, Peitsa Tornbergin opinnäytetyö *Lasersintraus - metallirankojen tulevaisuus?*. Opinnäytetyön tarkoituksena oli vertailla käsin valettujen ja tulostettujen rankaproteesien istuvuutta ja rasituskestävyyttä. Tutkielmasta käy ilmi, että mittaustulokset 3D-tulostettujen koerankojen istuvuuden ja valettujen kappaleiden rasituskestävyyden osalta ovat kiistanalaisia, joten jatkotutkimus aiheesta katsottiin tarpeelliseksi. Rasituskestävyydestin valetut kappaleet katkesivat suunnitelmasta poikkeavista kohdista, koska niiden katkeamiskohdissa oli huokosia. Ne syntyivät todennäköisesti siksi, että tutkittu kappale oli liian massiivinen hammasteknisillä laitteilla valettavaksi. (Orhanen — Panula — Tornberg 2015: 19.) Hammastekniikassa käytettävät eri kobolttikromiseokset on valmistettu niin, että metallien ominaisuudet täyttävät ISO 22674 standardit, joten päätettiin, ettei kestävyyttä tarkastella tässä opinnäytetyössä.

Orhanen ym. 2015 opinnäytetyössä tulostettujen kappaleiden istuvuutta mitattaessa kaikki rangat oli suunniteltu yhdelle kipsimallille, mutta jokainen sovitettu samasta muotista valetulle omalle mallilleen. Tämä todennäköisesti aiheutti sen, että heidän tulostettujen kappaleiden istuvuudessa oli suurta vaihtelua. Lopulta valetut kappaleet istuivat keskiarvoisesti paremmin, vaikka parhaiten istunut yksittäinen ranka oli tulostettu. Tässä tutkielmassa käytetään samaa mallia, kuin *Lasersintraus – metallirankojen tulevaisuus?* -opinnäytetyössä mittaustulosten vertailtavuuden säilymisen vuoksi.

Tässä opinnäytetyössä tarkastellaan kvantitatiivisin menetelmin tulostettujen koerankojen istuvuutta, jota työkentällä on eniten kritisoitu, sekä tasalaatuisuutta. Erityisesti yläleuan rankaproteesien 3D-tulosteissa ongelmia on tuottanut niiden haastavan muodon seurauksena syntyneet epätoivotut vääntymät. Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää tukipalkkien vaikutus istuvuuteen 3D-tulostetuissa rangoissa.

Tällä hetkellä Suomesta löytyy jo useampia metallien 3D-tulostimia, mutta vain AM Finland Lahdessa valmistaa metallitulosteita hammastekniikan käyttötarkoituksiin. Opinnäytetyö toteutettiin yhteistyössä Turun Teknohampaan operatiivisen johtajan Tero Rakkolaisen kanssa, joka teki koerangan ja tukirakenteiden 3D-suunnitelmat ja tilaukset AM Finlandille. Istuvuusmittaukset suoritti Oskari Ryti pyyhkäisyelektronimikroskoopilla Metropolian materiaalitekniikan yksikössä.

Opinnäytetyössä on mukana myös potilastyö, joka liitettiin työhön antamaan käytännönläheisempää kuvaa 3D-tulostettujen ja käsin valettujen rankojen eroista. Työn tehneeltä hammaslääkäriltä ja potilaalta saatiin palaute rankojen eroista.

2 Käsitteet

2.1 Metalliosaproteesi eli ranka

Metallirunkoinen osaproteesi eli yleisemmin ranka on metallirungosta, akryylisatuloista ja proteesihampaista koostuva kokonaisuus. Rankaproteesi ei peitä limakalvoa yhtä laajalta alueelta kuin muovinen osaproteesi, jolloin etuna on muun muassa vapaaksi jäävät ienrajat (Hiiri 2015). Metallirunko on myös akryyliä kestävämpi ja ohuempi (Wulfes 2009: 18).

Osaproteesin metallirunko muodostuu satuloista, pinteistä, okklusaalituista sekä konnektoreista eli hammaskaarella ja suulaella kulkevista kaarista, jotka voivat tukeutua joko hampaisiin tai limakalvolle. Pintteet ovat tukihampaisiin retentoituvia koukkuja, joiden tehtävä on pitää proteesi paikallaan. Okklusaalitet puolestaan asettuvat hampaan okklusaalipinnalle, tarkoituksenaan jakaa purentavoimat aiheuttamatta vammoja tukihampaille tai pehmytkudokselle (Hiltunen 2012: 10; Wulfes 2009: 51-65).

Hyvä ranka on mahdollisimman huomaamaton, istuu tukevasti ja sen puhtaanapito on helppoa. On tärkeää, että kaikki rangan osat istuvat hyvin, jotta omat hampaat eivät pääse liikkumaan. Muutoin seurauksena voi olla kiinnityskudosten vahingoittuminen ja lopulta hampaan menettäminen. (Koivuniemi — Lunberg 1995: 15.)

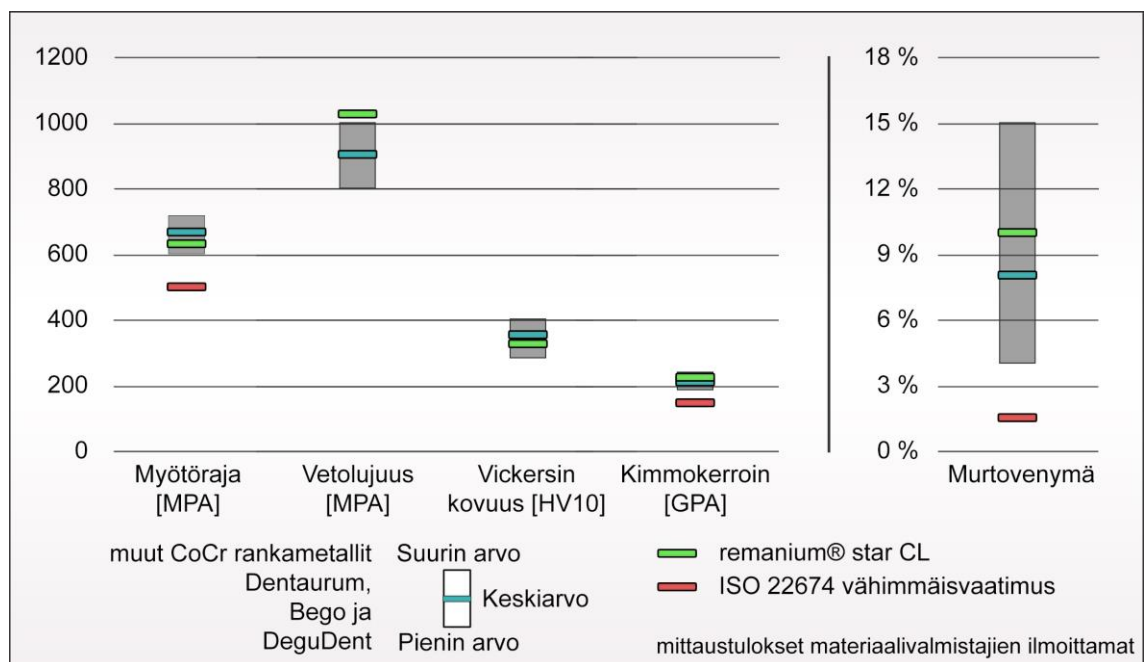
2.2 Kobolttikromi

Kobolttikromi soveltuu hyvin käytettäväksi rankaprotetiikassa sen erinomaisten mekaanisten ominaisuuksien, korkean korroosion vastustuskyvyn ja hyvän bioyhteensopivuutensa vuoksi (Manivasagam — Dhinasekaran — Rajamanickam 2010: 40–54). Se on myös edullisempaa kuin kulta, ei allergisoi kuten nikkeli, ja sillä on paremmat valuominaisuudet sekä joustavuus kuin titaanilla (Nordberg 2000: 14).

Hammastekniikassa käytettävä kobolttikromiseos (CoCr-seos) on aluksi koostunut koboltista, kromista ja molybdeenistä. (Nordberg 2000: 9-14) Myöhemmin erilaisten CoCr-seosten määrä on kasvanut ja mukaan voidaan sekoittaa myös esimerkiksi piitä tai hiiltä. Molybdeenin kanssa seokseen voidaan myös lisätä volframia tai se voidaan kokonaan

korvata volframilla, kuten testirankojemme metallissa Remanium Star CL:ssä. Remanium Star CL:n koostumus on seuraava: kobolttia (Co) 60,5 %, kromia (Cr) 28 %, volframia (W) 9 %, piitä (Si) 1,5 % sekä alle 1 % mangaania (Mn), typpeä (N) ja niobiumia (Nb) (remanium® star CL powered by Dentaurum 2011). Remanium star CL on ominaisuuksiltaan helposti työstettävä, kiillotettava ja sillä on pieni lämpölaajenemiskerroin (remanium star CL cobalt-chrome alloy n.d.). Kyseiseen metalliin viitataan myöhemmässä tekstissä nimellä RSCL.

Suomessa osaprotetiikassa käytettävät kobolttikromi-seokset täyttävät ISO 22674 standardin tyyppin 5 vaatimukset hammasteknisille laitteille, joilta vaaditaan suurta jäykkyyttä (kimmokerroin) ja kykyä vastustaa pysyvää muodonmuutosta (myötöraja) hyvin (ISO 22674:2016 2016). Oheisissa taulukoissa RSCL:n ominaisuuksia on verrattu kahteentoista Suomessa yleisesti käytettyyn rankametalliin (ks. kuvio 1).



Kuvio 1. Remanium star CL:n ominaisuuksia verrattuna muihin yleisiin Suomessa rangaissa käytettäviin kobolttikromeihin (Liite 2. Suomessa yleisesti käytettyjen kobolttikromien ominaisuudet).

Hammasteknisissä töissä myötörajan tulee olla ISO 22674-standardin mukaisesti yli 500 MPa (ISO 22674:2016 2016). Jännitteiden ollessa myötörajaa suuremmat, kappale ei enää palaudu alkuperäiseen muotoonsa vaan lähtee muovautumaan plastisesti eli vääntyy. Kimmokerroin ilmaisee metallin kykyä vastustaa sitä muovaavia voimia, eli se ilmai-

see kuinka jäykkää materiaali on. Myötörajan alittavassa rasituksessa metallin suuri kimokerroin merkitsee sitä, että metalli on jäykkä eli joustaa vain vähän. Murtovenymä kertoo kuinka paljon kappale muuttuu muotoaan ennen murtumispistettään, ja kovuus kertoo metallin kyvystä vastustaa muun muassa naarmuuntumista ja kulumista.

Vertailussa RSCL erottui edukseen suurella vetolujuuden arvolla, mikä tarkoittaa, että metalli ei murru helposti. RSCL:n pienen myötörajan, verrattain suuren murtovenymän ja suuren vetolujuuden yhdistelmä tarkoittaa sitä, että rasituksen kasvaessa metalli lähtee vääntymään melko helposti, mutta se vääntyy suhteellisen paljon ennen kuin lopulta murtuu. RSCL on siis muihin verrattuna keskikova, jäykkä ja luja materiaali, joka muovautuu suhteellisen herkästi.

2.3 CAD – tietokoneavusteinen suunnittelu

Computer-Aided Design eli CAD tarkoittaa tietokoneavusteista suunnittelua. Hammasmekaniikan 3D-tulostuksessa kipsimalli tai jäljennös skannataan tietokoneelle, jotta malli saadaan digitaalisesti tarkasteltavaan muotoon. Koneelle luodulle mallille voidaan erilaisten CAD-suunnitteluohjelmien avulla suunnitella haluttu kappale, kuten esimerkiksi ranka, kruunu tai implantin jatke. Tämän jälkeen valmis suunnitelma lähetetään virtuaalisesti eteenpäin valmistettavaksi. (Kinnunen 2012: 1–4.)

2.4 Metallin 3D-tulostus

Additive manufacturing (AM) eli yleisemmin 3D-tulostus on materiaalia lisäävää valmistamista, jolla voidaan tuottaa digitaalisesta suunnitelmasta kolmiulotteinen kappale. (What is 3D printing? n.d.) Tässä työssä keskitymme metallin tulostukseen, mutta menetelmää voidaan käyttää myös muilla materiaaleilla kuten polymeereillä, komposiiteilla ja keraameilla (Guo — Leu 2013: 215-243). Metallin tulostuksesta puhuttaessa käytetään usein nimitystä sintraus, vaikka sen varsinainen merkitys on tekniikka, jossa jauhepartikkelit yhdistyvät sulamatta. (Gibson — Rosen — Stucker 2010: 105).

Lähes kaikki nykyaikaiset metallia tulostavat laitteet käyttävät tekniikkana jauhepetisulastusta (Gibson ym. 2010: 32). Tälle prosessille on useiden eri toimijoiden kaupallisia nimityksiä, kuten *Direct metal laser sintering* (DMLS), *LaserCUSING*, *Selective laser mel-*

ting (SLM), *Laser beam melting* (LBM), *Laser metal fusion* (LMF) ja *Electron beam melting* (EBM) (Everton ym. 2016: 433). Kaikilla menetelmillä toimintaperiaate on hyvin samankaltainen; energiasäde sulattaa metallijauheesta tulosteen poikkileikkauksia kerros kerrallaan, kunnes kappale on valmis. EBM:iä lukuunottamatta kaikki menetelmät käyttävät sulatukseen laser-sädettä. (Herzog — Seyda — Wycisk — Emmelmann 2016.) Tämän jälkeen tulosteille suoritetaan lämpökäsittely.

2.5 Pyyhkäisyelektronimikroskooppi (SEM)

Opinnäytetyömme mittaukset suoritettiin pyyhkäisyelektronimikroskoopilla (*Scanning Electron Microscope* eli SEM), jolla pystytään jopa yli 0.05 nanometrin tarkkuuteen. Laitteessa on elektronitykki, jonka tuottamalla elektronisuihkulla pyyhkäistään rasterimaisesti näytteen pintaa. Elektronisuihkua voidaan ohjailta ja kohdistaa sähkömagneettisten linssien avulla. Tietokone tallentaa ja analysoi elektronien ja näytteen väliset signaalit, muodostaen näistä tiedoista elektronisen kuvan tietokoneen näytölle. (An Introduction to Electron Microscopy 2010: 20.)

3 Tulosteen ominaisuuksiin ja laatuun vaikuttavia tekijöitä

Kuten jo aiemmin tuli esille, RSCL ei murru helposti, mutta muihin verrokkimetalleihin verrattuna se lähtee muovautumaan keskivertoa helpommin (ks. kuvio 1). Kun termiset jännitteet ylittävät myötörajan, alkaa kappaleen plastinen muovautuminen eli kappale vääntyy. Se, miten ja mihin näitä jännitteitä syntyy 3D-tulostuksessa, on monimutkaisen termomekaanisen prosessin tulos. Systemi on koko tulostuksen ajan epätasapainossa, sillä kappale altistuu toistuvalla termisellä syklillä, jossa suuria lämpölämpöä lämpöä kohdistetaan hyvin pienelle alueelle lyhyen ajan. (Thijs — Verhaege — Craeghs — van Humbeeck — Kruth 2010: 3303-3312; Tan ym. 2015: 1-16; Lu ym. 2015.) Lukuisista uudelleen lämpenemisistä ja jäähtymisistä johtuen tulosteeseen voi muodostua jännitteitä ja epätasainen koostumus. (Herzog ym. 2016) Laserin käyttöön perustuvat valmistustavat tuottavat suuria lämpötilaeroja kohdealueen läheisyydessä, laserin suurienergisestä kohteen altistamisesta johtuen. Lämpötilaeroihin vaikuttaa myös ympäröivä materiaali, sillä lämpö johtuu eri tavalla sulassa ja kiinteässä metallissa sekä jauheessa, minkä takia mikrorakenteeseen vaikuttaa myös kappaleen geometria (Herzog ym. 2016). CoCr-seoksen komponenttien eri lämpölaajenemiskertoimet ja lämpötilaerot aiheuttavat tulosteeseen epäyhdenmukaisen lämpölaajenemisen. Sen ja laserille altistetun alueen kiinteytymissupistuman seurauksena lopulliseen kappaleeseen syntyy jännitteitä, jotka hallitsemattomana aiheuttavat epämuodostumia (Parry — Ashcroft — Wildman 2016: 1).

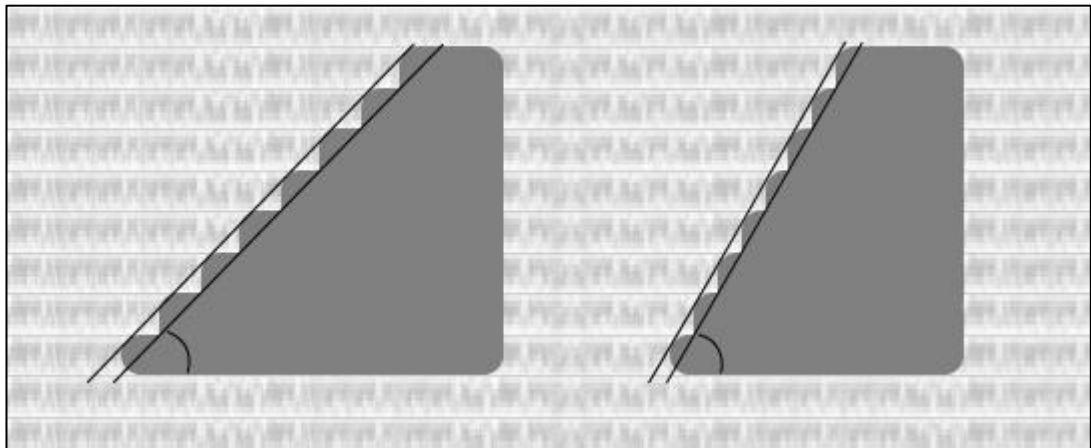
3.1 Parametrit

Vääntymiseen vaikuttaa 3D-tulostusparametrien, kuten tulostusnopeuden, skannaustavan, laserin tehon ja koon optimointi, sillä ne vaikuttavat kappaleen mikrorakenteeseen sekä ominaisuuksiin ja tästä johtuen myös oleellisesti mittasuhteisiin (Herzog ym. 2016). Laserin skannaustavalla tarkoitetaan reittiä, jolla laserin polttopiste käy läpi tulostusalueen. Erilaisilla skannaustavoilla säädellään laserin lämmön jakautumista, minkä on huomattu aiheuttavan jännitteitä eri tavalla (Cheng — Shrestha — Chou 2016: 7). Esimerkiksi horisontaalisten tasojen jännitekomponentit ovat suurimmillaan, kun ne ovat yhdenmukaisia skannausvektorien kanssa ja ne kasvavat vektorin pituuden kasvaessa. (Parry — Ashcroft — Wildman, 2016: 1-2). Kun uusi jauhekerros levittyy edellisen päälle ja muuttuu sulamisen jälkeen kiinteäksi, termiset jännitteet kasautuvat. Kerrosten lukumäärän on huomattu vaikuttavan tähän siten, että kerrosten vähetessä vertikaaliset jännitteet

vähenevät, kun taas kerrosten lukumäärän kasvu vähentää jännitteitä horisontaalisesti (Pohl — Simchi — Issa — Dias 2001: 368-370.)

3.2 Asettelu

Ranka tulostetaan limakalvoa ja hampaita vasten asettuva puoli ylöspäin, jottei alapuolen tukipilarien mekaaninen poisto vaikuta sen tarkkuuteen. Lisäksi rankaa kallistetaan, jotta saadaan ehkäistyä tulosteeseen syntyvää porrasedefiä ja minimoitaisiin tarvittavien tukirakenteiden määrä. Porrasedefiä voidaan minimoida pienentämällä kerrospak-suutta tai jyrkentämällä tulostuskulmaa. Jyrkemmässä tulostuskulmassa on enemmän portaita, mutta portaiden väliin jäävä aukko pienenee (ks. kuvio 2) .



Kuvio 2. Tulostuksessa muodostuva yläpinnan porrasedefi.

3.3 Huokoisuus

Huokoisuus laskee kappaleen tiheyttä ja niiden muodostumiseen vaikuttaa muun muassa laserin teho. Esimerkiksi liian pieni laserin teho tuottaa sulamatonta materiaalia ja epäsäännöllisiä huokosia. Liian korkea teho taas vangitsee sulaan metalliin höyrystyviä kaasuja tuottaen pallomaisia huokosia. (Thijs — Verhaege — Craeghs — van Humbeeck — Kruth 2010; Vilaro — Colin — Bartout 2011: 3190-3199; Spierings — Levy 2009.) Epäsäännöllisten muotoiset huokokset saattavat aiheuttaa sisäisiä jännitekeskittymiä, mikä voi huonontaa tulosteen mekaanisia ominaisuuksia enemmän pallomaisiin huokosiin verrattuna (Maskery ym. 2016: 193-204). Myöskin huokosten sijainti ja paikallinen

määrä vaikuttavat huomattavasti mekaanisiin ominaisuuksiin (Carlton — Haboub — Gallegos — Parkinson — MacDowell 2016: 406-414). Toisaalta huolellisella parametrien suunnittelulla AM tekniikalla päästään jopa 99,5 % materiaali tiheyteen (Herzog ym. 2016). Titaanilla on pystytty osoittamaan, että jos parametrit eivät ole kohdillaan tai jauhepeti on epähomogeeninen, metallijauhe sulaa puutteellisesti tuottaen tulosteeseen suoria uria. (Vilaro ym. 2011).

3.4 Jauhepartikkelit

Metallijauheen koostumus vaikuttaa tulostettavan kappaleen ominaisuuksiin, kuten tiheyteen ja huokoisuuteen. Jauheen eri valmistustavat vaikuttavat jauheen ominaisuuksiin kuten kokoon, muotoon ja kemialliseen koostumukseen. 3D-tulostuksen kannalta jauhepartikkelien tulee olla symmetrisiä sopivalla koon vaihtelulla, jotta ne levittyvät helposti ja pakkautuvat tiiviisti, mikä mahdollistaa tasalaatuiset jauhepetikerrokset. (Leandri 2015) Jauhepartikkelien tulee olla myös kemiallisesti mahdollisimman tasakoosteisia, milloin myös valmiista tulosteesta on mahdollista saada homogeeninen. (Herzog ym. 2016.)

4 Koejärjestelyt

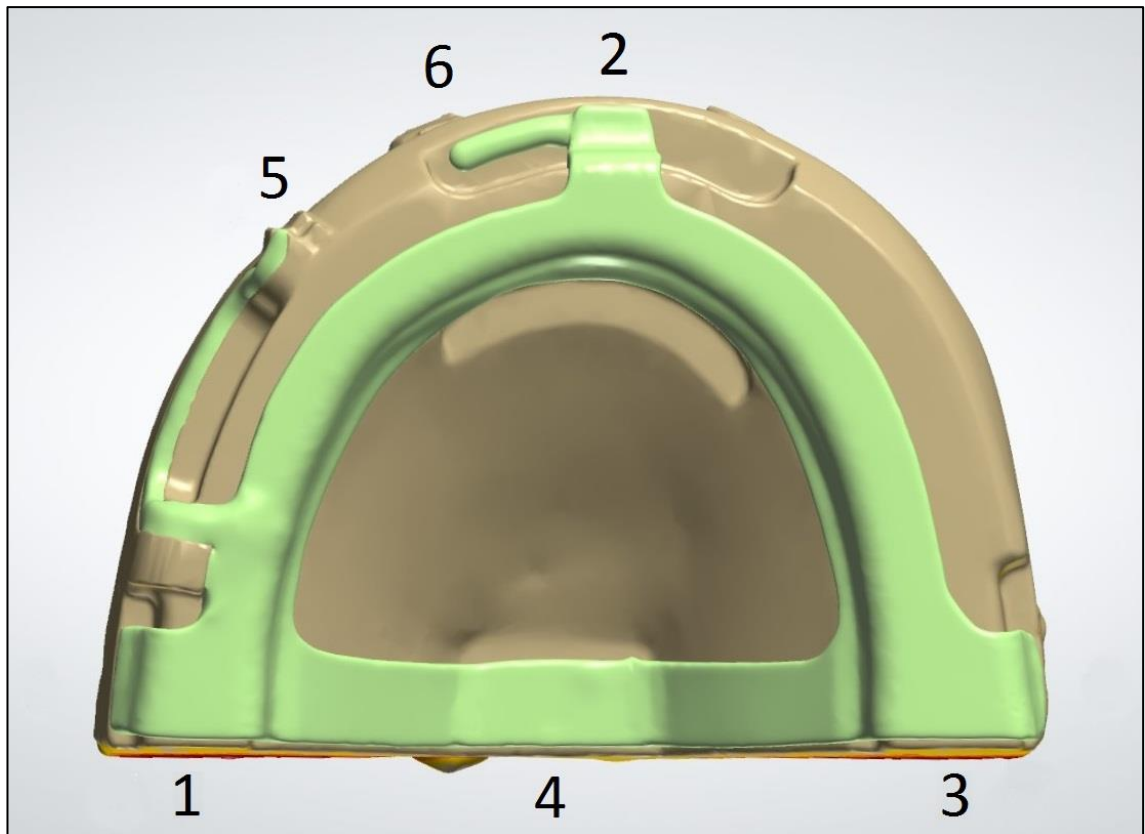
4.1 Työmalli

Opinnäytetyössään Orhanen ym. 2015 käyttivät mittausteknisistä syistä valmista mallia, joka oli alun perin suunniteltu massiivisia rankavaluja käsittelevään opinnäytetyöhön (Orhanen — Panula — Tornberg, 2015). Malli on pelkistetty rankasuunnitelman toisintojen toteuttamisen helpottamiseksi, sekä mittauspisteiden selkeyden vuoksi (Pahlman — Roininen 2003: 12). Käytettävän työmallin suunnittelussa konsultoitiin niin tulostettujen kuin valettujen rankojen ammattilaisia. Orhasen ym. 2015 opinnäytetyössä käyttämä malli sai kritiikkiä siitä, että se ei rakenteeltaan ja paksuudeltaan muistuttanut tarpeeksi oikeaa rankaa, eikä siinä ollut haastavia kohtia, kuten pitkävartisia pinteitä. Tulosten vertailuarvon vuoksi päädyttiin kuitenkin käyttämään edellä mainittua mallia, kuitenkin muokaten sitä niin, että myös sirompia vapaapäätteisiä rakenteita päästiin tarkastelemaan. Malliin lisättiin pitkävartista pinnettä ja okklusaalitukea mallintavat kappaleet, joiden kärkiin määritettiin mittauspisteet.

Lisätty pinne on suunniteltu siten, että siihen ei tule liian jyrkkiä kaarroksia, ja että sen mittasuhteet vastaavat alalla yleisesti käytettyjä pinteitä. Pinteen pituus, juuren poikkeileikkauksen pinta-ala ja kapeneminen kärkeä kohti jäljittelevät tehdasvalmisteista pitkän pinteen vahamallia. Sille suunniteltiin malliin hylly, jonka mukaan rajatusta pinteestä tulee suunnitellun kokoinen ja muotoinen. Okklusaalituki suunniteltiin liioitellun pitkäksi, jotta siinä mahdollisesti tapahtuvat muutokset ilmenisivät selkeämmin.

Jotta metallin tulostuksen tasalaatuisuutta voitaisiin arvioida paremmin, karsittiin muutujia käyttämällä vain yhtä mallia, jolle kaikki koerangat suunniteltiin ja sovitettiin. Työmallin suunnittelu toteutettiin skannaamalla erikoiskovasta kipsistä valettu kipsimalli 3shape D810 –skannerilla ja muokkaamalla sitä Rhino 5 -ohjelmistolla. Suunniteltu malli jyrssiin kovasta PEEK-muovista, jotta vältettäisiin useiden kappaleiden sovittamisesta aiheutuva mallin kuluminen.

Mittaustyön helpottamiseksi mitattavat pisteet suunniteltiin niin, että ne kaikki pystyy kuvantamaan käyttäen vain kahta eri kuvaussuuntaa. Mittauspisteet 1-4 ovat samat kuin opinnäytetyössä Orhanen ym. 2015, piste 5 mitataan pinteen kärjestä ja 6 okklusaalituen kärjestä (kuvio 3). Tämän työn kaavioissa mittauspisteestä käytetään lyhennettä Mp.



Kuvio 3. Mittauspisteiden sijainti ja numerointi.

4.2 3D-tulostettujen rankojen koe-erä

Tutkielman toteuttamiseksi valmistettiin kymmenen koerankaa, joista rangat 1-5 tehtiin ilman tukipalkkeja ja 6-10 tukipalkkien kanssa. Koeranka 0 valmistettiin soveltuvuusselvityksenä ennen varsinaista koe-erää ja se liitettiin osaksi tutkielmaa (ks. [Taulukko-taulukko 1](#)). Sen tukirakenteista suunniteltiin sirot, kuten potilastöissä oli totuttu tekemään. Kaikki koerangat suunniteltiin ja sovitettiin samalle mallille.

Taulukko 1. Koerankojen 0-23 eroavaisuudet suunnitelmissa ja lämpökäsittelyssä

Koeranka	Tukipalkit	Huomioitavaa rungossa	Erä	Lämpökäsittely
0	sirot	kapeampi palatinaalikaari ei okklusaalitukea	200516IP	alkuperäinen
1	ei tukipalkkeja	okklusaalituki vääntynyt	270516IP	alkuperäinen
2	ei tukipalkkeja		270516IP	alkuperäinen
3	ei tukipalkkeja		270516IP	alkuperäinen
4	ei tukipalkkeja	okklusaalituki vääntynyt	270516IP	alkuperäinen
5	ei tukipalkkeja		020616IP	alkuperäinen
6	massiviset		020616IP	alkuperäinen
7	massiviset		020616IP	alkuperäinen
8	massiviset		070616IP	alkuperäinen
9	massiviset		070616IP	alkuperäinen
10	massiviset		070616IP	alkuperäinen
21	ei tukipalkkeja		230916IP	korjattu
22	massiviset		230916IP	korjattu
23	sirot	sama kuin koerangat 1-10	230916IP	korjattu

 Tukipalkittomat

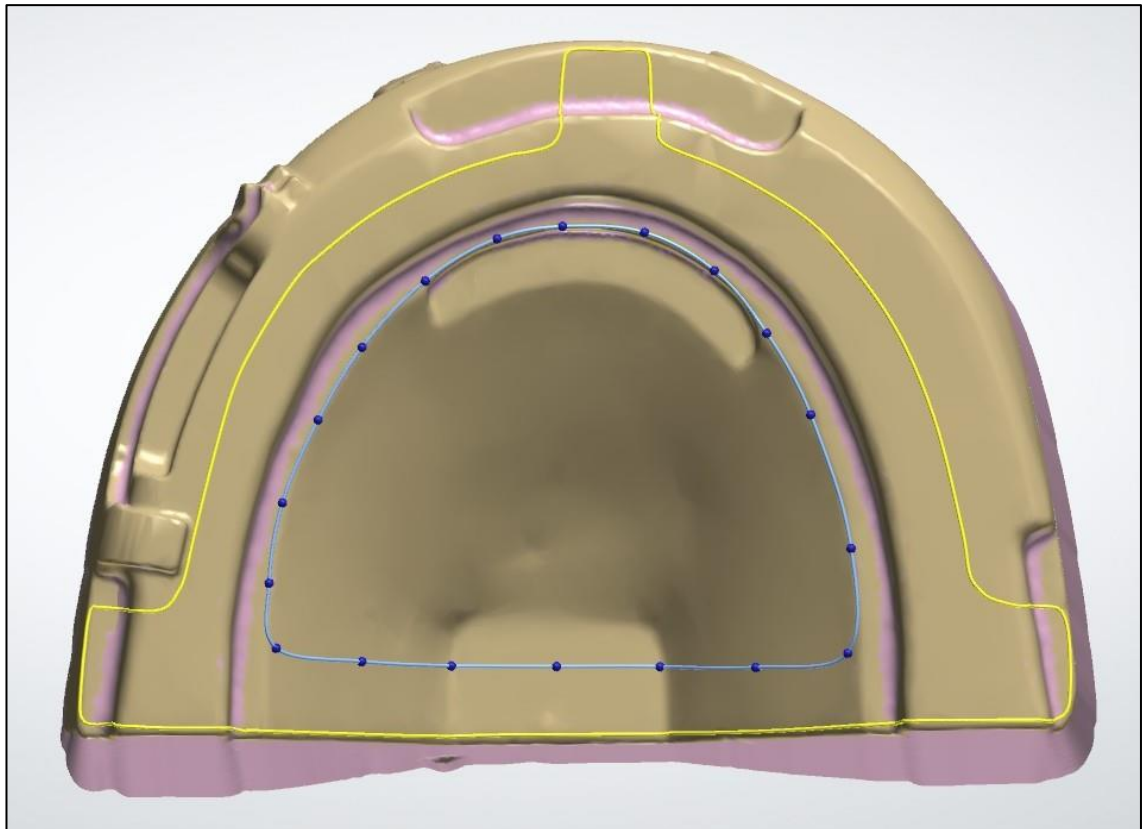
 Tukipalkilliset (massiiviset)

 Tukipalkilliset (sirot)

Lämpökäsittelyä muutettiin rankojen 1-10 tulostuksen jälkeen (ks. luku 5.2) ja sen vaikutusta tulosteisiin yritettiin selvittää koerankojen lisäerällä 21-23. Uusi koe-erä sisälsi yhden tulosteen samalla suunnitelmalla kuin tukipalkittomat 1-5 (tukipalkiton 21), yhden samalla suunnitelmalla kuin tukipalkilliset 6-10 (tukipalkillinen 22) ja yhden samalla rungon suunnitelmalla kuin koerangat 1-10, mutta siroilla tukipalkkeilla kuten tukipalkillinen 0:ssa (tukipalkillinen 23).

4.3 Tulostettava kappale

Työmalli skannattiin ja ranka suunniteltiin Turun Teknohampaassa. Malliin nähden rangin pystysuora sovitussuunta toimi hyvin, sillä mallin pystysuuntaiset seinämät on suunniteltu 97° päästävään kulmaan vaakatasoon nähden (Pahlman ym. 2003: 12). Mallin sisäkulmat pyöristettiin (ks. kuvio 4), sillä Rakkolaisen mukaan tulostusprosessissa lasersäde aiheuttaa sirontaa terävissä kulmissa, mikä käytännössä tarkoittaa epätasaista tulostuspintaa.



Kuvio 4. Pyöristetyt kohdat näkyy kuvassa vaaleanpunaisella. Keltainen ja sininen viiva ovat suunnitteluvaiheessa olevan rangin äärirajat.

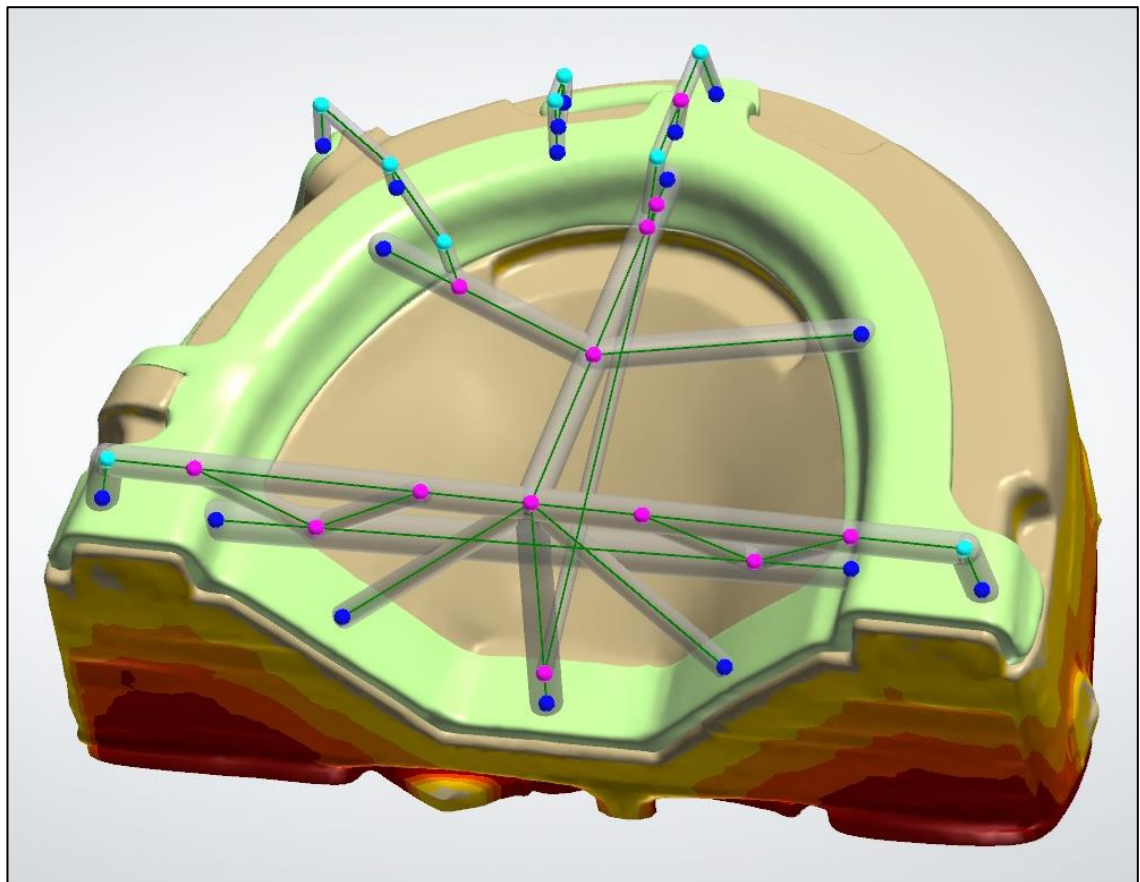
Ranka piirrettiin mallille vapaalla kädellä 3Shape DentalDesigner Premium 2015 -ohjelmalla. Suunnitelma mukailee Orhanen ym. 2015 opinnäytetyön rankojen mittoja. Näiden rankojen mittauspisteiden 1, 2 ja 3 leveydet vaihtelivat 5,8-7,3 mm; suunniteltuun koe-rankaan valittiin tältä vaihteluväliltä arvo 6,0 mm, joka asetettiin mittauspisteiden 1, 2 ja 3 leveydeksi. Rankojen paksuuden tavoitearvo oli 1,0 mm, mutta käytännössä se vaihteli noin 0,95-1,0 mm. Okklusaalituen mitat määräytyivät käytetyn ohjelman valmiin pinne-rakenteen mukaisesti ja pitkä pinne muotoutui malliin suunnitellun pinnehyllyn mukaan.

Tukipalkillinen koeranka 0 poikkesi muista koerangoista 1,65 mm kapeammalla palatiinaalikaarella, puuttuvalla okklusaalituella ja siroilla tukipalkeilla.

4.4 Tukipalkit

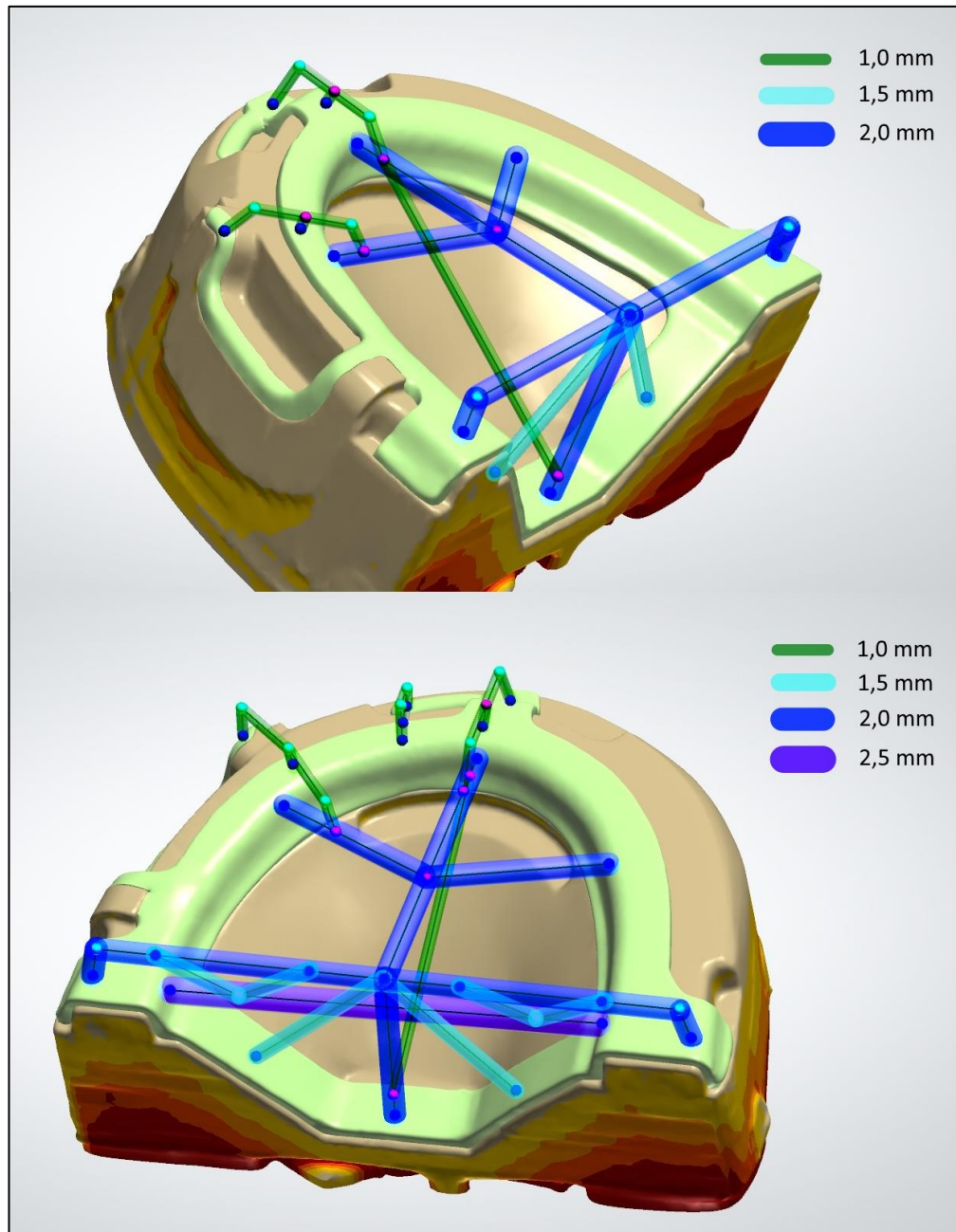
Tukirakenteiden muodoista, paksuuksista ja sijoittelusta on tehty ainoastaan käytännön kokeiluja, joiden perusteella Turun Teknohammas Oy:ssä on päädytty asiakastyörankojen suunnittelussa käytettäviin periaatteisiin. Pohjana ensimmäisille suunnitelmille on käytetty zirkonian jyrinnässä toimivia periaatteita.

Tukipalkillisissa 6-10 käytettiin massiivisia tukirakenteita, sillä suunniteltu koerankakin on massiivinen asiakastyörankoihin verrattuna. Jotta tukipalkkien vaikutus koerankojen istuvuuteen olisi selkeästi mitattavissa, päädyttiin suunnittelemaan hieman liioiteltu tukipalkisto (ks. kuvio 5).



Kuvio 5. Massiivisen tukipalkiston suunnitelma

Koerankaan 0 ja 23 verrattuna liioiteltuun tukipalkistoon on lisätty toinen palatinaalikiskon päitä yhdistävä 2,5 mm paksu palkki. Sillä pyrittiin estämään erityisesti mittauspisteiden 1 ja 3 vääntymistä. Näiden kahden palkin väliin taas lisättiin ristikkäin niitä yhdistäviä 1,5 mm paksuisia palkkeja (ks. kuvio 6).

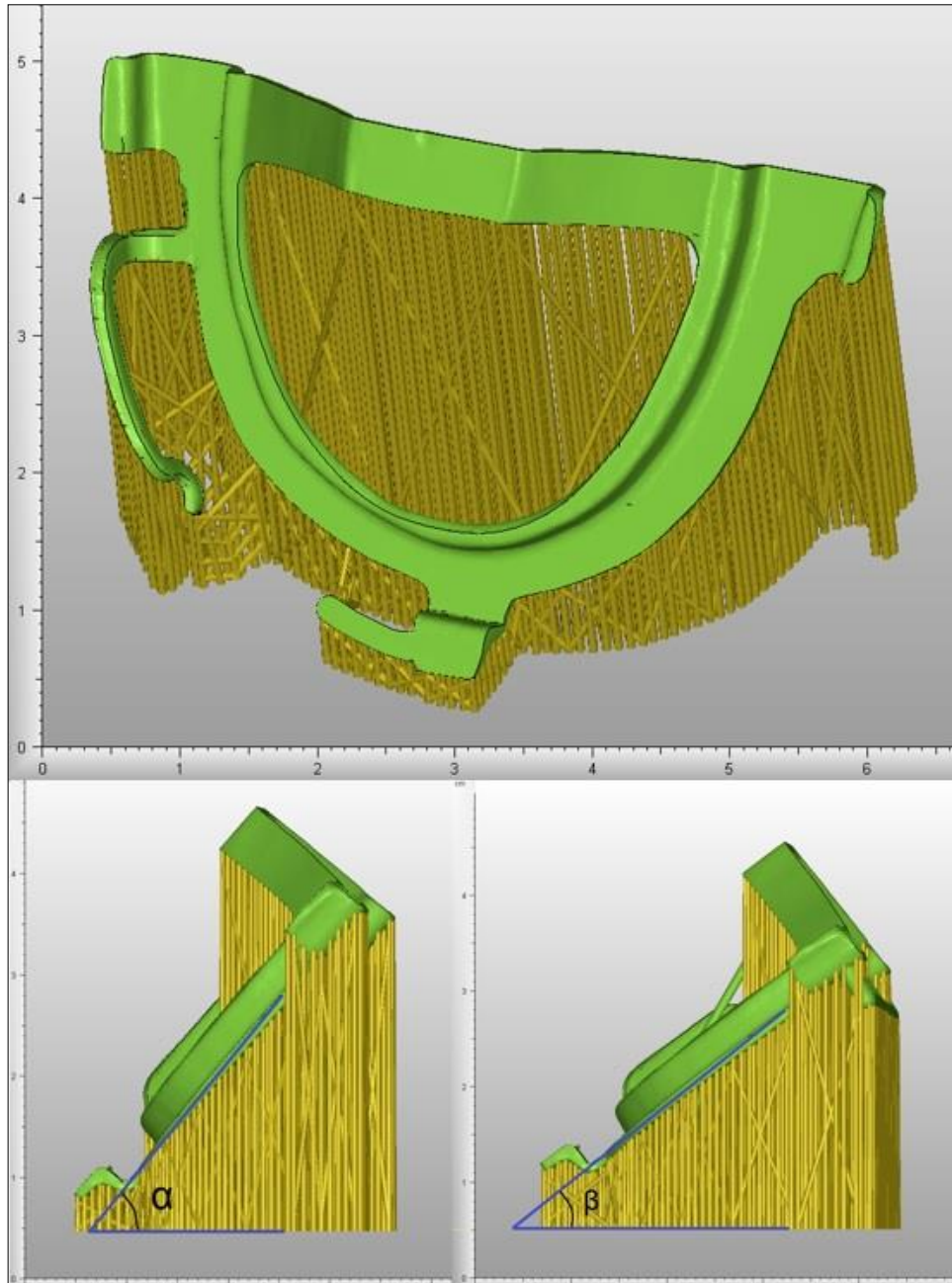


Kuvio 6. Tukipalkistojen mitat.

5 Koerankojen tulostus ja jälkikäsittely

5.1 Tulostusprosessi

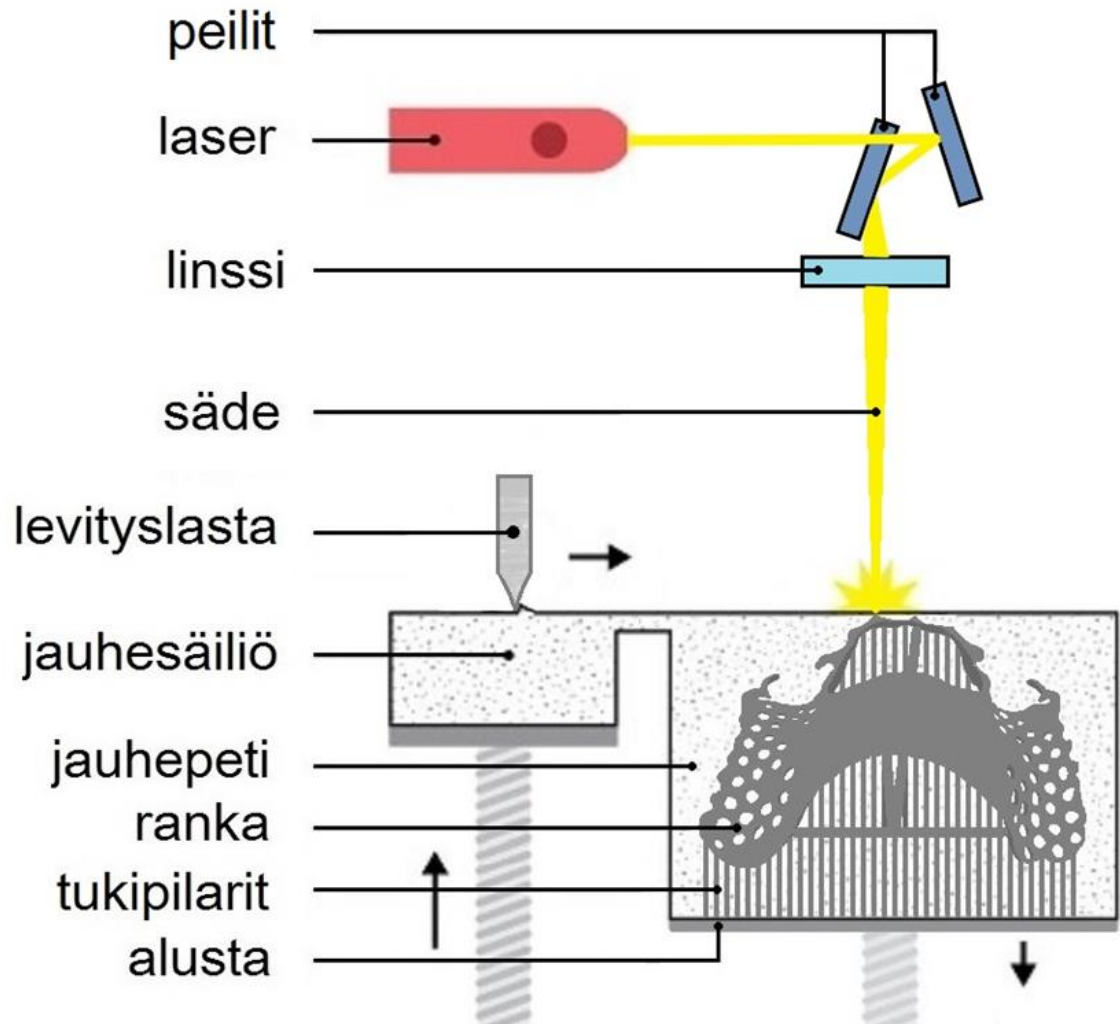
Koerangat tulostettiin jauhepetisulatustekniikalla Mlab Cusing laitteella. Tekniikassa laserin tuottama lämpötila sulattaa jauhepartikkelit kiinni toisiinsa. (Pohl, Simchi 2003: 120.) Rankojen tulostusasento määritetään manuaalisesti Autofab Mlab -tulostusohjelmassa, jonka jälkeen ohjelma näyttää mihin tukipilareita täytyy asettaa. Orhanen ym. 2015 opinnäytetyön jälkeen AM Finland on muuttanut 0,5 mm paksujen ja onttojen tukipilareiden asettelua ja määrää sekä jyrkentänyt rankojen tulostuskulmaa. Aikaisemmin kappale rakentui vain pystysuorien tukipilareiden varaan, nyt tukemaan lisätään myös ristikkorakenteita (ks. kuvio 7). Tukipilareita tarvitaan laserin tuottaman lämmön hajauttamiseen, sekä tukemaan etenkin horisontaalisesti tulostuvia kappaleen osia ja ulokkeita.



Kuvio 7. Kuva Autofab Mlab ohjelmasta, jossa näkyy tukipilareiden aseointi ja ristikkorakenne, sekä koerankojen tulostuskulmat: tukipalkittomat $\alpha \approx 50^\circ$, tukipalkilliset $\beta \approx 40^\circ$

Autofab Mlab -ohjelma leikkaa suunnitelman koerangasta horisontaalisesti $25 \mu\text{m}$ kerroksiksi, jotka levitetään levityslastalla alustalle tulostuskammion viereisestä jauhesäiliöstä. Peilien ja linssien avulla ohjaittava ja kohdistettava laser sulattaa jauhepediltä tukipilareiden ja rangan CAD-suunnitelman osoittaman alueen x-y-suunnassa. Säteenergia johtuu lämpönä myös jo tulostettuihin kerroksiin ja jäähtymisen aikana sulatettu metalli

ja kiinteät kerrokset sulautuvat yhteen (Tan ym. 2015: 1-16). Tämän jälkeen tulostusalustaa lasketaan alaspäin, jauhesäiliötä ylöspäin ja levityslasta levittää uuden jauhekerroksen edellisen päälle (ks. kuvio 8). Nämä vaiheet toistuvat kunnes tulosteet ovat valmiita. (Herzog ym. 2016.)



Kuvio 8. Havainnollistava kuva jauhepetisulatuksesta (What is 3D-Printing? n.d., muokattu)

Valmiit tulosteet kaivetaan esiin jauheen seasta imurin ja siveltien avulla. Ylimääräinen jauhe otetaan talteen, siivilöidään kunnes jauhe läpäisee 40 µm kokoisen siivilän ja käytetään seuraaviin tulostuksiin. (Gibson ym. 2010: 32, 124.) Tulostusalusta menee tulosteineen lämpökäsittelyyn, jonka jälkeen ne sahataan irti alustasta ja tukipilarit irrotetaan tulosteista pihdeillä. Alustaan ja tulosteisiin jäävät tukipilareiden juuret hiotaan pois.

Tulostuskammiossa suojakaasuna käytettiin typpeä, mikä ei pelkästään ehkäise oksidointumista, vaan tarjoaa myös tehokkaan ympäristön lämmön johtumiseen ja komponenttien jäähtymiseen. Typpikaasun lämmönjohtavuus on suunnilleen 40 % korkeampi kuin argonkaasun yli 1720°C asti (Faubert — Springer 1972: 2333). Muut koerankojen tulostuksessa käytetyt parametrit näkyvät taulukossa 2.

Taulukko 2. AM Finlandin käyttämät tulostimen asetukset kobolttikromille.

Tulostusparametrit	
laserin teho	95W
laserin teho reuna-alueiden tulostuksessa	5-6 W
supistumisen kompensatiokerroin x-, y- ja z-suunnissa	0,5 %
laserin koko	0,2 mm
kerrospaksuus	25 µm
jauhekoko	10-40 µm
skannausnopeus	0,15 m/s
jauheen ja tulostusalustan esilämmitys	ei
suojakaasu tulostettaessa	N ₂
Lämpöpäästö	
loppulämpötila	1150°C
suojakaasu	Ar

5.2 Lämpökäsittely

Kappaleet lämpökäsitellään ennen niiden irrottamista tulostusalustasta, jotta yhteen liitettyistä partikkeleista muodostuisi homogeeninen kappale ja tulostuksessa muodostuneet jännitykset poistuisivat (remanium® star CL powered by Dentaurum, 2011). Remanium star CL:n tuoteselosteessa ohjeistetaan tekemään tulostuksen jälkeinen lämpökäsittely seuraavasti: tulostusalusta tulostettuine kappaleineen laitetaan kylmään uuniin, jonka lämpötilaa nostetaan 400°C tunnissa 1150 celsiusasteeseen. Loppulämpötilaa ylläpidetään tunnin ajan, jonka jälkeen lämpötilan annetaan laskea 300 celsiusasteeseen ennen tulostettujen kappaleiden poistoa uunista. (remanium® star CL powered by Dentaurum, 2011.)

AM Finland:n käyttämässä lämpökäsittelyprosessissa tulostusalusta laitettiin kylmään uuniin, mutta uunin lämpötila nostettiin täydellä teholla 400 celsiusasteeseen, mikä tapahtui noin 15 minuutissa. Rankoja pidettiin edellä mainitussa lämpötilassa tunti, jonka jälkeen lämpötilaa nostettiin täydellä teholla 1150°C:een, mikä kesti noin 1,5 tuntia. Lopulämpötilassa tulosteita pidettiin tunnin ajan. Sen jälkeen lämpötilan annettiin laskea 200°C ennen tulosteiden poistamista uunista, mikä kesti noin kuusi tuntia. AM Finlandille tuotiin esille opinnäytetyöryhmän havainto siitä, että heidän lämpökäsittelynsä poikkesi valmistajan ohjeistuksesta, jonka jälkeen yrityksessä otettiin käyttöön valmistajan ohjeiden mukainen lämpökäsittely.

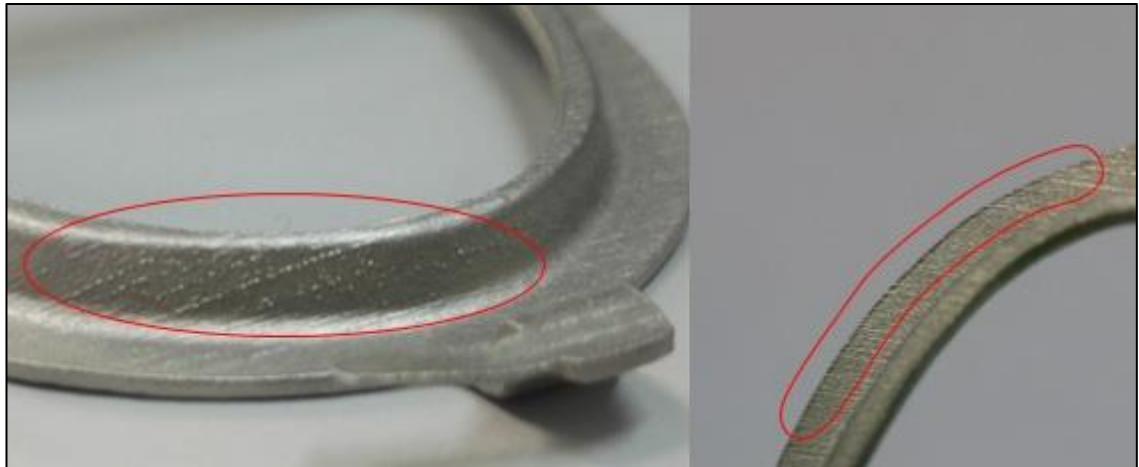
Korjatun lämpökäsittelyn vaikutuksen selvittämiseksi tarvittiin uusia koerankoja mitattavaksi. Opinnäytetyön aikataulun, sekä rankojen tulostamisen ja istuvuuksien mittaamisen kustannusten vuoksi ei ollut mahdollista toistaa alkuperäistä kymmenen rangan erää. Jotta saataisiin kuitenkin suuntaa antavaa näyttöä lämpökäsittelyn vaikutuksesta, oli saatava uusia koekappaleita joiden suunnitelmat vastaisivat täsmällisesti edellisiä. Lisäksi haluttiin selvittää onko koeranka 0:n hyvä istuvuus voinut aiheutua siitä, että siinä käytetyt tukipalkit olivat huomattavasti sirommat kuin tukipalkillisten 6-10, normaaleja työelämässä käytettäviä tukipalkkeja vastaavat. Muiden muuttujien poissulkemiseksi rangan rungon tuli vastata koerankoja 1-10, mutta tukirakenteiden koerangan 0 suunnitelmia. Teetettiin kolme uutta koerankaa, suunnitelmaltaan tukipalkittomia 1-5 vastaava 21, tukipalkillisia 6-10 vastaava 22, ja 23 siroilla tukipalkeilla kuten koerangassa 0 (ks. taulukko 1).

5.3 Istuttaminen mallille ja tukirakenteiden poisto

Kaikkia koerankoja havainnoitiin silmämääräisesti, ennen kuin niitä käsiteltiin poralla. Tukipalkillinen 0 vaikutti istuvan muita paremmin. Kaikki tukipalkittomat 1-5 keikkuivat hieman työmallilla. Tukipalkilliset 6-10 näyttivät istuvan hyvin ennen tukipalkkien poistoa, myös pinteiden ja okklusaalitukien osalta. Ne olivat kuitenkin erittäin tiukkoja mallille painettaessa, vaikka mallin kaikki pystyreunat oli suunniteltu päästäviksi.

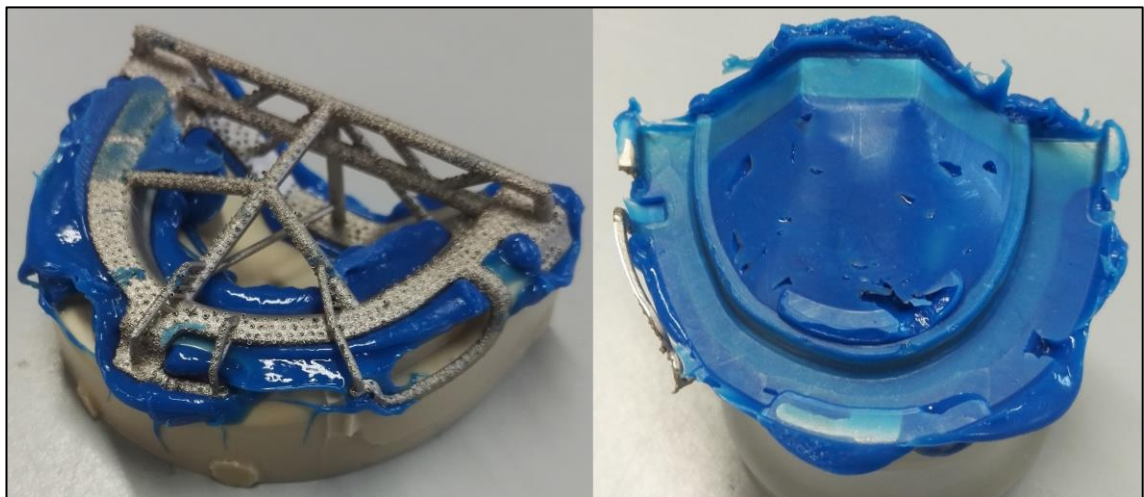
Koerankojen istuttaminen tapahtui poistamalla reunoihin syntyneet pienet tulostusvallit ja muut mahdolliset tulosteeseen kuulumattomat epätasaisuudet kovametalliporanterällä (ks. kuvio 9). Lisäksi tukipalkillisista 6-10 poistettiin tukirakenteet katkaisulaikalla pienillä kierroksilla, jottei liiallinen kuumeneminen aiheuttaisi vääristymiä metallissa. Istuttaminen ei aiheuttanut huomattavia muutoksia tukipalkittomien koerankojen istuvuudessa.

Tukipalkilliset puolestaan eivät olleet enää tiukkoja vaan keikkuivat työmallilla ja niiden istuvuudet olivat huonontuneet.



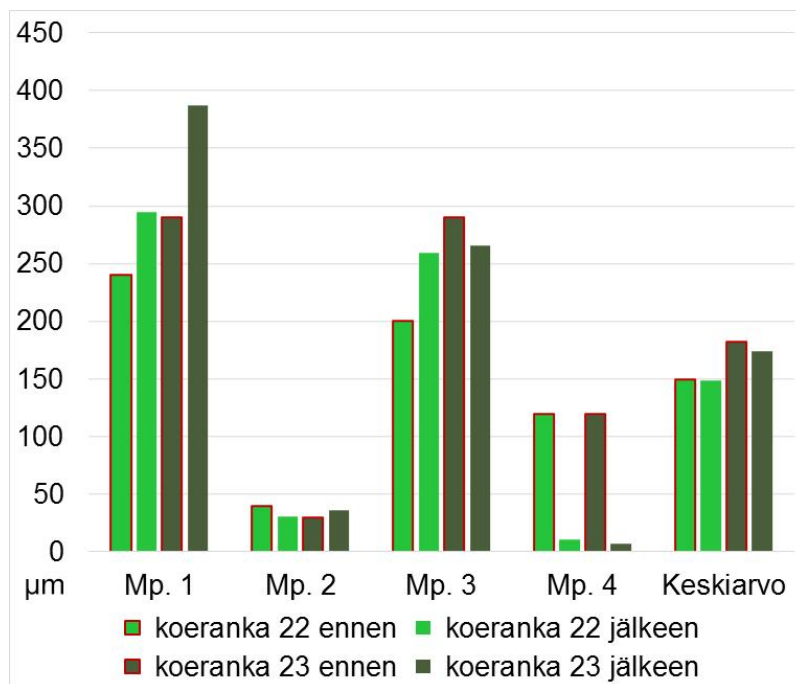
Kuvio 9. Joihinkin kohtiin koerangoissa syntyi laserin sironnasta epätasaisuutta ja osaan terävistä reunoista tulostui pieni valli. Molemmat porattiin pois kovametalliterällä ennen sovitusta.

Kun tukipalkillisille 22 ja 23 istutettiin mallille, tarkasteltiin tukipalkkien poiston vaikutusta tarkemmin kuin aikaisempien tukipalkillisten kohdalla. Koerangat käsiteltiin muuten samoin kuin tukipalkilliset 6-10, mutta niiden istuvuudesta työmallille otettiin silikonijäljennökset ennen tukipalkkien poistoa (ks. kuvio 10).



Kuvio 10. Silikonijäljennösten otto

Jäljennösaineena käytimme tarkkuusjäljennössilikoni Xantopren L Blue:ta. Jäjennöksien paksuudet mitattiin mikrometrillä mittauspisteistä 1-4 ja tulokset taulukoitiin. Tukipalkkien poiston jälkeiset elektronimikroskoopilla mitatut tulokset otettiin taulukkoon rinnalle vertailtaviksi. Jäljennöksistä näki, että palatinaalikiskon sisäreuna kantoi eli otti kiinni työmalliin ennen muita osia. Tukipalkillisten palatinaalikisko supistui leveyssuunnassa, sillä kuten kuvio 11:stä näkee mittauspisteiden 1 ja 3 istuvuuden heikkenivät, mutta palatinaalikaaren pohja pääsi painumaan syvemmälle ja koerangat istuivat paremmin mittauspisteestä 4.



Kuvio 11. Koerankojen mittauspistekohtaiset istuvuudet ennen tukipalkkien poistoa ja sen jälkeen.

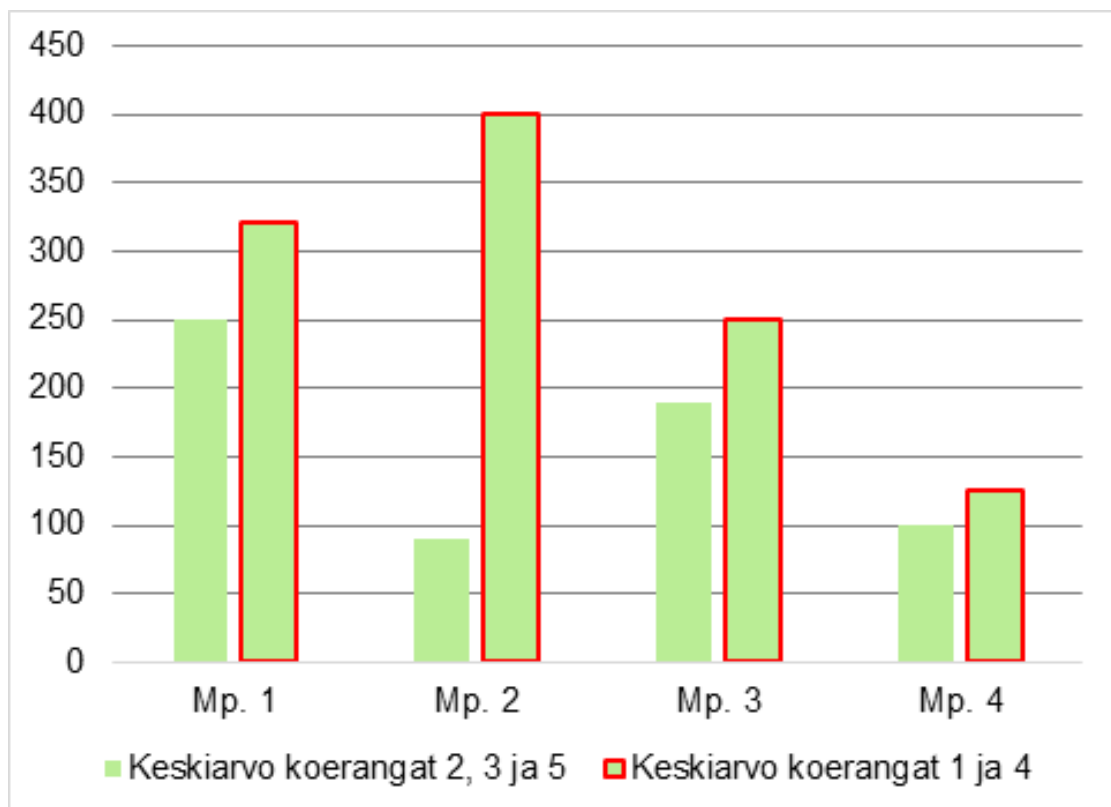
5.4 Poikkeavat okklusaalituet

Tukipalkittomien 1 ja 4 okklusaalituki oli vääntynyt huomattavasti mallia kohti (ks. kuvio 12). On mahdollista, että tämä on tapahtunut tulostimesta riippumattomasta inhimillisestä käsittelyvirheestä tukipilareita poistattaessa. Vääntyneiden okklusaalitukien vaikutus muihin mittauspisteisiin selvitettiin ottamalla kaikista tukipalkittomista 1-5 silikonijäljennökset mallin ja koekappaleen väliin jäävästä tilasta ja mittaamalla mittauspisteet 1-4 mikrometrillä, kuten tukipalkkienkin kohdalla. (Liite 3. Poikkeuksellisen vääntyneen okklusaalituen vaikutus koerangan istuvuuteen).



Kuvio 12. Vääntynyt okklusaalituki ennen ja jälkeen sen muokkauksen

Kuten kuvio 13:sta nähdään, vääntynyt okklusaalituki vaikutti myös muiden mittauspisteiden istuvuuteen. Merkittävin ero on mittauspiste 2 kohdalla, jossa vääntyneet rangat istuvat yli neljä kertaa huonommin. Koska koeranka nousi selvästi irti etualueella, vaikutus näkyi myös taka-alueen mittauspisteissä. Muiden mittauspisteiden tulosten vertailukelpoisuuden säilyttämiseksi päädyttiin vääntämään okklusaalitukia pihdeillä niin, että ne eivät vaikuta mittauksiin.



Kuvio 13. Vääntyneen ulokkeen vaikutus rangon istuvuuteen

6 Istuvuusmittaukset

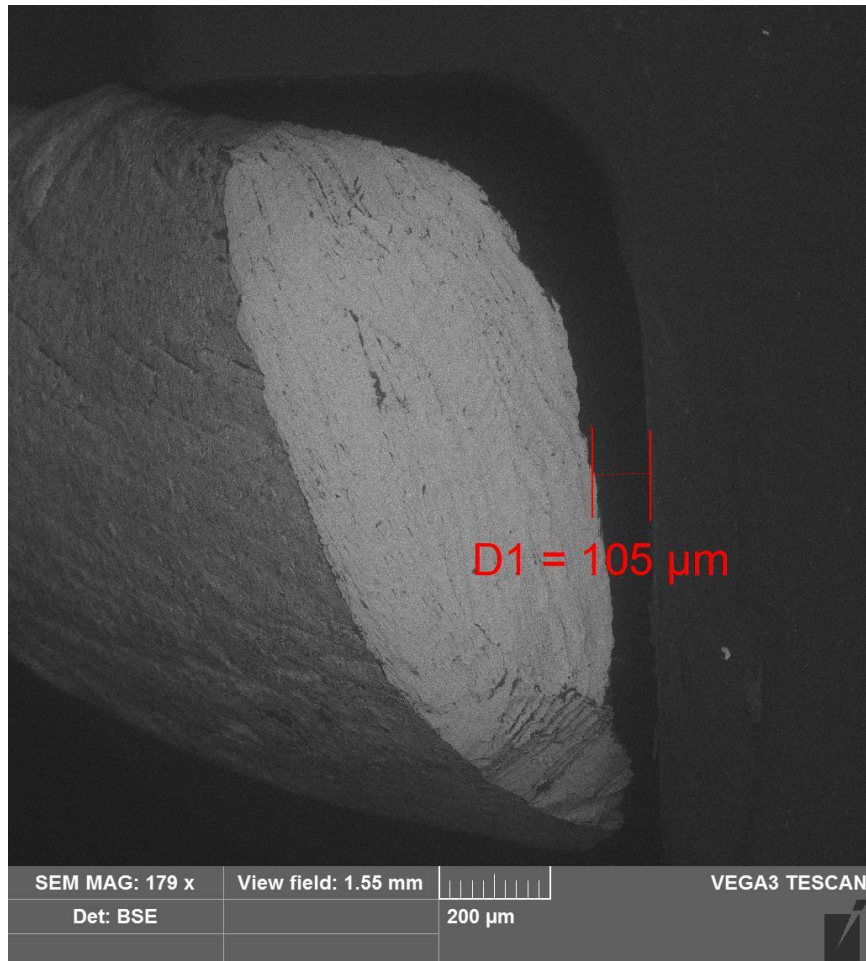
Kaikki mittaustulokset on ilmoitettu mikrometreinä, μm (ks. taulukko 2) ja kuvaavat rakoa, joka jäi koerangan ja työmallin väliin kussakin mittauspisteessä. Mittauspisteissä 1-4 mitaus suoritettiin koerangan rungon ulkoreunasta, kunkin pisteen kohdalla olevan tasaisen alueen keskeltä. Pinteen (Mp. 5) mitaus suoritettiin sen kärjen keskeltä, okklusaalituki (Mp. 6) sen uloimmasta kärjestä. Koerangat 1-10 ja 21-23 mitattiin kaikista kuudesta mittauspisteestä, poikkeuksena tukipalkittomat 1 ja 4, joiden okklusaalituki jätettiin aiemmin mainituista syistä mittamatta ja tukipalkillinen 0, josta se puuttui.

Taulukko 2. Kaikkien tutkielmassa käsiteltyjen koerankojen mittauspistekohtaiset mittaustulokset ja kokonaisistuvuudet (keskiarvot).

Kappale	Mp. 1	Mp. 2	Mp. 3	Mp. 4	Keskiarvo mp. 1-4	Mp. 5	Mp. 6
Koeranka							
0	264	49	136	31	120	100	-
1	310	71	152	138	168	105	-
2	260	78	194	95	157	182	0
3	199	75	161	62	124	156	25
4	279	39	205	106	157	113	-
5	239	134	132	135	160	0	126
6	277	70	215	31	148	84	0
7	274	28	146	39	122	172	0
8	233	101	296	70	175	120	0
9	269	41	239	30	145	19	0
10	276	53	308	60	174	0	0
21	358	87	266	110	205	0	15
22	295	31	259	11	149	29	0
23	387	36	266	7	174	0	32
Valetut*							
1	93	409	208	16	182		
2	151	393	139	57	185		
3	142	370	145	56	178		
4	332	178	221	179	228		
5	239	403	173	97	228		
Sintratut*							
1	351	137	416	129	258		
2	343	38	286	13	170		
3	405	97	472	13	247		
4	316	54	443	13	207		
5	429	212	473	49	291		

*Opinnäytetyöstä Orhanen ym. 2015 arvot mikrometrejä (μm)

Tuloksia tarkastellaan pääasiassa mittauspisteiden 1-4 osilta, koska niiden osalta tulokset ovat vertailukelpoisia Orhanen ym. 2015 opinnäytetyön kanssa. Mittauspiste 5:n tulokset eivät myöskään anna täysin kiistatonta kuvaa kyseisten pintojen istuvuudesta: Jälkikäteen tutkituista mittauskuvista havaittiin, että mittaus oli suoritettu alueelta, jossa sen kärkeä oli CAD-suunnitelmassa allemenojen poistamisella pyöristetty (ks. kuvio 14).



Kuvio 14. Pinteen mittauskohta

6.1 Tasalaatuisuus

Koerankojen tasalaatuisuutta arvioitiin molempien ryhmien, tukipalkittomien 1-5 ja tukipalkillisten 6-10, mittauspistekohtaista istuvuutta tarkkailemalla. Tarkasteluun otettiin molemmista ryhmistä mittauspisteiden 1-4 pienin-, suurin- ja keskiarvo. Tasalaatuisuutta kuvaa luku, joka muodostuu mittauspistekohtaisten vaihteluvälien pituuksien keskiarvosta. (ks. taulukko 3)

Taulukko 3. Tukipalkittomien 1-5, tukipalkillisten 6-10 ja valettujen 1-5 mittauspistekohtaisten keskiarvojen vaihteluvälit ja sen pituus. *Valetut ovat Orhanen ym. 2015 mittaamat

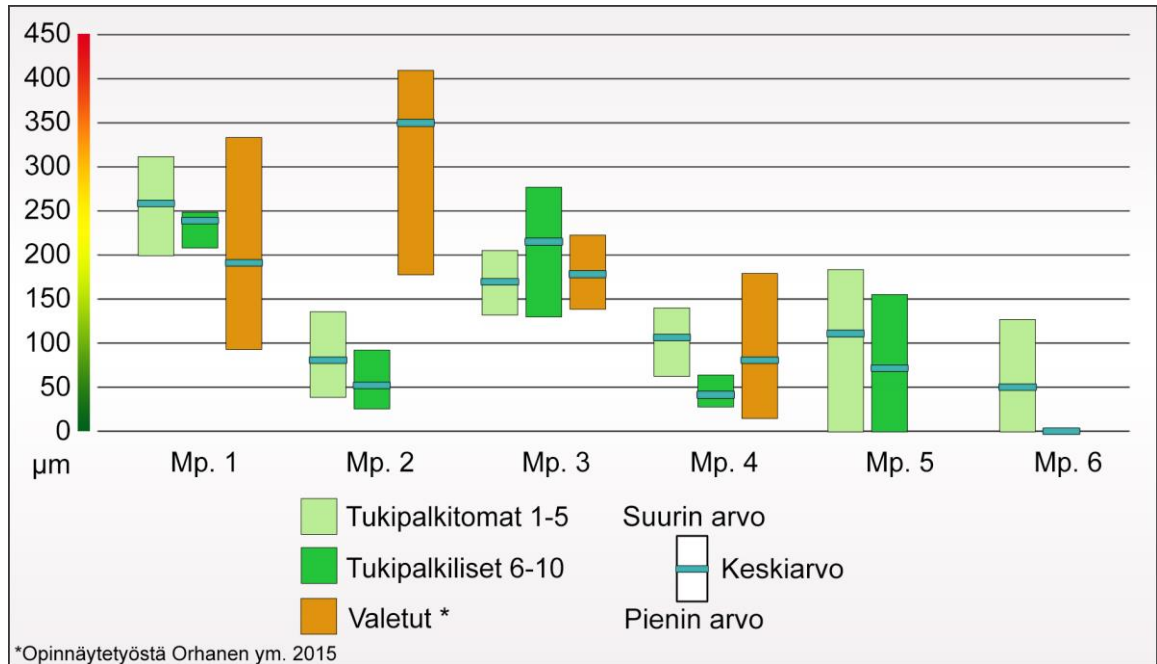
Rankaerät	Mp. 1	Mp. 2	Mp. 3	Mp. 4	Keskiarvo mp. 1-4	Mp. 5	Mp. 6
Tukipalkittomat 1-5							
Pienin arvo	199	39	132	62		0	0
Suurin arvo	310	134	205	138		182	126
Keskiarvo	257	79	169	107		111	50
Vaihteluvälin pituus	111	95	73	76	89	182	126
Tukipalkilliset 6-10							
Pienin arvo	233	28	146	30		0	0
Suurin arvo	277	101	308	70		172	0
Keskiarvo	266	59	241	46		79	0
Vaihteluvälin pituus	44	73	162	40	80	172	0
Valetut*							
Pienin arvo	93	178	139	16			
Suurin arvo	332	409	221	179			
Keskiarvo	191	351	177	81			
Vaihteluvälin pituus	239	231	82	163	179		

*Opinnäytetyöstä Orhanen ym. 2015

arvot mikrometrejä (µm)

Ryhmien väliset mittauspistekohtaiset erot olivat selviä, mutta keskiarvoisesti tukipalkittomien ja -palkillisten välinen ero oli vain 10 %. Selkeimmin niiden väliset erot tulivat esiin okklusaatuissa. Tärkeimmät huomiot tasalaatuisuutta tarkastellessa olivat:

- sekä tukipalkittomat (89 μm), että -palkilliset (80 μm) olivat huomattavasti tasalaatuisempia kuin valetut (179 μm)
- mittauspisteen 5 eli pinteet kärjen vaihteluvälin pituus tukipalkillisissa (172 μm) ja -palkittomissa (182 μm) lähes sama
- tukipalkillisissa okklusaalitukien kärjet olivat kiinni työmallissa (0 μm), kun tukipalkillisilla vaihteluvälin pituus oli 126 μm (ks.kuvio 15).

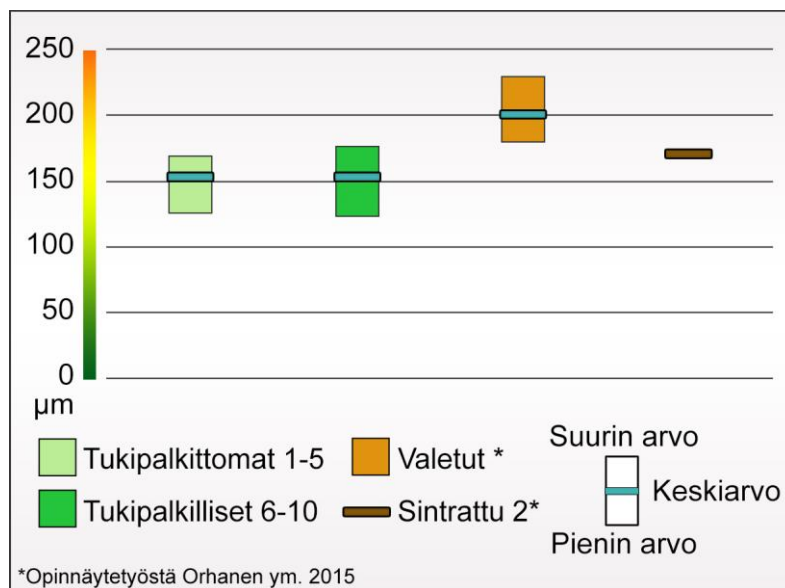


Kuvio 15. Mittauspistekohtaiset vaihteluvälit, koerangat 1-10, valetut 1-5 ja sintrattu 2

6.2 Istuvuus

Myös kokonaisistuvuutta arvioitiin mittauspisteiden 1-4 osalta, tarkkailemalla niiden mitaustulosten keskiarvoja. Tärkeimmät huomiot mittaustuloksista istuvuuksia tarkastellessa olivat:

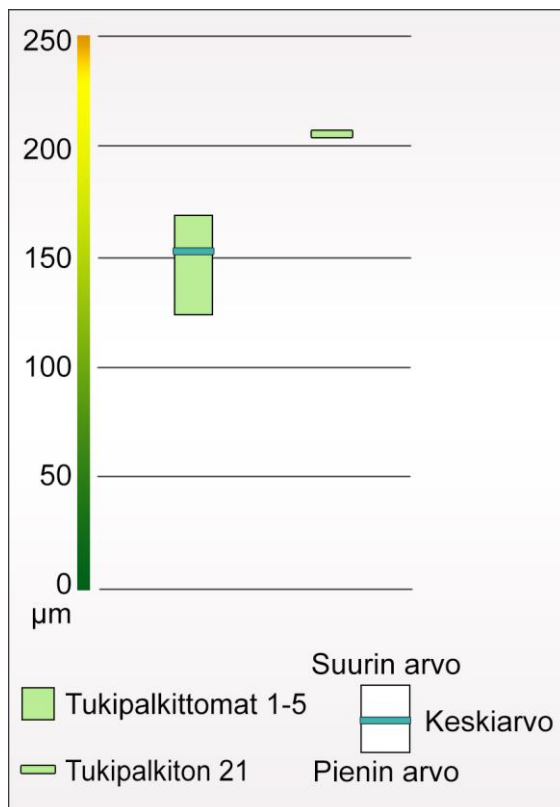
- tukipalkittomien 1-5 keskiarvojen keskiarvo oli 153 μm , mikä oli täsmälleen sama kuin tukipalkillisilla 6-10.
- varsinaisen koe-erän parhaiten istuva koeranka löytyi tukipalkillisista, sen istuvuus oli tosin vain 2 μm parempi kuin parhaalla tukipalkittomalla.
- varsinaisen koe-erän huonoiten istuva oli myös tukipalkillinen, se istui vain 7 μm huonommin kuin vastaava tukipalkiton
- molemmat ryhmät istuivat huomattavasti paremmin kuin opinnäytetyössä Orhanen ym. 2015 mitatut valetut kappaleet
- valettujen keskiarvoinen kokonaisistuvuus oli 200 μm ja niistä parhaiten istuvakin jäi 3 μm huonoiten istuvasta tulostetusta
- Orhanen ym. 2015 mittaamista parhaiten istuva tulostettu kappale (170 μm), *Sintrattu 2* jäi huonoiten istuvien tukipalkittoman (168 μm) ja -palkillisen (175 μm) väliin (ks. kuvio 16).



Kuvio 16. Kokonaisistuvuudet, koerangat 1-5 ja 6-10 ja valetut ja *sintrattu 2*

Lämpökäsittelyn muuttamisen jälkeen (ks. luku 7.1) tulostettiin koerangat 21-23. Niistä ensimmäinen, tukipalkiton 21, vastasi suunnitelmaltaan tukipalkittomia 1-5. Näiden kokonaisistuvuuksia vertailtiin mittauspisteiden 1-4 keskiarvoja tarkastelemalla. Tärkein havainto lämpökäsittelyn vaikutuksesta tukipalkittomiin oli:

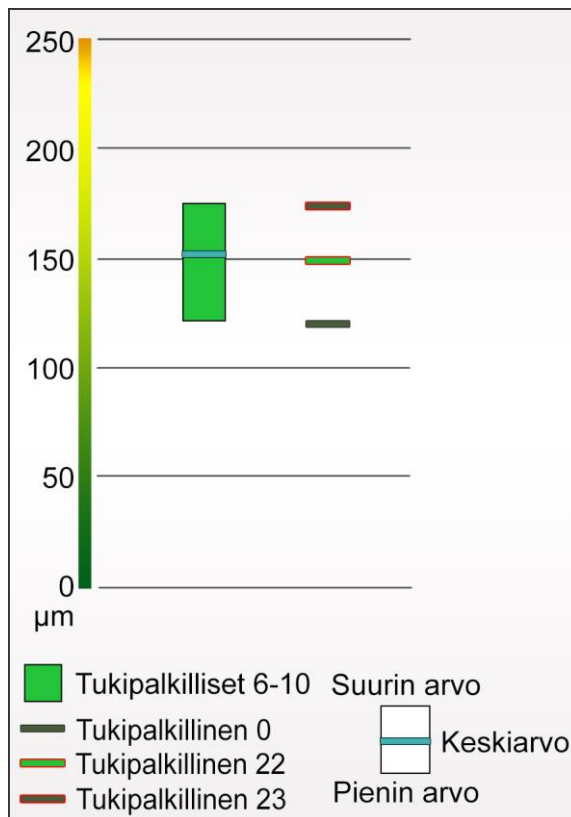
- tukipalkittoman 21:n kokonaisistuvuus (205 μm) oli kaikista tulostetuista koerangoista huonoin
- sen tulos oli selkeästi (37 μm) huonompi kuin huonoiten istuva vanhan lämpökäsittelyn kokenut koeranka tukipalkittomista 1-5 (168 μm) (ks. kuvio 17).



Kuvio 17. Vanhalla lämpökäsittelyllä toteutetut tukipalkittomat koerangat 1-5 ja korjatulla lämpökäsittelyllä toteutettu tukipalkiton koeranka 21

Tukipalkillinen 22 vastasi suunnitelmaltaan tukipalkillisia 6-10, kuten tukipalkillinen 23:kin, sillä poikkeuksella, että sen tukipalkisto vastasi tukipalkillista 0. Tärkeimmät huomiot lämpökäsittelyn vaikutuksesta tukipalkillisten istuvuuksiin olivat:

- tukipalkillisen 22 kokonaisistuvuus oli 149 μm , joka oli lähes sama kuin tukipalkillisten 6-10 keskiarvo (153 μm)
- kokonaisistuvuudeltaan tukipalkillinen 0 oli joukon paras tuloksella 120 μm , tosin paras koeranka tukipalkillisista 6-10 jäi tuosta vain 2 μm päähän
- tukipalkillisen 23 istuvuus (174 μm) oli huomattavasti huonompi kuin sitä lähinnä vastaavan, vanhan lämpökäsittelyn kokenut tukipalkillinen 0 (ks. kuvio 18).



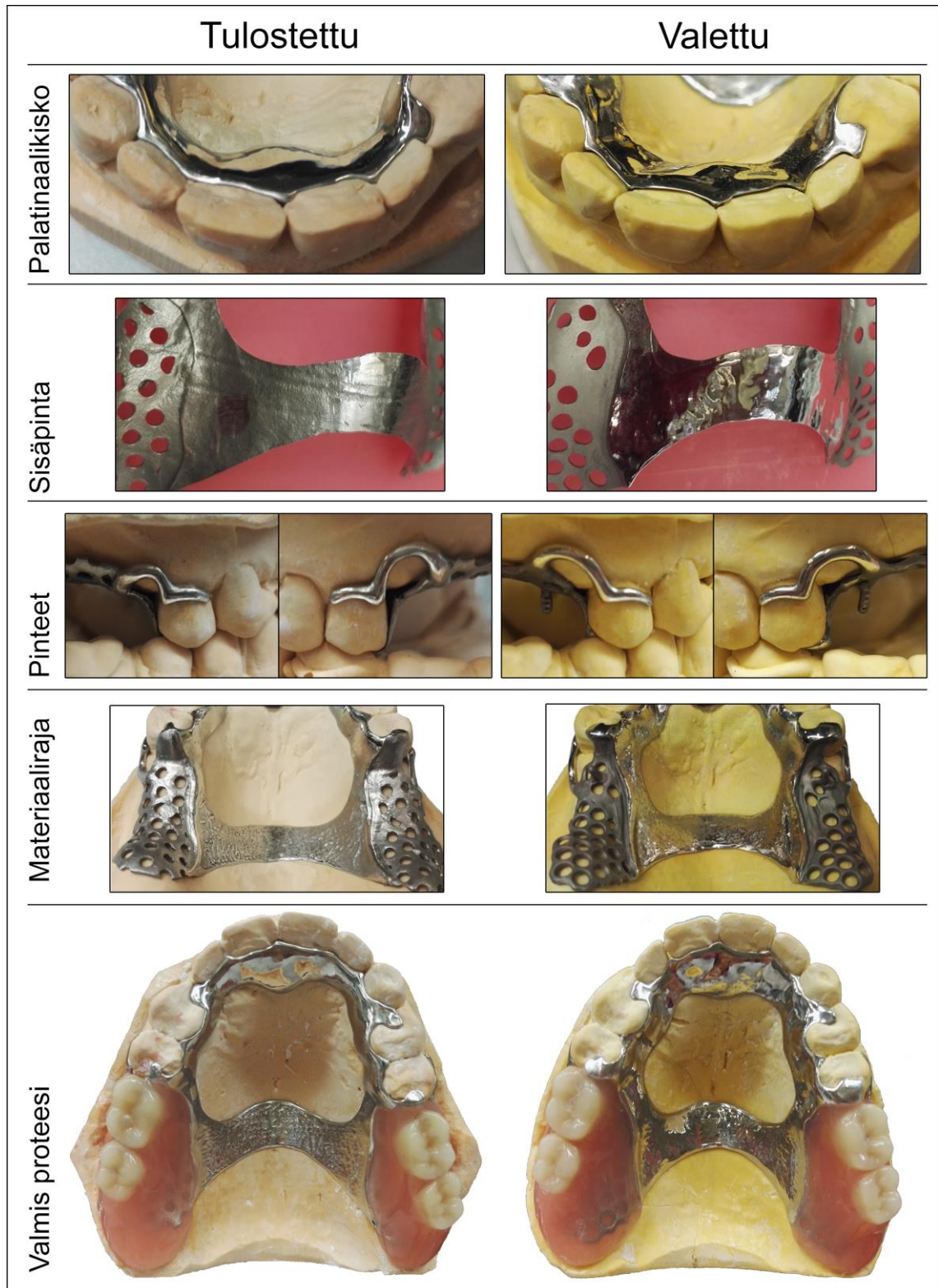
Kuvio 18. Vanhalla lämpökäsittelyllä toteutetut tukipalkilliset 0 ja 6-10, sekä korjatulla lämpökäsittelyllä toteutettu tukipalkilliset 22 ja 23

7 Potilastyö

Potilastyötapaus liitettiin osaksi opinnäytetyötä, sillä mittauksilla ei pystytä selvittämään kaikkia potilaan kannalta oleellisia rangan ominaisuuksia. Tavoitteena oli saada puolueetonta arviointia potilaan omasta kokemuksesta käsin valetun ja 3D-tulostetun yläleukaan valmistetun rangan välillä. Kaikki tekniset vaiheet on toteuttanut tai valvonut alan ammattilaiset, jotta virhelähteitä olisi mahdollisimman vähän ja prosessi vastaisi yleistä käytäntöä.

Potilaalle valmistettavan rankaproteesin suunnittelu toteutettiin hammasteknikko Jussi Huttusen ja hammaslääkäri Ossi Miettisen yhteistyönä. Huttunen valmisti valetun rangan rungon alkuperäiselle kipsimallille, josta vahavaiheessa otettujen valokuvien perusteella Turun Teknohampaassa suunniteltiin tulostettavan rangan runko duplikaattimallille eli alkuperäisestä jäljennöksellä kopioidulle. Molemmissa saatiin valmistaa ranka omien menetelmiensä mukaisesti. Tulostetussa metallirungossa käytettiin tukipalkkeja ja se tehtiin RSCL:stä, valettu puolestaan Begon Wironium plus lejeeringistä. Rankojen hampaiden asettelu ja akrylointi toteutettiin Helsingin ammattiopiston hammaslaboratoriossa erikoishammasteknikko Juha-Pekka Marjorannan avustuksella ja valvonnassa.

Molempien rankojen rungot toimitettiin viimeisteltynä suoraan hammaslääkäri Ossi Miettiselle rangan valmistaneista laboratorioista. Rungot sovitettiin potilaan suuhun vuorotellen yhdellä potilaskäynnillä ja molemmat menivät hyvin paikoilleen. Valetussa havaittiin rako etuhampaiden ja palatinaalikiskon välissä (ks. kuvio 19). Toinen valmistusmenetelmällinen ero oli tulostetun rangan epätasaisempi sisäpinta, jossa oli myös havattavissa muutama syvämpi palatinaalikaaren ylittävä ura. Potilas ei tunne suulakea vasten jäävää osuutta, mutta valetun kiiltävä sisäpinta on helpompi pitää puhtaana.



Kuvio 19. Tulostetun ja valetun potilastyörangan näkyvät erot

Jotta rankojen asettelut olisivat keskenään mahdollisimman identtiset, toteutettiin ne samanaikaisesti. Pyrkimys oli toteuttaa kaksi mahdollisimman identtistä rankaa, jotta rankojen valmistusmenetelmien erot olisivat vertailtavissa. Kuitenkin rungoissa oli suunnitelmallisia eroja, jotka voivat vaikuttaa potilaskokemukseen. Selkein poikkeama oli rungon palatinaalikaarien ja -kiskojen koot, jotka olivat tulostetussa ohuemmat ja palatinaalikisko oli myös kapeampi. Tulostetun kokonaisuudessa oli 8,09 g, kun valettu oli 25 % raskaampi, 10,14 g. Molempien lejeerinkien mekaaniset ominaisuudet ovat 5 % sisällä toisistaan (ks. taulukko 1), paitsi Wironiumin myötöraja on 10 % suurempi.

Valetut pinteet oli aseteltu hieman irti limakalvosta, tulostetut pinteet puolestaan ulottuivat ienrajaan saakka, mikä saattaa aiheuttaa ärsytystä. Valetussa akryylin ja metallin saumalle tehty reuna oli selkeämpi ja reunassa oli allemeno tulevalle akryylille eli kello-lasikiinnitys ja liittymissuunta oli suunniteltu niin, ettei saumakohta aiheuta poikkeamaa pinnan muotoon. Tulostetussa raja ei ollut yhtä selkeä ja metallin pinta kääntyi hieman sisään ennen rajaa, varsinkin potilaan omien ja proteesihampaiden approksimaalivälin kohdalla. Proteesin pinta ei saumakohdassa jatku tasaisena, jonka potilas voi tuntea kielessään ja joka puolestaan voi vaikuttaa hänen arvioonsa proteesin käyttömukavuudesta (ks. kuvio 19).

Puolueettoman mielipiteen saamiseksi potilaalta hänelle ei kerrottu kumpi rangoista oli valmistettu valamalla ja kumpi tulostamalla. Potilas sai molemmat rangat käyttöönsä yhtä aikaa. Tutkielman kiireellisen aikataulun vuoksi hänelle jäi yksi vuorokausi aikaa kummankin rangen koekäyttöön. Potilasta ohjeistettiin käyttämään samaa rankaa vuorokausi kerrallaan ja syömään kovia ja sitkeitä ruokia. Tämä tuli toistaa seuraavana päivänä toisen rangen kanssa.

Potilaalla oli aiemmin valmistettu yläleuan ranka, jota hän oli käyttänyt noin puoli vuotta. Vaikka se oli hänen mielestään ”pidettävä”, molemmat uudet rangat tuntuivat käytössä miellyttävimmältä. Huomattavin ero oli palatinaalikaareissa ja –kiskossa, joiden alle potilas koki ruoan aiemmassa rangassa menevän helpommin. Molempia uusia rankoja hän kuvaili erinomaisiksi, mutta piti tulostettua miellyttävämpänä. Selkein ero oli hänen mukaansa jälleen palatinaalikaareissa ja –kiskossa. Tulostetussa ne istuivat paremmin, joten ruokaa ei jäänyt niiden alle syödessä yhtä helposti.

8 Pohdinta

Mittaustulokset eivät vastanneet odotuksiamme. Koska 3D-tulostamisessa valmistusprosessi on pääosin tietokoneohjattu, ovat muuttujat paremmin hallittavissa. Siksi hypoteesimme oli että tulostettavat koerangat olisivat tasalaatuisia. Työn tilaajan kentältä saamien kokemusten perusteella muodostui myös hypoteesi, että tukipalkkien käyttö vaikuttaa istuvuuteen positiivisesti. Odotimme siis näkevämme selkeän eron koerankojen 1-5 ja 6-10 välillä, jälkimmäisten eduksi.

Kun kymmentä ensimmäistä koerankaa tarkasteltiin, todettiin varsinaisen joukon ulkopuolella teetetyn tukipalkillisen 0:n istuvan parhaiten. Sen huomattavat erot muihin koerankoihin olivat kapeampi palatinaalikaari ja sirompi tukipalkkisto. Näistä johdettu hypoteesi oli, että koerankojen 1-10 massiivisuus aiheuttaa vääntymistä ja tukipalkillisten 6-10 tukipalkit ovat liian massiiviset, aiheuttaen vääntymistä.

Työmallin ja koerangan massiivisuudet olivat todennäköisesti suurimmat huonoihin istuvuuksiin vaikuttaneet tekijät. Oikean suun mittasuhteita paremmin vastaavalla suunnitelmalla oltaisiin pystytty toteuttamaan kappaleita, jotka olisivat antaneet todenmukaisemman kuvan 3D-tekniikan laadusta. Silloin vertailukohtaksi oltaisiin pystytty tuottamaan kappaleita perinteisillä valmistusmenetelmillä, jotka olisivat paremmin kuvanneet valetujen rankojen istuvuutta käytännössä.

Erot tukipalkittomien ja tukipalkillisten koerankojen 1-10 kokonaisistuvuuksien välillä olivat niin pienet, ettei tukipalkkien merkityksistä voida niiden perusteella tehdä johtopäätöksiä. Okklusaalituen kohdalla erot olivat kuitenkin niin merkittävät, että niiden perusteella rungosta lähtevien ulokkeiden kanssa olisi järkevää käyttää tukipalkkeja. Tulosten perusteella siis sirommissa rakenteissa tukipalkkien käyttö parantaa istuvuutta. Potilas-työrangat ovat kauttaaltaan sirompia kuin tulostetut koerangat, minkä takia olisi perusteltua käyttää tukipalkkeja tulostettaessa rankoja.

Sirompien tukipalkkien positiivisesta vaikutuksesta ei myöskään saatu selkeää indikaatiota. Päinvastoin, odotuksista huolimatta sirommilla tukirakenteilla valmistettu tukipalkillinen 23 istui selvästi huonommin kuin massiivisilla tukirakenteilla toteutettu tukipalkillinen 22. Samaan valmistuserään kuuluneen tukipalkiton 21:sen omaan vertailuryhmäänsä nähden poikkeavan huono kokonaisistuvuus herättää kuitenkin epäilyksen, että erän valmistuksessa on jotain poikkeavaa. Sen ainoa ero tukipalkittomiin 1-5 on korjattu

lämpökäsittely, jonka nämä koerangat 21-23 kävivät läpi. Pidämme kuitenkin epätodennäköisenä, että valmistajan ohjeiden mukaiseen lämpökäsittelyyn siirtyminen olisi vaikuttanut tuloksiin negatiivisesti, varsinkin kun tukipalkillisen 22 kokonaisistuvuus oli parempi kun vastaavien tukipalkillisten 6-10 keskiarvo.

Lämpökäsittelyprosessiin vaikuttaminen on mielestämme edelleen merkittävää, vaikeiden mahdollinen vaikutus tule esiin näissä mittaustuloksissa. Tukipalkillisten 22 ja 23 muutokset tukipalkkien poiston yhteydessä (ks. kuvio 11) osoittavat, että tukipalkit estävät rangan lämpökäsittelyssä vapautuneiden sisäisten jännitteiden aiheuttavan vääntymisen. Nämä jännitteet tosin ovat edelleen varastoituneena jäykkään ranka-tukipalkkirakenteeseen ja ne vapautuvat tukipalkkien irrotuksen yhteydessä.

Koska näyttäisi siltä, että 3D-tulostetuihin massiivisiin rakenteisiin syntyy selkeitä epätoivottuja muodonmuutoksia valmistusprosessissa, on mahdollista, että myös tukipalkit ovat liian massiiviset. Tukipalkillinen 0 ja hyvin istunut potilastyörangan runko antavat viitteitä tähän suuntaan.

Vaihteluvälien pituuksien keskiarvot tukipalkittomilla 1-5 (89 μm) ja -palkillisilla 6-10 (80 μm) niiden kokonaisistuvuuksiin nähden olivat niin huomattavat, ettei koerankojen tasa-laatusuus olisi riittävä hammasteknisiin tarkoituksiin. Tuloksiin kuitenkin vaikuttaa se, että suunniteltu kappale oli tavallista rankaa paksumpi. Massiiviseen rankaan syntyy enemmän tulostuskerroksia ja skannausvektoreihin tulee lisää pituutta, mikä voisi osittain selittää sitä miksi koerangat vääntyivät niin paljon. Kuten Orhanen ym. 2015 valamiin kappaleisiin vertaamalla nähdään (ks. taulukko 2, vaihteluvälin pituuksien keskiarvo 179 μm , kokonaisistuvuus 200 μm), ei koekappaleen valmistaminen tässä mitta-kaavassa onnistu ilman merkittäviä vääntymisiä perinteisinkään menetelmin.

Potilastyön valetun ja tulostetun rangan vertailun tasapuolisuudessa suurimmaksi haasteeksi muodostui suunnitelmalliset erot. Vaikka molempien runko ja akrylointi pyrittiin toteuttamaan mahdollisimman identtisesti, tuli tulostetusta rungosta selvästi sirompi. Kuten tämänkin tutkielman yhteydessä on tullut esille, on rankaprotetiikassa massivisempien rakenteiden toteuttaminen haasteellisempaa sekä valamalla, että tulostamalla. Tämän epäkohdan lisäksi yksi potilastapaus otantana on niin pieni, ettei tulosten pohjalta voida tehdä tyhjentävää vertailua. Potilas piti molemmat rangat erinomaisina, mutta koki tulostetun miellyttävämpänä. Se tukee hypoteesiamme siitä, että 3D-tulostamalla voidaan toteuttaa potilaskäyttöön soveltuvia rankoja.

Kokeiden toistettavuuden ja prosessin muuttumattomuuden varmistamisen vuoksi olisi ollut hyödyllistä päästä tarkkailemaan itse tulostusprosessia kaikkien koerankojen kohdalla. Erityisesti tukipalkittomien 1 ja 4 okklusaalitukien vääntyminen herätti kysymyksen, oliko vääntymä aiheutunut tulostusprosessissa, lämpökäsittelyssä vai käsin suoritettussa tukipilareiden poistovaiheessa. Myös mittauksissa läsnäolo olisi ollut hyödyllistä, jotta pinteiden osalta oltaisiin saatu luotettavia tuloksia. Potilastyön tulostettavaa kappaletta suunniteltaessa olisi suunnittelijalla pitänyt olla valmis valettu ranka käsiteltävänä, että mittasuhteista olisi saatu mahdollisimman samankaltaiset. Tätä ei pystytty toteuttamaan aikataulujen kiireellisyyden vuoksi, mutta sen vaikutus lopputulokseen oli oletettua merkittävämpi.

Tukipalkkien muodon, koon, määrän ja asettelun kehittämiseen tarvittaisiin syvällisempää metallurgian asiantuntemusta ja eri vaihtoehtoja olisi hyvä päästä kokeilemaan käytännössä. Jotta rankojen toimivuutta käytännössä voitaisiin arvioida paremmin, tulisi tutkittavien kappaleiden jäljitellä mittasuhteiltaan asiakastyörankoja.

On kuitenkin mahdollista, että tukipalkkien merkitys tulevaisuudessa vähenee, kun metallin 3D-tulostaminen kehittyy ja sillä pystytään tuottamaan tasalaatuisia kappaleita. Tulostusprosessin kehittämiseksi pitäisi sitä päästä tarkkailemaan lähemmin ja perehtyä vääntymisiin vaikuttaviin tekijöihin kattavammalla kirjallisuuskatsauksella.

9 Lähteet

An Introduction to Electron Microscopy. 2010. FEI. Verkkodokumentti.
<<http://www.fei.com/documents/introduction-to-microscopy-document/>> Luettu
15.10.2016.

Biosil F 2010. Käyttöohje. Hanau-Wolfgang: Degudent.

Biosil I 2010. Käyttöohje. Hanau-Wolfgang: Degudent.

Carlton, H.D. — Haboub, A. — Gallegos, G.F. — Parkinson, D.Y. 2016. Damage evolution and failure mechanisms in additively manufactured stainless steel. *Materials Science and Engineering: A* 651. Elsevier.

Cheng, Bo — Shrestha, Subin — Chou, Kevin 2016. Stress and deformation evaluations of scanning strategy effect in selective laser melting. *Additive Manufacturing*. Elsevier.

Everton, Sarah K. – Hirsch, Matthias – Stravroulakis, Petros – Leach, Richard K. – Clare, Adam T. 2016. Review of in-situ process monitoring and in-situ metrology for metal additive manufacturing. *Materials & Design* 95. Elsevier.

Faubert, F.M. — Springer, G.S. 1972. *The Journal of Chemical Physics* 57. The University of Michigan.

Gibson, Ian – Dr. Rosen, David W. – Stucker, Brent 2010. *Additive Manufacturing Technologies. Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. Springer US.

Guo, N., Leu, M. C. 2013. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering* 8: 3. Springer Link.

Herzog, Dirk — Seyda, Vanessa — Wycisk, Eric — Emmelmann, Claus 2016. Additive manufacturing of metals. *Acta Materialia* 117. Elsevier.

Hiiri, Anne 2015. Irrotettavat osa- ja kokoproteesit. Terveystieteiden tutkimuskeskus 2015. Terveyskirjasto. Kustannus Oy Duodecim

Hiltunen, Kaija 2012. Irrotettavan protetiikan perusteita. Kurssimateriaali. Helsinki.

ISO 22674:2016 Dentistry. Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances 2016. 9. Standardi, Bryssel: CEN – European committee for standardization.

Koivuniemiemi, Kati – Lunberg, Sari 1995. Syventävien opintojen kirjallinen työ. VHTO 1994 Kuopio. Kriittisiä vaiheita rangan istuvuuden kannalta. Hammasteknikko - hammasteknisen alan erikoislehti 4 / 1995. Suomen Hammasteknikkoseura ry. 15-18.

Lapcevic, Ana R. – Jevremovic, Danimir P. – Puskar, Tatjana M. – Williams, Robert J. – Eggbeer, Dominic 2016. Comparative analysis of structure and hardness of cast and direct metal laser sintering produced Co-Cr alloys used for dental devices. Rapid Prototyping Journal. Emerald Group Publishing Limited.

Leandri, Alban 2015. A Look into Powder Materials for Metal 3D Printing. Verkkodokumentti. <<https://3dprintingindustry.com/news/a-look-into-powder-materials-for-metal-3d-printing-57788/>> Luettu 28.10.2016

Lu, Yanjin — Wu, Songquan — Gan, Yiliang — Li, Junlei — Zhao, Chaoqian — Zhuo, Dongxian — Lin, Jinxin 2015. Investigation on the microstructure, mechanical property and corrosion behavior of the selective laser melted CoCrW alloy for dental application. Materials Science and Engineering: C 49. Elsevier.

Manivasagam, Geetha — Dhinasekaran, Durgalakshmi — Rajamanickam, Asokamani 2010. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention. Verkkodokumentti. <<http://benthamopen.com/contents/pdf/RPTCS/RPTCS-2-40.pdf>>

Maskery, I. — Aboulkhair, N.T. — Corfield, M.R. — Tuck, C. — Clare, A.T. — Leach, R.K. — Wildman, R.D. — Ashcroft, I.A. — Hague, R.J.M. 2016. Quantification and characterisation of porosity in selectively laser melted Al-Si10-Mg using X-ray computed tomography. Materials Characterization 111. Elsevier.

Nordberg, Lars 2000. Historiikka ranka- ja implanttimetalleista. Hammasteknikko-lehti 1/2000.

Orhanen, Kia – Panula, Sakari – Tornberg, Peitsa 2015. Lasersintraus - metallirankojen tulevaisuus? Opinnäytetyö. Metropolia ammattikorkeakoulu. Hammastekniikan koulutusohjelma.

Parry, L. — Ashcroft, I.A. — Wildman, R.D. 2016. Understanding the effect of laser scan strategy on residual stress in selective laser melting through thermo-mechanical simulation. Additive Manufacturing 12. Elsevier.

Pohl, Haiko — Simchi, Abdolreza — Issa, Munther — Dias, Hugo Calefi 2001. Thermal Stresses in Direct Metal Laser Sintering. Verkkodokumentti. <<http://sffsymposium.engr.utexas.edu/Manuscripts/2001/2001-41-Pohl.pdf>>

Remanium® star CL powered by Dentaurem, CoCrW-alloy (powder) acc. to EN ISO 9693/DIN EN ISO 22674, Type 5 2011. Tuote-esite. Liechtenfels: Concept Laser GmbH.
Remanium® GM 280 2015. Lyhyt käyttöohje. Ispringen: Dentaurem.
Remanium® GM 380+ 2016. Lyhyt käyttöohje. Ispringen: Dentaurem.
Remanium® GM 800+ 2016. Lyhyt käyttöohje. Ispringen: Dentaurem.
Remanium® GM 900 2016. Lyhyt käyttöohje. Ispringen: Dentaurem.

Simchi, A. — Pohl, H. 2003. Effects of laser sintering processing parameters on the microstructure and densification of iron powder. Materials Science and Engineering: A 359: 1-2. Elsevier.

Spierings, A.B. — Levy, G. 2009. Comparison of density of stainless steel 316L parts produced with selective laser melting using different powder grades. Verkkodokumentti. <https://www.inspire.ethz.ch/ConfiguratorJM/publications/Comparison_129067143709656/Spierings__2009___Comparison_of_density_of_316L_parts_produced_with_SLM_using_different_powder_grades.pdf>

Tan, X. – Kok, Y. – Tan, Y. J. – Descoins, M. – Mangelinck, D. – Tor, S. B. – Leong, K.F. – Chua, C. K. 2015. Graded microstructure and mechanical properties of additive manufactured Ti-6Al-4V via electron beam melting. Acta Materialia 97. Elsevier.

Thijs, L. — Verhaege, F. — Craeghs, T. — van Humbeeck, J. — Kruth, J.P. 2010. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. Acta Materialia 58: 9. Elsevier.

Vilaro, T. — Colin, C. — Bartout, J.D. 2011. As-fabricated and heat-treated microstructures of the Ti-6Al-4V alloy processed by selective laser melting. Metallurgical and Materials Transactions A 42: 10. Elsevier.

Vilho, Kinnunen 2012. Cad/cam tekniikan kannattavuus hammastekniikassa. Opinnäytetyö. Helsinki: Metropolia ammattikorkeakoulu.

What is 3D printing? n.d. 3Dprinting.com. Verkkodokumentti. <<http://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>>. Luettu 12.10.2016.

Wironium 2016. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wironium extrahart 2015. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wironium plus 2015. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wironit 2016. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wironit LA 2016. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wironit extrahart 2016. Käyttöohje. Bremen: Bego.

Wulfes, Henning 2009. Precision Milling and Partial Denture Constructions: A Manual; Modern Design, Efficient Production. Bremen: International School BEGO Germany.

Koerankojen prosessikaavioissa ilmoitetut tiedot

Koeranka nro.	Tulostus aloitettu	Tuote otettu tulostimesta	Lämpökäsittely aloitettu	Irroitettu alustasta	Materiaalin LOT-numerot
0	Ei tietoa	Ei tietoa	Ei tietoa	Ei tietoa	Ei tietoa
1	27.5.2016 16:05	30.5.2016 9:00	18.7.2016 9:12	26.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
2	27.5.2016 16:05	30.5.2016 9:00	18.7.2016 9:12	26.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
3	27.5.2016 16:05	30.5.2016 9:00	18.7.2016 9:12	26.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
4	27.5.2016 16:05	30.5.2016 9:00	18.7.2016 9:12	26.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
5	2.6.2016 10:20	3.6.2016 15:00	18.7.2016 9:12	25.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
6	2.6.2016 10:20	3.6.2016 15:00	18.7.2016 9:12	25.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
7	2.6.2016 10:20	3.6.2016 15:00	18.7.2016 9:12	25.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
8	7.6.2016 17:00	8.6.2016 9:00	11.6.2016 6:03	11.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
9	7.6.2016 17:00	8.6.2016 9:00	11.6.2016 6:03	11.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
10	7.6.2016 17:00	8.6.2016 9:00	11.6.2016 6:03	11.7.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
21	23.9.2016 16:05	24.9.2016 8:35	24.9.2016 8:48	26.9.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A +
22	23.9.2016 16:05	24.9.2016 8:35	24.9.2016 8:48	26.9.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A + 461285A + 463368A
23	23.9.2016 16:05	24.9.2016 8:35	24.9.2016 8:48	26.9.2016	457269A + 456247A + 452826A + 452825A + 450641A + 461285A + 463368A

Lähde: AM Finland 2016

Suomessa yleisesti käytettyjen kobolttikromien ominaisuudet

	Myötöraja R _{p0,2} [MPa]	Vetolujuus R _m [MPa]	Vickersin kovuus [HV10]	Kimmokerroin E [GPa]	Murtovenymä A ₅
ISO 22674 vaatimus	500	-	-	150	2 %
Dentaurum					
remanium® star CL	635	1030	330	230	10 %
remanium® GM 280	600	800	280	190	11 %
remanium® GM 380+	640	900	360	220	6,50 %
remanium® GM 800+	720	960	370	230	4 %
remanium® GM 900	700	910	340	210	5 %
Bego					
Wironium	680	855	345	230	15 %
Wironium extrahart	670	970	350	220	7,50 %
Wironium plus	700	1000	340	220	10 %
Wironit	615	895	360	185	10 %
Wironit LA	690	890	365	240	9 %
Wironit extrahart	635	900	385	185	8 %
DeguDent					
Biosil F	700	900	400	220	5 %
Biosil I	710	900	375	220	6 %
Asteikko	Parempi		Keskiverto		Huonompi

Lähde: Bego 2015 - 2016 — Degudent 2010 — Dentaurum 2015 – 2016 — ISO 22674:2016.

Poikkeuksellisen vääntyneen okklusaalituen vaikutus koerangan istuvuuteen

Okklusaalituki normaali	Mp. 1	Mp. 2	Mp. 3	Mp. 4
Koeranka 2	290	90	190	110
Koeranka 3	220	60	210	90
Koeranka 5	240	120	160	110
Keskiarvo	250	90	190	100
Okklusaalituki vääntynyt	Mp. 1	Mp. 2	Mp. 3	Mp. 4
Koeranka 1	340	370	220	140
Koeranka 4	310	430	280	110
Keskiarvo	320	400	250	125

arvot mikrometrejä (μm)

Potilaan kommentit (puhelinhaastattelu 17.11.2016)

”Molemmat rangat ovat mielestäni aivan eriomaisia. En varmasti osaisi sanoa kummas-takaan mitään pahaa, jos en pystyisi näin vuorotellen näitä vertailemaan. Edellinen ran-kakin oli ihan pidettävä, mutta enemmän irti suulaesta ja etuhampaiden takaa. Siihen verrattuna nämä molemmat ovat kyllä parempia. Nämä ovat niin lähellä toisiaan, että erot ovat tosi pieniä. Kyllä tuo ensimmäinen (tulostettu) tuntuu mukavammalta, kun ruoka ei mene niin helposti rangan ja hampaiden tai suulaen väliin kun siinä toisessa (valettu). Molemmilla pystyi kyllä syömään hyvin, söin ihan kovakuorista ruisleipää ja lihaa ja hyvin sujui.”