

Kia Orhanen, Sakari Panula, Peitsa Tornberg
Lasersintraus - metallirankojen tulevaisuus?

Lasersintrattujen ja valettujen metallirankojen istuvuus-
ja kestävyyserot vertailussa.

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Hammasteknikko

Hammastekniikan koulutusohjelma

Opinnäytetyö

Syksy 2015

Tekijä(t) Otsikko	Kia Orhanen, Sakari Panula, Peitsa Tornberg Lasersintraus - hammasrankojen tulevaisuus?
Sivumäärä Aika	27 sivua 21.10.2015
Tutkinto	hammasteknikko
Koulutusohjelma	Hammastekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Hammastekniikka
Ohjaaja(t)	Kari Markkanen, lehtori Ari Uronen, myyntijohtaja
<p>Osaproteeseja käytetään korvaamaan osaa hampaistosta, kun jäljellä on vielä muutamia jäännöshampaita. Osaproteeseja on muovisia sekä metallirunkoisia. Metallirunkoisilla osaproteeseilla päästään sirompiin rakenteisiin ja kestävämpään lopputulokseen. Hammas-tekniikat ovat tähän asti valmistaneet metallirungon pääasiassa käsityönä valamalla. Lasersintraus on uusi teknologia, jolla osaproteesin metallirunko 3D-tulostetaan lasersintrauslaitteella tietokoneohjelman avulla, ilman perinteisen valmistuksen lukuisia käsin tehtäviä vaiheita.</p> <p>Opinnäytetyön tavoitteena oli tutkia, ovatko lasersintraamalla valmistetut metallirangat istuvampia ja kestävämpiä kuin perinteisellä valmistustavalla valmistetut. Kestävyyttä testattiin valmistamalla molemmilla valmistustavoilla identtisiä tankoja, joita taivutettiin tarkoitukseen tehdyllä koneella samalla voimalla ja tiheydellä. Koekappaleiden katkeamiseen vaadittava taivutusten määrä mitattiin. Istuvuuskokeeseen valmistettiin kipsimallille joukon pelkistettyjä, identtisiä rangan tapaisia koekappaleita molemmilla valmistustavoilla. Elektronimikroskoopin avulla mitattiin koekappaleiden ja kipsimallin väliin jäävä rako.</p> <p>Rasituskoekäiden tulokseksi saatiin lasersintraattujen rankojen parempi kestävyys. Valettujen tankojen murtumistapa tosin viittasi epäonnistumiseen ennen valua tapahtuvassa kanavoinnissa. Istuvuuskokeissa perinteisellä tavalla valmistetut rangat istuivat mallille paremmin. Kuitenkin on otettava huomioon suunnitteluohjelmiston ja lasersintraattuja metallituotteita valmistavan AM Finlandin oman laitteiston mahdollinen epätarkkuus, koska tekniikka on varsin uutta ja kehitysvaiheessa.</p> <p>Tutkimustulos jossa saatiin selville, että tietokoneavusteisesti tuotettu yksilöllinen työ on laadultaan käsityönä tuotetulle varteenotettava haastaja jo tekniikan varhaisessa vaiheessa, on merkittävä alan tulevaisuuden kannalta.</p>	
Avainsanat	lasersintraus, osaproteesi, metalliranka, 3D-tulostus, metallitu- lostus

Authors Title	Kia Orhanen, Sakari Panula, Peitsa Tornberg Lasersintering - The Future Of Dental Metal Frames
Number of Pages Date	27 pages 21 Oct 2015
Degree	Bachelor Of Health Care
Degree Programme	Dental Technology
Specialisation option	Dental Technology
Instructors	Kari Markkanen, Senior Lecture Ari Uronen, Sales Manager
<p>Metal framed partial dentures are being used to replace part of the dentition if only few teeth are missing. Partial dentures can be made of full-plastic or with a metal frame. Metal framed denture has a lighter structure and is more durable than a plastic denture. Until now, dental technicians have been manufacturing metal frames as manually by casting metal. Laser sintering is a new technology where the metal frame is 3D-printed with a metal printer which is supervised by a designing program. This technology manufactures metal frames without the many arduous tasks that are done by hand in the traditional technique.</p> <p>The goal of our thesis is to examine if the laser sintered metal frames are better fitting and more durable than the ones manufactured in the traditional way. The durability was tested by making identical bars by both manufacturing techniques and then bent with the same force and phase by a bending machine. We calculated how many bends does it takes to brake the bars. In order to compare the fitting we manufactured simplified and identical metal frames by both techniques and measured the gap between the frame and the gypsum model with an electron microscope.</p> <p>The result of the durability test was that laser sintered metal bars were more durable than the ones manufactured by the traditionally. Although the way that the traditionally made bars broke indicated that there was a failure with the spruing before casting. Traditionally manufactured frames were clearly better in the fitting tests. The possible inaccuracy in the designing program and AM Finlands hardware have to be taken into consideration because of the early stage and development phase of this technology.</p> <p>The result of examination, which indicated that unique work manufactured computer aided is a true challenger to a handcrafted work in this stage of technology, is significant for dental technology.</p>	
Keywords	laser sintering, partial denture, Metal frame, 3D-printing, metal printing

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Opinnäytetyön lähtökohdat	2
2.1	Yhteistyö Plandent Oy:n kanssa	2
2.2	Aiheen ajankohtaisuus	2
3	Yleistä metalleista	3
3.1	Olomuodot ja rakenne	3
3.2	Jähmettyminen ja huokokset	3
3.3	Kobolttikromi	4
4	Metallirangat hammastekniikassa	6
4.1	Valmistustavat	6
4.2	Istuvuuden ja kestävyiden merkitys	7
5	Lasersintraus	9
5.1	Lasersintrauslaitteen toiminta	10
5.2	Työn mallinnus lasersintraukseen	10
5.3	AM Finland Oy	11
6	Tutkimuksen toteutus	12
6.1	Tutkimusmenetelmät	12
6.2	Koekappaleiden valmistus	13
6.2.1	Istuvuuskoekappaleet	13
6.2.2	Rasitusmurtumakoekappaleiden valmistus	15
6.3	Istuvuuden mittaus	17
6.4	Rasituskestävyyden mittaus	17
7	Tulokset ja johtopäätökset	19
7.1	Rasituskestävyysskoe	19
7.2	Istuvuuskoee	20
8	Potilastapaus	22
9	Pohdinta	24
	Lähteet	26

1 Johdanto

Metallirunkoiset osaproteesit ovat suuressa osassa hammaslaboratorioita yksi tärkeä tuoteryhmä. Rankojen perinteinen valmistustapa on työläs ja monivaiheinen prosessi ja sisältää paljon muuttuvia tekijöitä. Lisääntyvästä kilpailusta johtuen yrityksillä on tarve tehostaa valmistusprosessia. Vuonna 2014 Plandent Oy:n Suomeen lanseeraama rangan lasersintrausmenetelmä tuo helpotusta rangan valmistukseen.

Opinnäytetyössä tutkitaan lasersintrauksen mahdollisuuksia. Tutkimuksessa vertaillaan lasersintraattujen ja perinteisellä valutekniikalla valmistettujen koekappaleiden eroja dynaamisessa kestävyudessa ja istuvuudessa. Lasersintraattujen rangan valmistusta tarkastellaan myös seuraamalla aitoja potilastapauksia sekä koulussa että työelämässä.

Valmistusmenetelmien eroja tutkitaan kvantitatiivisin menetelmin. Koekappaleiden kestävyyseroja mitataan rasisusmenetelmällä sekä koekappaleiden istuvuuksia mallilla elektronimikroskoopilla. Hypoteesina on, että lasersintraattujen rangat ovat kestävämpiä ja istuvat paremmin kuin valetut rangat. Tavoitteena on selvittää, kuinka suurilla molempien tekniikoiden kestävyys- ja istuvuuserot ovat, jotta alan ammattilaiset voivat pohtia lasersintraukseen sijoittamisen kannattavuutta.

Opinnäytetyössä kuvataan ensin metalleja yleisellä tasolla ja erityisesti hammasrankojen materiaalia, kobolttikromia. Tämän jälkeen keskitytään lasersintrauksen toimintaan ja suomalaiseen lasersintraukseen, sekä paneudutaan itse tutkimusprosessiin. Raportissa esitellään kappaleiden valmistus, mittaukset sekä tulokset ja pohdinnat. Lopussa tarkastellaan potilastapauksessa lasersintrausmenetelmää käytännön näkökulmasta.

2 Opinnäytetyön lähtökohdat

2.1 Yhteistyö Plandent Oy:n kanssa

Plandent Oy on hammasalan välineiden ja tarvikkeiden maahantuoja. Plandent tuo Suomeen paljon alan uutta tekniikkaa ja laitteita, joiden tutkiminen on tuonut hammasalanopiskelijoille runsaasti opinnäytetöiden aiheita. Plandent julkisti rankojen valmistuksen lasersintraamalla Hammaslääketieteen messuilla marraskuussa 2014. Heidän pyynnöstään aloitettiin lasersintrattujen rankojen tärkeimpien ominaisuuksien tutkiminen.

Plandent Oy sijaitsee Helsingin Herttoniemessä ja Metropolian hammastekniikan koulutus Helsingin Ruskeasuolla, mikä tekee yhteistyöstä helppoa. Vaikka nykyaikana viestintävälineet ja sähköinen liikenne toimivatkin lähes saumattomasti, 20 minuutin ajomatka käytännönongelmien sattua on suuri etu tutkimuksen etenemiselle. Plandentin yhteyshenkilönä toimi myyntijohtaja Ari Uronen.

2.2 Aiheen ajankohtaisuus

Hammastekniikassa metallirankojen lasersintraus on erittäin ajankohtaista 3D-tulostustekniikan yleistyessä lähes kaikilla aloilla. Yhä useampi hammastekninen työ muuttuu tietokonepainotteiseksi ja konkreettinen käsityö vähenee. Metallirangat hammasproteeseissa ovat perinteisesti valmistettuina työläitä ja sisältää useita muuttujia, jotka voivat vaikuttaa työn laatuun. Tasainen laatu on tärkeä kriteeri ja lasersintrauksen odotetaan tuottavan kustannustehokkaammin tasalaatuisia rankoja. Tämä on tärkeää alalla, missä minuutit mitataan euroina.

3 Yleistä metalleista

3.1 Olomuodot ja rakenne

Metallit esiintyvät kolmessa eri olomuodossa: kaasuna, nesteenä ja kiinteänä. Suurin osa metalleista on huoneen lämmössä kiinteitä ja sulavat nesteeksi vasta satojen tai tuhansien asteiden lämpötilassa. Metalliatomien järjestäytyminen eri olomuodoissa on riippuvainen lämpötilasta. Kaasuissa atomien liikkuvuus on suurta, atomit ovat kaukana toisistaan ja atomien väliset vetovoimat heikkoja. Kun lämpötila laskee, tiivistyy kaasu nesteeksi. Nesteessä atomit pääsevät liikkumaan toistensa ohi. Nesteessä atomien väliset vetovoimat ovat suurempia kuin kaasuissa, mutta kuitenkin selvästi pienempiä kuin kiinteissä aineissa. Kiinteässä olomuodossa atomit ovat tiiviisti pakattuina, eivätkä atomit pääse liikkumaan vapaasti. Kiinteän aineen muoto ja tilavuus eivät muutu, mikäli lämpötila ja paine pysyvät vakioina. Kiinteän aineen sidoksien vahvuutta kuvaa hyvin aineen sulamispiste. Sulamispiste on sitä korkeampi, mitä kestävämpi sidos rakenneyksiköiden välillä on. (Miekk-oja 1965: 19–22; Haavisto & Co. 1988:52–54.)

Kiinteä metalli on rakenteeltaan kiteistä, eli sen atomit ovat tiiviisti säännöllisessä järjestyksessä. Metallin rakennetta kutsutaan kidehilaksi, koska atomit muodostavat säännöllisen periodisen rakenteen. Kidehila hajoaa, kun metallin lämpötilaa nostetaan lähelle sulamispistettä. Sulan metallin jähmettyessä ensimmäiset ytimet ilmestyvät jonkin verran sulamispisteen alapuolella. Kun metalli jähmettyy jäähtyessään, ytimet kasvavat keräämällä atomeja ympärillä olevasta sulasta metallista ja muodostuu rakeita, jotka kiinnittyvät toisiin rakeisiin. (Miekk-oja 1965: 19–22; Haavisto & Co. 1988: 52–54.)

3.2 Jähmettyminen ja huokokset

Metallin tilavuus on suurempi nesteenä kuin kiinteänä. Poikkeuksena muutama erikoistapaus kuten vismutti, jonka tilavuus on suurimmillaan jähmeänä. Kaikki hammastekniikassa käytettävät lejeeringit käyttäytyvät kuitenkin edellä mainitulla tavalla. Kun sula metalli jähmettyy, sen tilavuus siis pienenee, mikä aiheuttaa huokosia metalliin. Huokosia on erilaatuisia, kuten kiteytymis- ja imuhuokosia. (Miekk-oja 1965: 19–22.)

Huokosten esiintyminen kriittisissä paikoissa heikentää valettujen kappaleiden kestävyttä. Imuhuokokset (suck back-porosity) muodostuvat viimeiseksi jähmettyvään osaan, joka on useimmiten valun massiivisimmassa kohdassa tai lähellä valusylinterin

termistä keskipistettä. Imuhuokosia on mahdollista hallita esimerkiksi valukanavaan tehtävällä valuhelmellä, joka on valun paksuin kohta. Tällöin mahdollisesti syntyvä imuhuukonen muodostuu valuhelmeen, eikä itse valettavaan kappaleeseen. Kutistumahuukokset (shrinkage porosity) syntyvät kun metallin tilavuus pienenee sen jäähmettyessä. Kutistumahuukosille on tunnusomaista metalliin syntyvä rosainen pinta. (Miekkola 1965: 19–22; Pahlman–Roininen 2003: 4.)

3.3 Kobolttikromi

Kobolttikromi nousi viime vuosisadalla merkittäväksi metalliseokseksi hammaslääketieteellisellä alalla. 1800-luvun lopulla suurin osa metallirunkoisista osaproteeseista valmistettiin kullasta. Kun kobolttikromi-lejeeringin hankala käsittely opittiin, alkoi se korvaamaan kullasta valmistettuja ratkaisuja. Kobolttikromista valmistetut osaproteesiratkaisut olivat sirompia, kestävämpiä ja halvempia kultaan verrattuna.

Kullan käytön jälkeen, mutta ennen kobolttikromin käyttöä käytettiin hammasteknisissä töissä Wipla-nimistä lejeerinkiä, ruostumatonta ”jaloterästä”. Se koostui raudasta (72 %), kromista (18 %), nikkelistä (8,1 %) sekä pienistä määristä piitä, mangaania ja hiiltä. Wipla ei kuitenkaan toiminut valumetallina toivotulla tavalla, koska se alkoi syöpyä suun ankarissa olosuhteissa. Wiplasta luopumisen jälkeen hammasteknikko Reiner W. Erdle ja insinööri Charles H. Prange halusivat löytää metalliseoksen, joka toimisi metallirunkoisissa osaproteeseissa ja kestäisi suun olosuhteet. He paneutuivat valuteknikoihin ja vaihtelivat lejeerinkien metallikoostumuksia. Lopputuloksena he kehittivät kobolttikromi-lejeeringin nimeltään Vitallium. Vitallium koostui koboltista (65 %), kromista (30 %) ja molybdeenistä (5 %). Vitallium oli ensimmäinen kudosystävällinen kobolttikromi-lejeerinki, joka kesti suun olosuhteiden aiheuttaman korroosion ja se oli myös tarpeeksi luja. Vitallium soveltui vaativiinkin valuihin, osaproteesien lisäksi myös inlay-, kruunu- ja siltaprotetiikkaan ja sitä käytetään tänä päivänäkin hammastekniikassa ympäri maailman. (Nordberg 2000.)

Edellä mainittu kobolttikromi-lejeerinki otettiin käyttöön hammastekniikassa 1930-luvulla. Aiemmin osaproteesit valmistettiin taivuttamalla teräskaari ja pinteet. Myöhemmin niitä alettiin valamaan, mutta erillisinä kappaleina, koska valumassoja, jotka olisi ottanut huomioon jäähtymiskutistuman, ei ollut olemassa. Vitalliumin keksimisen myötä Erdle ja Prange kehittivät kvartsimassan, joka laajeni riittävästi, jotta yhtenä kappaleena valaminen mahdollistui. Kaksikko oivalsi myös Agar-agar-duplikointimassan käytön,

jolla voitiin jäljentää työmalli ja siihen tehdyt kevennykset tarkasti. Suomeen kobolttikromi otettiin käyttöön 1950-luvulla, kun Allan Raji perusti ensimmäisen lisenssilaboratorion. Nykyään hammastekniikassa on Vitalliumin lisäksi lukuisia muita kobolttikromi-lejeerinkejä, muun muassa Wironit, Wisil ja Remanit (Nordberg; Hammasteknikko 1/2000: 9-14). Opinnäytetyössämme käytämme Dentaurumin Remanium 800+ kobolttikromi-lejeerinkiä (kobolttia 58,3 %, kromia 32 % ja molybdeeniä 6,5 %).

Kobolttikromi on erittäin kudosystävällistä ja siksi hyvä materiaali käytettäväksi suussa. Kobolttikromi -yhdisteet saattavat aiheuttaa lievää kudosten turpoamista, mutta ilmiö on hyvin yksilöllinen ja turvotusarvot alhaisia. Koboltilla, kromilla ja molybdeenillä ei myöskään ole alkuaineina mitään toimintoja ihmiselimistössä. Kobolttikromin korroosionkestokyky on myös korkea. (Korhonen 2001.)

4 Metallirangat hammastekniikassa

Osaproteesilla tarkoitetaan osaa ylä- tai alaleuan hampaista korvaavaa proteesia. Osaproteesi voi koostua täysin muovista, mutta tilanteen mukaan voidaan valmistaa käyttäjäystävällisempi, esteettisempi ja ennen kaikkea kestävämpi osaproteesi metallirungolla. Metallirunkoista osaproteesia kutsutaan myös rangaksi tai metallirangaksi. Koska metalliranka ei peitä suulakea kuten muoviproteesi, on se makuaistin kannalta-kin parempi ratkaisu.

Metallirunkoinen osaproteesi koostuu satuloista, joissa on akryylihampaat korvaamassa puuttuvia hampaita. Satuloita, yhtä tai useampaa, yhdistää kobolttikrominen metallirunko. Metalliosaproteesi kiinnittyy yleensä potilaan suuhun pinteillä, jotka ovat eräänlaisia jäännöshampaisiin kiinnittyviä koukkuja.

Metallirangat osaproteeseissa altistuvat kovalle rasitukselle. Joka kerta, kun proteesin käyttäjä puree hampaitaan yhteen, hammassatuloita yhdistävälle rangalle kohdistuu rasitusta. Kun näin tapahtuu satoja tai tuhansia kertoja, on metallin oltava erittäin kestävä. Koska metallirakenteet eivät enää valmistuksen jälkeen muotoudu uudelleen, on niiden oltava pienellä viimeistelyllä istuvia, jotta niiden tekeminen olisi taloudellisesti kannattavaa. Istuvuus rangoissa on tärkeää, koska liian tiukka ranka ei mene paikoilleen potilaan suuhun ja voi aiheuttaa potilaan omille hampaille vaurioita, kun taas liian väljä ei pysy suussa ja on epämukava käyttää.

Useimmiten hammaslääkäri antaa hammasteknikolle ohjeet siitä, minkälainen metallirunko potilaalle valmistetaan. Tekninen suunnittelu jää yleensä hammasteknikolle. Haastavissa metallirangoissa vaaditaan tiivistä yhteistyötä hammasteknikon ja -lääkärin välillä, kun joudutaan tasapainoilemaan materiaalien kestävyys-, esteettisyyden sekä fysiologian välillä.

4.1 Valmistustavat

Perinteisessä metallirangan valmistuksessa hammasteknikko vahaa kipsimallista kopioituun valumassaiseen dublikaattimalliin suunnitelman mukaisen vahaversion rangasta. Dublikaattimalli vaharankoineen ja valukanavineen asetetaan sylinteriin, joka täytetään valumassalla. Kun massa on kovettunut, vaha sen sisältä poltetaan uunissa ja tilalle valetaan sulaa kobolttikromia. Sylinterin jäähtyttyä metallirankaa ympäröivä va-

lumassa puretaan ja ranka hiekkapuhalletaan. Metalliranka viimeistellään poraten ja kiillottaen.

Jo vuosikymmeniä käytetty tapa valmistaa metallirankoja osaproteeseihin on monivaiheinen, sekä melko työläs. Uusia laitteita on kehitetty helpottamaan yksittäisiä työvaiheita, mutta silti prosessi on pysynyt pitkään melko samanlaisena. Lasersintraus vähentää rangan valmistukseen tehtävien työvaiheiden määrän noin kolmasosaan. Lasersintrauksesta ja sen sisältämistä työvaiheista tarkemmin kappaleessa ”Lasersintraus”.



Kuvio 1. AM Finlandilta tullut lasersintrattu ranka (vas.) sekä valmis valettu ranka (oik.).

4.2 Istuvuuden ja kestävyuden merkitys

Metallirangan istuvuus suuhun on tärkeää, koska heiluva ranka on potilaalle epämiellyttävä, sekä voi vahingoittaa jäännöshampaita, tai aiheuttaa kipua. Rangan istuvuus vaikuttaa myös merkittävästi suun hygieniaan. Jos epäpuhtauksia kertyy kudosten ja rangan väliin paikkoihin, joita sylki ei pysty huuhtelemaan, voi se aiheuttaa kariesta ja tulehduksia. (Koivuniemi–Lundberg 1994: 15–18.)

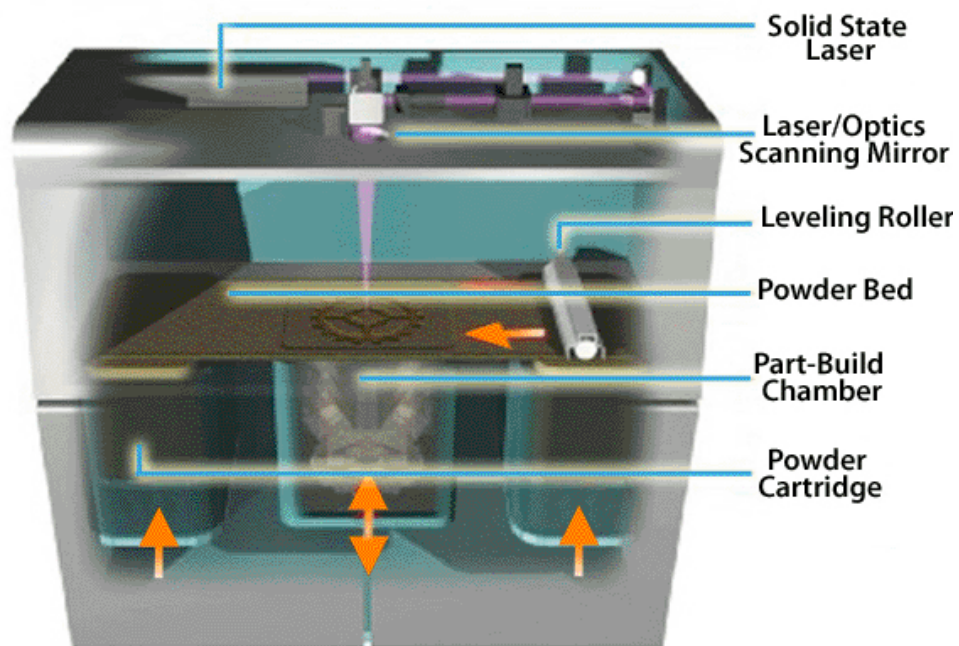
Hammastekniikassa käytettävien materiaalien tarkastelussa puhutaan staattisesta ja dynaamisesta lujuudesta. Staattinen lujuus mittaa kertaluontoista voimaa, jota kappaleeseen kohdistetaan. Dynaamisella lujuudella kuvataan materiaalin kestävyyttä rasi-

tustilanteessa, jossa kappaleeseen kohdistetaan useasti samaa voimaa. Koska proteesin käyttäjä päivittäin puree jopa tuhansia kertoja keskimäärin 220N:n voimalla, on metallirangan dynaamisen lujuuden oltava hyvä. Puremisen lisäksi metallirankaan kohdistuu voimia myös suuhun asetettaessa sekä pois otettaessa. (Kozlovsky–Näpänkangas–Raustia 2007: 4–5.)

5 Lasersintraus

Lasersintraus (DMLS, Direct metal laser sintering) tekee tuloaan hammastekniselle alalle. Tekniikka on hyvin samantapainen kuin muovin 3D-tulostuksessa, jota on käytetty jo paljon myös hammastekniikassa. Lasersintrauslaite sulattaa lasersäteellä työta-
solle sirotettua metallijauhetta kerroksittain tietokoneella tehdyn suunnitelman mukaisesti. Valmis kappale muodostuu 0,02–0,06mm:n paksuisista yhteen sulatetuista kerroksista (Venkatesh–Nandini 2013).

Lasersintrauksella on mahdollista tehdä rakenteita, jotka eivät perinteisillä metallinvalmistustekniikoilla ole mahdollisia, kuten esimerkiksi erilliset osat valmiiksi yhteen asennettuina. Samalla jauhepedillä on jopa mahdollista valmistaa useita osia toisiinsa valmiiksi asennettuina. Kun kappale on valmis, ylijäämä metallijauhe voidaan kierrättää uusiokäyttöön, joten jauhetta ei käytännössä mene hukkaan lainkaan. (Vult von Steyern–Ekstrand–Svanborg–Örtorp 2014.)



Kuvio 2. Lasersintrauslaite. (Lasersintering information 2010)

5.1 Lasersintrauslaitteen toiminta

Laitteen pohjalla sijaitsevat materiaalipulverisäiliöt, joiden päällä sijaitsee rulla. Ensimmäisessä vaiheessa pulverisäiliöstä työntyy tarvittava määrä pulveria, jonka poikittain liikkuva tela levittää tasaiseksi jauhepediksi työtasolle. Toisessa vaiheessa lasersäde alkaa sulattamaan jauhetta liikkumalla suunnitelman mukaisesti. Metallia jäähdytetään ilman erillistä jäähdytysjärjestelmää. Kun ensimmäinen kerros on valmis, rulla levittää uuden kerroksen jauhetta edellisen päälle. Nämä toiminnot toistuvat suunnitelman mukaan kunnes kappale on valmis. (Lasersintering information 2010.) (kuvio 2)

Lasersintraustekniikassa voidaan käyttää lähes mitä tahansa korkeassa lämpötilassa sulavaa materiaalia, jota on saatavilla jauheena. Hammasrankojen valmistuksessa käytetään kobolttikromia, mutta muita lasersintraattavia materiaaleja voivat olla keraamit, polymeerit tai komposiitit (Antti Lehti 2010). Toisin kuin perinteisellä valutekniikalla, jossa tasalämpöinen sula metalli syötetään sylinteriin, laser lämmittää vain tiettyä kohtaa jauhepedistä, jolloin kappaleeseen voi syntyä eri kohtien lämpötilaeron vuoksi jännitteitä. Nämä voivat haitata mm. posliinin päällepolttoa kruunu- ja siltaprotetiikassa (Vult von Steyern 2014).

5.2 Työn mallinnus lasersintraukseen

Kappaleen valmistus lasersintraamalla vaatii virtuaalisen 3D -mallin kappaleesta. Kokeessamme käytettyjen kappaleiden mallit on suunniteltu Rhinoceros- ja 3shape-suunnitteluohjelmilla. 3shapen suunnitteluohjelma on tehty erilaisten CAM-valmisteisten hammastuotteiden kuten siltojen, kruunujen ja rankojen suunnitteluun.

Kipsimalli skannataan ohjelmaan sopivalla skannerilla, joka muodostaa tietokoneen näytölle kolmiulotteisen mallin. Ohjelman ominaisuudet mahdollistavat mm. purennan tarkistuksen ja hampaiden tilan tarkan määrittelyn graafisesti. Kun haluttu työ on suunniteltu valmiiksi, tiedosto muutetaan stl-muotoon, joka on lasersintrauslaitteen luettavissa.

5.3 AM Finland Oy

AM Finland Oy on Lahdessa toimiva 3D-metallitulostuksen yritys. Sen Concept Laser:n valmistama Mlab Cusing on Suomen ensimmäinen kaupallisessa käytössä oleva 3D-metallitulostin. Hammasteknisten tuotteiden lisäksi he valmistavat metallitulostamalla myös koruja, työkaluja sekä koneiden ja laitteiden varaosia (AM Finland Oy). Hammastekniset tuotteet kuten kruunut, sillat ja metallirangat on tilattavissa Plandent Oy:n kautta.

6 Tutkimuksen toteutus

Metallirankojen, kuten kaikkien muidenkin hammasproteesien peruslähtökohta on istuvuus. Metallirangan tulee istua täydellisesti käyttäjänsä suuhun. Vähänkin hampaalta irti oleva pinne tai suulakea painava levy voi pilata proteesin. Huonosti istuva proteesi on epämukava käyttää, epähygieeninen, aiheuttaa kipua ja voi rikkoontua. Myös jäännöshampaisiin voi aiheutua vaurioita, jos proteesi ei pysy paikallaan.

Esteettisyys on yksi erittäin tärkeä tekijä hammasproteeseissa. Proteesin tulee olla huomaamaton sekä sulautua käyttäjän omiin hampaisiin. Metallirangan esteettisyys syntyy suunnittelusta, kuten pinteiden sijainnista. Näin molemmilla valmistusmenetelmillä on mahdollista päästä yhtä esteettiseen lopputulokseen.

Kolmas tärkeä tekijä proteesien tarkastelussa on kestävyys. Proteesien tulee kestää monenlaista rasitusta. Suuret purentavoimat ja -määrät aiheuttavat metallirangoille paljon rasitusta. Rasitusta aiheutuu myös, kun metallisia pinteitä aktivoidaan taivuttamalla sekä kun ranka laitetaan ja otetaan pois suusta.

Tutkimusprosessi keskittyi metallirankojen kahteen teknisesti merkittävimpään laatutekijään: istuvuuteen sekä kestävyteen.

6.1 Tutkimusmenetelmät

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää, kummalla valmistusmenetelmällä saadaan parempi lopputulos. Tämän selvittämiseksi sopi parhaiten kvantitatiivinen menetelmä, jossa laskettiin rasiuskokeessa koekappaleen katkeamiseen tarvittavien taivutusten määrä sekä mitattiin koekappaleiden istuvuutta mallilla. Istuvuuskokeiden tuloksista laskettiin keskiarvot ja vaihteluvälit. Keskiarvojen avulla pystyttiin vertailemaan koekappaleiden istuvuuseroa ja vaihteluvälin avulla arvioitiin tekniikoiden tasalaatuisuutta.

Koekappaleiden valmistus pyrittiin standardisoimaan mahdollisimman pitkälle, koska monivaiheinen valmistusprosessi sisältää paljon käyttäjäriippuvaisia muuttujia. Tällaisia muuttujia ovat esimerkiksi kipsien sekoitus, kappaleiden vahaaminen ja kanavointi sekä viimeistelytyöt.

6.2 Koekappaleiden valmistus

Opinnäytetyön työläin osuus oli koekappaleiden valmistaminen. Valmistus lähti ideointivaiheesta, missä selvitettiin parhaat tavat mitata kappaleiden istuvuutta ja lujuutta. Tässä suurena apuna olivat hammastekniikan opinnäytetyö (Pahlman, Roininen: Nauttilus T:n ja Fornax 35 EM:n vertailu massiivista rankaa valettaessa, 2003) sekä Metropolian tekniikan yksikkö, missä on paljon kokemusta ja ammattitaitoa metallien testaamisesta.

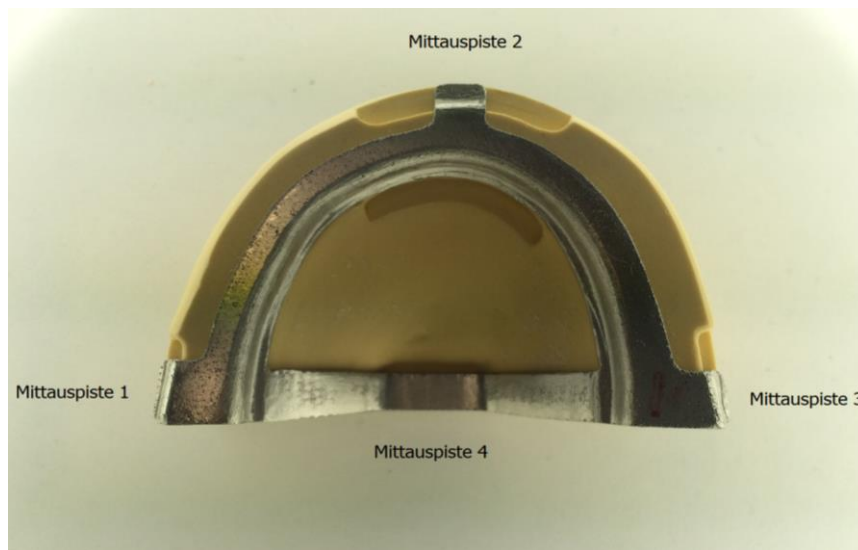
6.2.1 Istuvuuskoekappaleet

Istuvuuden erojen mittaamiseen tarvittiin molemmilla tekniikoilla valmistettuja koekappaleita. Ongelmana oli löytää täysin standardisoitu menetelmä kappaleiden valmistukseen. Käsintehty työ normaalisti ovat aina yksilöllisiä. Myös tarkkojen mittausten teko normaalilta kipsimallilta on haastavaa ilman selkeitä mittauspintoja.

Pahlman ja Roininen vertailivat eri valukoneilla valettujen hammasrankojen istuvuus- ja rakenne-eroja. Tutkimuksessa käytettiin yksinkertaistettua kipsimallia, mihin oli tehty selkeät mittauspisteet (ks. kuvio 3).

Tässä tutkimuksessa hyödynnettiin Pahlmanin ja Roinisen kehittämää ja hyväksi havaittua kipsimallia. Mallit valettiin erikoiskovasta GC Fujirock-kipsistä kymmenen identtistä mallia samasta muotista. Valussa käytimme kipsinvalmistajan ohjeita mittasuhteesta (100g/20ml) ja sekoitusajasta (1min vakuudessa). Valetut mallit kovetimme kahden baarin paineessa. (GC Fujirock, Käyttöohje n.d.)

Valmiista malleista viisi dublikoitiin Bego Wirosil-silikonilla, kovetettiin 2 baarin paineessa, purettiin ja valettiin Wirofine-valumassalla (100g/14ml Begosol K, 6ml tislattu vesi). Massa kovetettiin myös 2 baarin paineessa. Valmiit dublikaattimallit kuivatettiin uunissa 150 °C lämpötilassa. (Bego Wirofine, käyttöohje n.d.) Dublikaattimalleille valmistettiin vahasta perinteisellä tekniikalla koekappaleet. Valmistuksessa käytettiin 0,5 mm paksuista vahalevyä, joita laitettiin kaksi kerrosta, jotta kappaleesta saatiin kauttaaltaan 1 mm paksu. Kappaleet suunniteltiin mallille siten, että niille on neljä eri mittauspistettä (kuvio 3).



Kuvio 3. Mittauspisteiden sijainnit koekappaleella

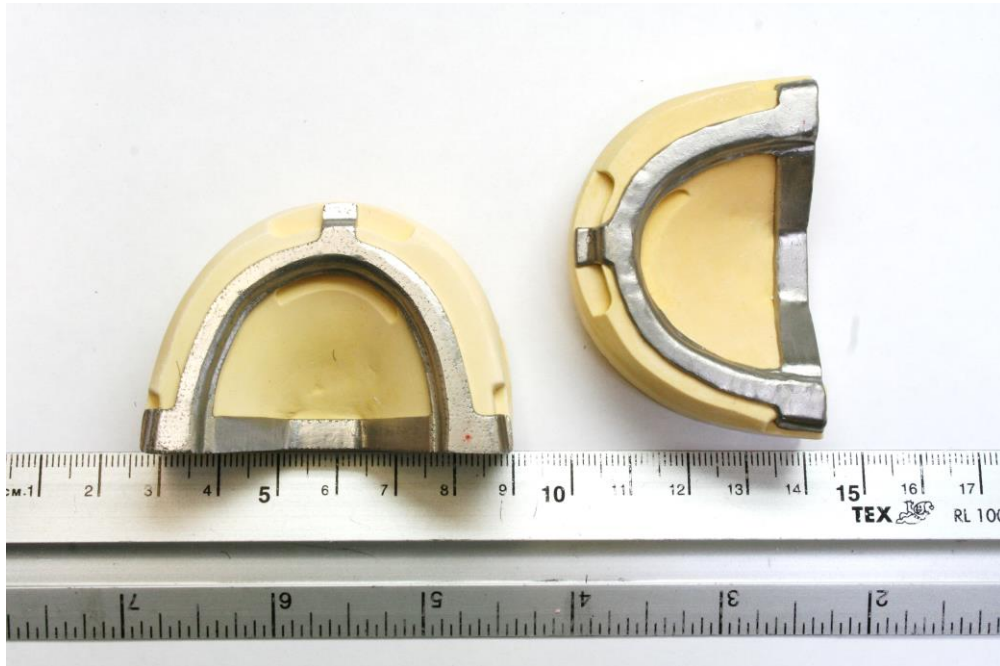
Vahatut kappaleet kanavoitiin kolmesta kohdasta 2mm x 6,5mm paksuisella litteällä kanavalangalla. Kanavat aseteltiin yleisten kanavointiohjeiden mukaan ”sipulimallisesti” niin, että ne kiinnittyivät mittauspisteiden 1-3 kohdille koekappaleen sisäkaarelle.

Valmiit kanavoidut kappaleet annettiin relaxoitua 20min, jonka jälkeen ne massattiin (100g/14ml Begosol K, 6ml tislattu vesi) ja kovetettiin paineessa 20 minuuttia. Valutapana käytettiin pikavalua, eli sylinterit laitettiin suoraan loppulämpötilaan 1000 °C esilämmitysuuniin. Sylinterit olivat uunissa tunnin, jonka jälkeen ne valettiin kobolttikromista Fornax 35 EM-valukoneella. Valukone valikoitui Pahlmanin ja Roinisen opinnäytetyön mukaan, jossa todettiin, että Fornax 35 EM-valukoneella saadaan valmistettua istuvampia lopputuloksia. Fornax 35 EM-valukone on iästään huolimatta myös yleisesti käytössä työelämässä.

Lopuksi valumassa purettiin ja koekappaleet puhallettiin 110 mikronin alumiinioksidilla. Valukanavat katkaistiin ja koekappaleista poistettiin kaikki siihen kuulumattomat rosot, jonka jälkeen ne puhallettiin 50 mikronin lasikuulilla mahdollisimman sileän pinnan saamiseksi.

Lasersintratut koekappaleet valmistuivat hieman yksinkertaisemmin kuin vahatut. Valmistuksen helppous onkin sintrauksen suurin etu perinteiseen valutekniikkaan nähden. Lasersintratut kappaleet valmistettiin skannaamalla 3Shape-skannerilla koekipsimalli ja suunnittelemalla kappale 3Shape-sunnitteluohjelmalla. Erona normaaliin toimintaan oli,

että jokaiselle mallille ei suunniteltu omaa koekappaletta, vaan tehtiin yksi suunnitelma, jota monistettiin viisi kertaa. Näin pyrittiin saamaan kaikista kappaleista mahdollisimman identtisiä.

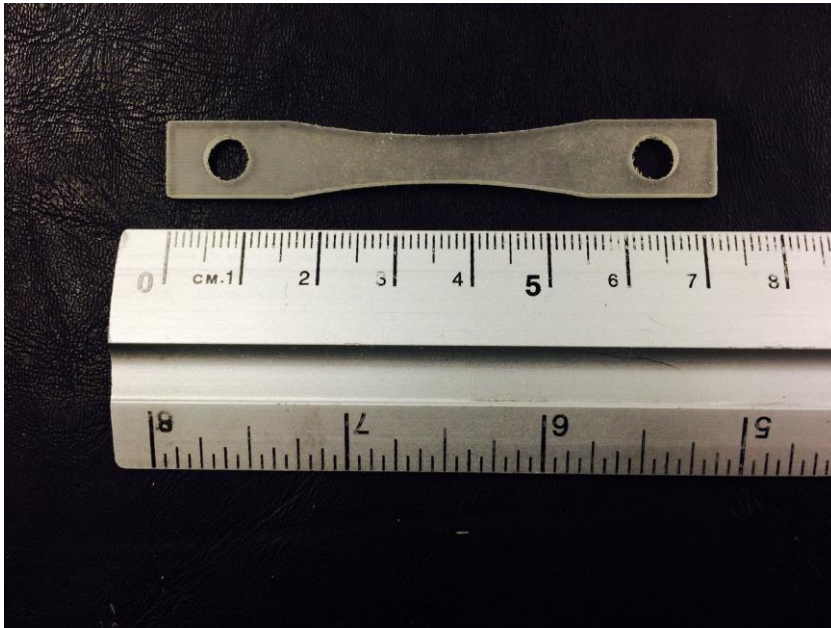


Kuvio 4. Istuvuuskoekappaleet, vasemmalla lasersintrattu ja oikealla valettu.

6.2.2 Rasitusmurtumakoekappaleiden valmistus

Rasitusmurtumakokeen suunnittelussa sekä testien toteutuksessa Metropolian tekniikanyksikön laboratorioinsinööri Oskari Rytin osuus oli merkittävä.

Ensimmäinen vierailu tekniikan yksikön koeistuslaboratoriossa antoi osviittaa siitä, minkälainen kappale rasituskokeeseen tarvittiin. Tekniikan yksiköstä löytyi toimiva rasituskone, mutta ongelmana oli, että laite on suunnattu suuremmille kuin hammasteknisille kappaleille. Ongelma ratkaistiin suunnittelemalla laitteeseen uudet kiinnitinkappaleet eli adapterit, jolloin laitteeseen oli mahdollista asentaa huomattavasti pienempi, hammastekniikan laitteilla valmistettavissa oleva koetanko. Uudet adapterit valmistettiin tekniikan yksikön metallipajassa.



Kuvio 5. Muovinen 3D-tulostettu koetanko.

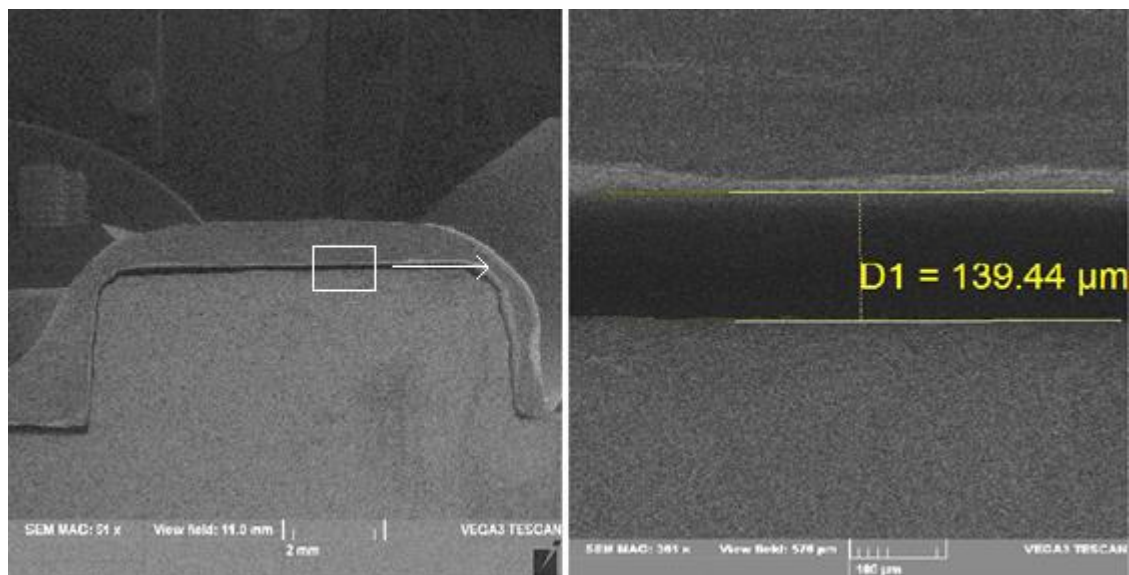
Koetanko suunniteltiin Rhinoceros 3D -suunnitteluohjelmalla. Koetangosta suunniteltiin 1 mm X 10 mm X 72 mm kokoinen kappale, joka oli keskeltä kapeimmillaan 7 mm (kuvio 5). Näin murtumakohta pyrittiin saamaan tangon keskelle, heikoimpaan kohtaan, eikä esimerkiksi kappaleen kiinnityskohtaan.

Valmis suunnitelma lähetettiin AM Finland Oy:lle, josta saatiin 12 lasersintrattua tankoa. Lisäksi tulostettiin 3D-tulostimella (Stratasys Eden260v) 12 muovista koetankoa, jotka kanavoitiin 2 mm x 6,5 mm litteällä kanavalangalla. Kanavoinnissa käytettiin suoraa kanavointia niin, että kanat tulivat noin 45 asteen kulmassa koekappaleeseen. Vahan annettiin relaxoitua 20 min, jonka jälkeen kappaleet massattiin (100g/14ml Begosol K, 6ml tislattu vesi) ja kovetettiin paineessa 20 minuuttia. Valutapana käytettiin pikavalua, eli sylinterit laitettiin suoraan loppulämpötilaan 1000 °C esilämmitysuuniin. Sylinterit valettiin kobolttikromista Fornax 35 EM-valukoneella. Valetut sylinterit jäähdytettiin normaalisti, jonka jälkeen ne purettiin ja kappaleet viimeisteltiin. Sekä valetut että lasersintratut tangot viimeisteltiin hiekkapuhalluksella (110 mikronin alumiinioksidi) ja vesihionnalla, jotta kappaleiden pinnasta saataisiin mahdollisimman sileä, eivätkä pinnan epätasaisuudet vaikuttaisi kappaleiden kestävyys.

6.3 Istuvuuden mittaus

Koekappaleiden istuvuudet mitattiin yhteistyössä Metropolian tekniikan yksikön kanssa. Tekniikan yksikköön alkuvuonna hankittua uutta elektronimikroskooppia (kuvio 6) oli mahdollisuus päästä hyödyntämään.

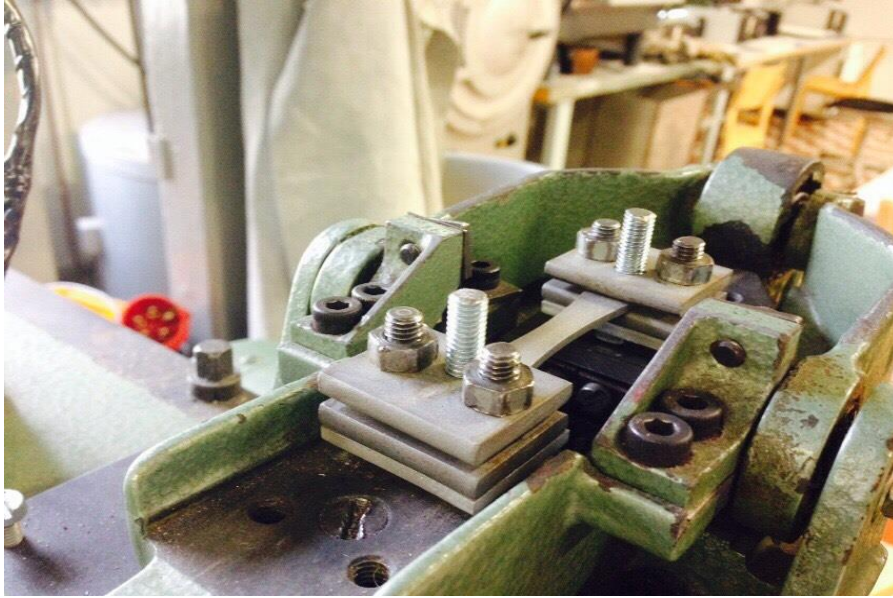
Molemmilla valmistustavoilla valmistetut koekappaleet istutettiin omille malleilleen kevyesti painamalla. Viimeistely pyrittiin pitämään mahdollisimman vähäisenä, poistaen ainoastaan selkeät kappaleisiin kuulumattomat rosot. Istuvuusmittaukset ulkoistettiin Oskari Rytille Metropolian tekniikan yksikön koeistuslaboratorioon, sillä elektronimikroskoopin käyttö vaati erikoisosaamista sekä lupaa. Kappaleet mitattiin neljästä ennalta määrätystä kohdasta (mittauspisteet 1-4, ks. kuvio 3).



Kuvio 6. Elektronimikroskoopin kuvaa istuvuuskokeista.

6.4 Rasituskestävyyden mittaus

Myös rasituskoe suoritettiin tekniikan yksikön koeistuslaboratoriossa. Rasituskone (kuvio 7) taivuttaa kappaletta edestakaisin katkeamiseen saakka. Koneen liikerata on 17 astetta ja se pyörii 1380 rpm. Kone laskee ajan ja pulssien määrän, joiden perusteella pystyttiin tekemään vertailua koekappaleiden välillä.



Kuvio 7. Rasituskone. Adapterit ja koetanko paikallaan

Kaikki kappaleet saatiin poikki ja tulokset selville. Suurin osa valetuista koekappaleista katkesi valukanavan liitoskohdasta. Tämä selittyy sillä, että kanavoinnista on aiheutunut huokosia, mitkä heikensivät metallia. Huokokset taas ovat todennäköisesti seurausta liian pienestä valuhelmestä ja kappaleen massiivisesta koosta.

7 Tulokset ja johtopäätökset

7.1 Rasituskestävyyskoe

Rasituskokeessa mitattiin sekä ajan että pulssien määrä ja tulokset taulukoitiin. Ajan ja pulssien keskiarvot sekä vaihteluvälit laskettiin.

Taulukko 1. Rasituskestävyyskokeen tulokset.

Valetut	Pulssit	Aika (ms)	Sintratut	Pulssit	Aika (ms)
Kappale 1	7876	311021	Kappale 1	37396	1498199
Kappale 2	7945	308062	Kappale 2	44513	1862151
Kappale 3	6265	266559	Kappale 3	41030	1643185
Kappale 4	10878	463581	Kappale 4	34114	1364327
Kappale 5	7987	338781	Kappale 5	40375	1996041
Kappale 6	4733	367231	Kappale 6	43656	2193251
Kappale 7	5415	437461	Kappale 7	30422	1354070
Kappale 8	5907	293534	Kappale 8	39943	1714765
Keskiarvo	7126	348279	Keskiarvo	38931	1703249
Vaihteluväli	6145	197022	Vaihteluväli	14091	839181

Taulukosta 1 voidaan havaita, että lasersintratut koekappaleet olivat noin viisinkertaisesti kestävämpiä kuin valetut koekappaleet. Hypoteesi oli, että lasersintratut kappaleet ovat kestävämpiä kuin valetut, mutta ero oli yllättävän suuri. Valetuista koekappaleista lähes kaikki katkesivat läheltä valukanavan liitoskohtaa ja vain kolme koekappaletta (kappaleet 2, 5 ja 7) katkesivat halutusta kohdasta. Tämä viittaa siihen, että muissa kappaleissa kanavoinnissa on ollut ongelmia ja metalliin on syntynyt todennäköisesti huokosia. Kuitenkin on huomioitava, etteivät nämä kolme halutusta kohdasta katkennutta koekappaletta päässeet lähellekään samoja kestävyksiä kuin lasersintratut koekappaleet. Kanavoinnin lisäksi huokoisuuteen on vaikuttanut valettavien kappaleiden massiivinen koko hammasteknisillä laitteilla valettavaksi. Pahlmanin ja Roinisen mukaan massiivista valua on mahdotonta valaa ilman huokosia.

Lasersintrattujen koekappaleiden vaihteluväli oli prosentuaalisesti pieni, joten lasersintratut kappaleet olivat tämän perusteella tasalaatuisempia. Tämä oli hypoteesin mukainen tulos.

Valettujen koekappaleiden vaihteluväli oli prosentuaalisesti huomattava. Epätasalaatuisuuteen vaikuttavat inhimilliset virheet, kuten kanavointi ja siitä

mahdollisesti aiheutuvat ongelmat. Lisäksi käsin valettujen kappaleiden valmistus ei ole ikinä niin standardisoitua kuin koneen tekemä, joten tämä myös selittää eroja.

7.2 Istuvuuskoe

Koekappaleiden istuvuutta mitattiin elektronimikroskoopilla yhteistyössä Metropolian tekniikan yksikön kanssa. Jokaisen mittauspisteen tulokset taulukoitiin ja kappaleiden kokonaisistuvuuksien keskiarvot sekä mittauspisteiden keskiarvot laskettiin. Lisäksi laskettiin kokonaisistuvuuksien vaihteluvälit, joiden avulla voitiin arvioida koekappaleiden tasalaatuisuutta.

Taulukko 2. Istuvuuskokeiden tulokset.

Koekappaleiden istuvuus μm (mikrometri)					
Valetut	Mittausp. 1	Mittausp. 2	Mittausp. 3	Mittausp. 4	Kokonaisistuvuus
Kappale 1	93	409	208	16	181,5
Kappale 2	151	393	139	57	185,0
Kappale 3	142	370	145	56	178,3
Kappale 4	332	178	221	179	227,5
Kappale 5	239	403	173	97	228,0
Keskiarvo	191,4	350,6	177,2	81	200,1
Kokonaisistuvuuden vaihteluväli			49,75		
Sintratut	Mittausp. 1	Mittausp. 2	Mittausp. 3	Mittausp. 4	Kokonaisistuvuus
Kappale 1	351	137	416	129	258,3
Kappale 2	343	38	286	13	170,0
Kappale 3	405	97	472	13	246,8
Kappale 4	316	54	443	13	206,5
Kappale 5	429	212	473	49	290,8
Keskiarvo	368,8	107,6	418	43,4	234,5
Kokonaisistuvuuden vaihteluväli			120,75		

Taulukosta 2 voidaan havaita, että valetut koekappaleet istuivat paremmin, kuin lasersintratut. Tulos oli hypoteesin vastainen. Vaikka erot olivatkin vain joitakin mikrometrejä, on niiden merkitys istuvuuteen suuri. Valetuissa kappaleissa istuvuuden vaihteluväli oli n. $50\mu\text{m}$, kun taas lasersinratuissa kappaleissa vaihteluväli oli yli kaksinkertainen eli n. $120\mu\text{m}$. Tästä havaitaan, että valettujen kappaleiden istuvuus oli huomattavasti tasalaatuisempi. Toisaalta huomion arvoista on mainita, että lasersinratuissa kappaleissa päästiin osittain erittäin hyviin istuvuuksiin, jopa $13\mu\text{m}$.

Tuloksissa on huomioitava, että käytimme standardisoinnin takia kaikissa lasersintratuissa istuvuuskappaleissa samaa skannausta ja suunnitelmaa eri malleille. Tämä on voinut vaikuttaa lasersintrattujen koekappaleiden istuvuuden tasalaatuisuuteen.

8 Potilastapaus

Metropolia Ammattikorkeakoulun yhteistyö Helsingin yliopiston hammaslääketieteenlaitoksen kanssa mahdollisti lasersinratun rangan kokeilun aidossa potilastapauksessa. Vaikkakin lasersinrattuja rankoja on tehty työelämässä jonkin verran, kirjoitettua tietoa ei ole juuri saatavilla. Ajattelimme, että raportoitu potilastapaus avaisi lukijalle hieman käytännön eroja lasersinrattujen ja perinteisesti valettujen rankojen välillä.

Valmistimme lasersinratun rankaproteesin yhteistyössä erikoishammaslääkäri Pekka Kallion kanssa. Yksi ryhmämme jäsen on myös työskennellyt lasersinrattujen rankojen parissa Hammaslaboratorio Oral Oy:ssä. Näiden kahden pohjalta kokosimme käytännön kokemuksia lasersinratuista rangoista.

Aluksi hammaslääkäri valitsi tilanteeseen sopivan proteesin ja otti jäljennöksen. Jäljennökset valettiin normaalista erikoiskovasta kipsistä.

Skannasimme valmiit mallit 3Shape-skannerilla ja ranka suunniteltiin 3Shapen-ohjelmalla. Ohjelma on looginen käyttää ja tarvittavat työkalut löytyvät lyhyen opetteluun jälkeen helposti. Aloittelijalta suunnittelussa meni noin 45 minuuttia. Suunnitteluohjelman heikoksi kohdaksi ilmeni materiaalin lisääminen sekä pinteiden muotoilu.

Valmis ranka tuli normaalissa toimitusajassa, kolmessa arkipäivässä. Lasersintrauksen jälki on hyvää, mutta vaatii käsin viimeistelyä. Jos suunnitteluvaiheessa mallin kevenyksessä on ollut huolimaton, kustautuu se rangan istuttamisessa mallille, aivan kuten valetuissa rangoissakin. Viimeistelyyn ja kiillotukseen meni noin 45 minuuttia. Tämän jälkeen ranka lähetettiin vahakaavioiden kanssa sovitukseen.

Sovituksessa ilmeni, että olimme katsoneet purennan virheellisesti, joten jouduimme lisäämään d.47 päälle metallia, jotta saimme sen purentaan. Ratkaisimme ongelman suunnittelemalla hampaan päälle korotuksen vahasta, jonka valoimme normaalisti kobolttikromista. Valmis ”paikka” laserhitsattiin rangalle. Lopputulos oli todella siisti. Mikäli purenta olisi heti alussa ollut oikea, olisi d.47 korotus voitu tehdä jo rangan suunnittelussa. (kuvio 8)

Valmiissa rangassa oli hieman ongelmia satuloiden kanssa, mutta muuten ranka istui hyvin. Ehl Kallio totesikin, ettei lasersinrattu ranka muuttanut lääkärin työnkuvaa ollen-

kaan. Ulkoiset erot lasersintratun ja valetun rangan välillä ovat pieniä, eikä niitä juuri huomaa. Erot tulevat lähinnä tekijästä, eikä niinkään materiaalista tai työtavasta. Lasersintratut rangat saivat kiitosta helposta muokattavuudestaan, etenkin pinteet olivat helposti aktivoitavissa uudelleen.



Kuvio 8. Valmis lasersintrattu rankaproteesi suussa.

Kokemukset Oral Oy:stä ovat pitkälle samanlaisia. Suunnitteluohjelmaan toivoisi pieniä parannuksia, kuten pinteiden muotoilun ja materiaalin lisäämisen helpottamista. Lasersintrauksen suurin etu on sen helppous ja nopeus, koska työvaiheet vähenivät merkittävästi. Työmallista viimeistelyyn rankaan tulee valamalla laskutavasta riippuen seitsemästä yhdeksään eri vaihetta, kun taas lasersintrausta käyttäen vaiheet tippuvat kolmeen.

Hammaslääkärit, joiden kanssa työryhmämme on työskennellyt, ovat olleet tyytyväisiä tuotteisiin. Osalle tekotavalla ei ole niin merkitystä, toiset innostuivat uudesta todella paljon ja osa taas luottaa vanhaan tekniikkaan.

Rangan suunnittelu on helppo oppia ja tarvittaessa apua saa Plandent Oy:ltä helposti. 3Shape ohjelmaan saa ilmaisen, kymmenen kappaleen kokeilulisenssin, joten 3Shape-skannerin omistavalle kynnyksen uuden menetelmän kokeiluun on tehty pieneksi.

9 Pohdinta

Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia käsin valettujen ja lasersintrattujen rankaproteesien rasituskestävyyksiä ja istuvuuksia. Tutkimusaihe saatiin Plandent Oy:ltä. Yksi suuri innoittaja tutkimukseen ja lasersintrausmenetelmän käyttöönottoon on perinteisen käsin valun vaivalloisuus. Tutkimuksessa keskityttiin tutkimaan kahta teknisesti tärkeintä ominaisuutta rankaproteeseissa; kestävyttä ja istuvuutta. Odotukset olivat korkealla tätä uutta menetelmää kohtaan.

Lasersintratuissa koekappaleissa käytettiin tutkimuksen standardisoimisen takia vain yhtä skannausta ja samaa koekappaleen suunnitelmaa. Päädyimme käyttämään samaa suunnitelmaa kaikkiin lasersintrattuihin koekappaleisiin, jotta kappaleista saataisiin mahdollisimman samanlaiset. Istuvuuskokeiden mallit valettiin samasta muotista kuin suunnittelumalli, mutta materiaalien ominaisuuksien takia mallit eivät ole koskaan täysin identtisiä. Koska valetutkin kappaleet tehtiin jokainen yksilöllisesti omalle mallilleen, olisi tasavertaisuuden nimissä pitänyt lasersintratutkin kappaleet suunnitella erikseen omille malleilleen.

Istuvuuskokeita varten tehtiin kummallakin menetelmällä viisi koekappaletta. Lasersintratut kappaleet istuivat huomattavasti paremmin kuin käsin valetut ja käsin valettujen kappaleiden istuvuus oli tasaisempaa. Lasersintratuilla kappaleilla saimme sekä parhaimman (kokonaisistuvuus: 170,0) että huonoimman (kokonaisistuvuus: 290,8) istuvuuden.

Samalla 3Shapen ohjelmalla, jolla skannataan ja suunnitellaan lasersintratut kappaleet, tehdään myös kiinteää protetiikkaa. Työelämän kokemusten mukaan kiinteän protetiikan työt 3Shapen ohjelmalla suunniteltuna istuvat hyvin. Koska tutkimusta tehdessä lasersintrauksen käyttö hammasteknisissä töissä oli vielä varhaisessa vaiheessa, voi sintrauslaitteiston säädöillä olla vaikutusta istuvuuksiin.

Rasituskestävyyskokeissa lasersintratut kappaleet olivat selvästi kestävämpiä kuin käsin valetut kappaleet. Voidaan siis sanoa, että lasersintratut rangat ovat vähintään riittävän kestäviä osaproteeseissa käytettäväksi.

Käsin valetuista kappaleista suurin osa katkesi läheltä valukanavan liitoskohtaa. Tästä heräsi kysymys, oliko kanavoinnissa ongelmia, mikä aiheutti mahdollisesti jopa normaalia heikomman kestävyden. Olisiko suurempi valuhelmi estänyt tai ainakin vähen-

tänyt imuhuokosten muodostumista valukanavan liitoskohtaan? Käytimme valussa litteää kanavaa ja kanavointi oli suora. Olisiko pyöreä kanava ollut parempi? Tai olisiko kokoojapalkki toiminut tässä paremmin? Entä oliko koekappale kuitenkin liian massiivinen hammastekniikkaan tarkoitetuilla laitteilla ja välineillä valettavaksi? Koska rasiuskone vaati hammastekniikan mittapuulla näin massiivisen kappaleen, oli lähes mahdollista valaa kappaletta ilman minkäänlaisia huokosia (Pahlman–Roininen 2003).

Tulevaisuus lasersintrattujen metallirankojen kannalta näyttää valoisalta. Hammastekniikka alana digitalisoituu kovaa vauhtia, joten on luonnollista, että myös metallirankojen valmistus muuttuu tietokoneavusteiseksi. Kun lasersintrauslaitteisto saadaan tuottamaan riittävää tarkkuutta, lasersintratut rangat voivat mahdollisesti korvata käsin valetut rangat. Käsin valetuissa rangoissa ei ole varsinaisesti mitään vikaa, mutta lasersintraus on osa kasvussa olevaa digitalisaatiota. Samoin kävi esimerkiksi metallokeramisten kruunujen ja siltojen kanssa, kun skannauslaitteistoista saatiin riittävän hyvät ja tarkat. Perinteinen metallokeramia on vähentynyt skannauslaitteiden kehittyttyä.

Tulevaisuudessa lähes jokaisella kehittyvällä hammaslaboratoriolla tulee olemaan Cad-laitteisto. Lasersintrattuja rankoja valmistettaessa tarvitaan vain skanneri, kun taas käsin valettaessa tarvitaan dublikointiaineet, valumassat, valukoneet, metallit jne. Lisäksi käsin valettaessa syntyy paljon ääni- ja pölysaastetta. Samalla Cad-laitteistolla voidaan skannata kruunut, sillat ja rangat. Lasersintrattujen rankojen valmistus on monin tavoin vaivattomampaa kuin käsin valettujen rankojen valmistus. Tilaamalla lasersintratun rangon työvaiheita ovat mallin valmistus, skannaus ja suunnittelu sekä rangon viimeistely. Valamalla työvaiheita on huomattavasti enemmän: mallin valmistus, kevenykset ja dublikointi, vahaus ja kanavointi, valusylinterin massaus, sylinterin lämmitys ja valu, sylinterin purku, hiekkapuhallus ja kanavienkatkaistu sekä lopuksi viimeistely.

Lasersintratun rangon rungon hinta Plandent Oy:ssä on 180€. Runko on tällöin esikiillotettu, mutta vaatii kuitenkin vielä viimeistelyä ja kiillottamista. Savonlinnassa hammaslaboratoriota pitävä Jussi Huttunen on erikoistunut rankaproteeseihin ja tekee niitä myös muille laboratorioille. Huttuselta alihankintana ostettu valetun rangon runko maksaa 310€. Huttusen valmistama runko on viimeistelty ja kiillotettu. (kuvio 1)

Mahdollisena jatkotutkimuksen aiheena olisi uusia tutkimus muutaman vuoden kuluttua, kun lasersintraus on vakiinnuttanut asemansa hammastekniikassa. Myös eri valmistustapojen taloudellista kannattavuutta laboratorioille olisi mielenkiintoinen tutkia.

Lähteet

Antti Lehti. 2010. *Spektrometrinen monitorointi keraamien lasersintrauksessa*. Kandidaatintyö. Lappeenrannan teknillinen yliopisto.

BEGO 1987: *Fornax 35 EM Operation instructions*. Bremen: Bego.

BEGO 2014: *Wirofine Instructions for use*. Bremen: Bego.

BEGO 2014: *Wirosil Instructions for use*. Bremen: Bego.

GC 2014: *Fujirock EP Instructions for use*. Leuven: GC Europe N.V.

Haavisto & Co 1988. *Kemia 1*. Helsinki: Kirjayhtymä.

Koivuniemi, Lundberg. 1994. *Kriittisiä vaiheita rangan istuvuuden kannalta*. Hammas-tekniikka-lehti 4/1995.

Korhonen. 2001. *Jalot ja epäjalot metalliseokset vertailussa*. Hammas-tekniikka-lehti 2/2001.

Kozlovsky, Näpänkangas, Raustia. 2007. *Hammasprotetiikassa käytettävien materiaalien ominaisuudet ja kestävyys*. Seurantatutkimus. Hammaslääkärilehti 10-11/2007.

K. Vijay Venkatesh, V.Vidayashree Nandini. 2013. *Direct Metal Laser Sintering: A Digitised Metal Casting Technology*.

<URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3792306/>>. Luettu 15.5.2015

Laser sintering information. 2010. (valmistajan sivut), päivitetty 11.6.2010 , www.lasersintering.com

Miekk-oja 1965: *Metallioppi*. Helsinki: Otava.

Nordberg. 2000. *Historiikka ranka- ja implanttimetalleista*. Hammas-tekniikka-lehti 1/2000.

Pahlman, Roininen. 2003. *Nautilus T:n ja Fornax 35 EM:n vertailu massiivista rankaa valettaessa*. Opinnäytetyö. Stadia Helsingin ammattikorkeakoulu.

Vult von Steyern, Ekstrand, Svanborg, Örtorp. 2014. *Digitaaliset tekniikat purennan kuntoutuksen työkaluna*. Hammaslääkärilehti 4/201

