

VAASAN YLIOPISTO

TEKNILLINEN TIEDEKUNTA

AUTOMAATIOTEKNIikka

Timo M. R. Alho

**TITANISTA LASERTYÖSTETTY POSKIHAMPAAN
KEVYTSILTAPROTEESIRUNKO**

Diplomityö, joka on jätetty tarkastettavaksi diplomi-insinöörin tutkintoa varten
Vaasassa 23.7.2008

Työn valvoja

Professori Jarmo Alander

Työn ohjaajat

TkT Harri Hakula

FT, HLL Jukka Kentala

ALKULAUSE

1.9.2002 kun aloitin DI-opinnot Vaasan yliopistossa, ei ollut ensimmäisenä mielessä, että kirjoittaisin diplomityöni liittyen hammasprotetiikkaan. Mutta ei ole valittamista...

Loistavasta diplomityöaiheesta esitän kiitokseni professori Jarmo Alanderille. Arvokkaista FEM-simulointeihin ja hammaslääketieteeseen liittyvistä neuvoista kiitän ohjaajiani: tekniikan tohtori Harri Hakulaa Teknillisestä korkeakoulusta sekä Vaasan terveystieteiden keskuksen johtavaa ylihammaslääkärinä Jukka Kentalaa.

Lämpimät kiitokset myös yhteistyökumppaneille, hammasteknikko Timo Niemiselle Hammastekniikka Oy:stä sekä Veslatec Oy:n toimitusjohtajalle Olli Saarniaholle, arvokkaista hammaslääketieteen ja lasertyöstön asiantuntijapalautteista.

Lopuksi, tuesta ja kannustuksesta esitän kiitokset vanhemmilleni Maurille ja Leenalle.

Vaasassa, tekniikan tutkimuskeskus Technobothniassa 23.7.2008

Timo M. R. Alho

SISÄLLYSLUETTELO	sivu
ALKULAUSE	2
SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO	6
TIIVISTELMÄ	8
ABSTRACT	9
1. JOHDANTO	10
1.1. Titaani lääketieteessä	10
1.2. Lasertyöstö	11
1.3. Ihmisen suun olosuhteet ja fysiologia	11
2. HAMMASPROTETIIKKA	13
2.1. Kevytsiltaproteesin käyttö	13
2.2. Kevytsiltaproteesin mahdollinen sijainti	14
2.3. Kevytsiltaproteesin rakenne	16
3. SILTAPROTEESIRUNGON VALMISTUKSEN NYKYTILA-ANALYYSI	17
3.1. Metallivalu-menetelmä	17
3.1.1. Perinteinen hammassilta	17
3.1.2. Kevytsilta	18
3.2. Kuitukovetteinen muovi	18
4. LASERLEIKATUN PROTEESIRUNGON SUUNNITTELU JA OPTIMOINTI	19
4.1. Suunnitteluprosessi	19
4.2. Optimointi	20
5. RAKENNEANALYYSI FEM-SIMULOINNILLA	22

5.1. Yleistä	22
5.2. Simulointikone	23
6. FEM-ANALYYSSIT	24
6.1. FEM-analyysien parametrit	25
6.2. Staattinen analyysi	27
6.2.1. Mekaanisten testien staattinen analyysi	27
6.2.2. Purentatoiminnan staattinen analyysi	29
6.3. Ajan suhteen muuttuvan tilanteen mallintaminen	30
6.3.1. Vaimennusparametrien ratkaisu	31
6.3.2. Ajan suhteen muuttuvat simuloinnit	32
6.4. Murtumisanalyysi	36
6.5. Rakenneanalyysin yhteenveto	37
7. LASERLEIKATTUJEN PROTEESIRUNKOJEN VALMISTUS	39
7.1. Leikkauslaser	40
7.2. Laserleikkaus	40
7.2.1. Työstön esivalmistelut	40
7.2.2. Leikkausprosessi	41
7.2.3. Jälkikäsittely	41
8. LASERLEIKATTUJEN PROTEESIRUNKOJEN MEKAANISET TESTIT	43
8.1. Koejärjestelyt ja kokeiden suorittaminen	43
8.1.1. Puristuskokeet	44
8.1.2. Väsytykset	45
8.2. Kokeiden yhteenveto	47
8.3. Tulosten vertailu simulointeihin	48
9. VERTAILU MUIHIN PROTEESIRUNKOJEN VALMISTUSMENETELMIIN	49
9.1. Valmistusmenetelmien vertailu	49
9.2. Proteesirunkojen vertailu potilaan kannalta	50
9.3. Vertailujen yhteenveto	50

10. YHTEENVETO	52
LÄHDELUETTELO	53
LIITTEET	57
LIITE 1. Proteesirungon valmistus metallivaluna	57
LIITE 2. Vaimennussuhteen johtaminen	58
LIITE 3. Proteesirunkojen mekaanisten kokeiden koejärjestely	59
LIITE 4. Puristuskokeiden tulokset	60
LIITE 5. Pienten proteesirunkojen väsytykokeiden tulokset	61
LIITE 6. Keskisuurten proteesirunkojen väsytykokeiden tulokset	62
LIITE 7. Isojen proteesirunkojen väsytykokeiden tulokset	63

SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO

Symbolit

α	Massan vaimennusparametri [1/s].
β	Jäykkyyden vaimennusparametri [s].
ζ	Vaimennussuhde.
ρ	Tiheys [kg/m ³].
σ_{vert}	Vertailujännitys (en. <i>von Mises stress</i>) [Pa].
σ_{vert_MAX}	Simulaatitulosten suurin vertailujännityksen arvo [Pa].
$\omega_1, \omega_2, \omega_3, \dots, \omega_n$	Kappaleen 1., 2., 3., ..., n. ominaiskulmataajuus [rad/s].
c	Vastuskerroin
c_0	Kriittinen vastuskerroin.
E	Kimmokerroin (en. <i>Young's modulus</i>) [Pa].
e_y	Yksikkövektori y-suuntaan.
$f_1, f_2, f_3, \dots, f_n$	Kappaleen 1., 2., 3., ..., n. ominaistaajuus [Hz].
N	Newton, voiman yksikkö (1 N = 1 kgm/s ²).
Pa	Pascal, paineen yksikkö (1 Pa = 1 N/m ²).
R_m	Materiaalin murtoraja. Jännitys, jossa materiaali murtuu [Pa].
ν	Poissonin luku. Kappaleen poikittais- ja pitkittäissuuntaisten venymien suhteen vastaluku.
$v(t, x, y)$	Taipumafunktio, parametreina aika ja 2-ulotteiset koordinaatit.

Lyhenteet

ASTM	American Society for Testing and Materials.
CAD	Tietokoneavusteinen suunnittelu (en. <i>Computer-Aided Design</i>).
CAM	Tietokoneavusteinen valmistus (en. <i>Computer-Aided Manufacturing</i>).
CNC	Tietokoneistettu numeerinen ohjaus (en. <i>Computer Numerical Control</i>).
FEM	Finite Element Method.

Termit

Bioyhteensopivuus	Materiaali on bioyhteensopiva jos se ei aiheuta elimistössä oireita hylkimisreaktion tai syöpymisen johdosta.
Bruksismi	Usein stressistä johtuva hampaiden tahaton narskuttelu ja tarpeeton pureminen.
Kevytsiltaproteesi	Yksittäisen puuttuvan hampaan korvaava proteesi.
Kruunu	Hammaslääketieteessä käytetty nimitys, proteesin tai implantin päälle valettavasta, aidon hampaan näköisestä osasta.
Laser	Optinen laite, joka tuottaa hyvin monokromaattista ja koherenttia valoa (lyh. <i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i>).
Molaarialue	Takahampaat, hampaat 16–18 ja vastaavat.
Nd:YAG-laser	Laser, jonka laseroivana väliaineena toimii YAG-kiteeseen seostettu neodyymi. Syntyvän valon aallonpituus on 1 064 nm (lähi-infrapunaista).
Premolaarialue	Välihampaat, hampaat 14 ja 15 ja vastaavat.
Pyällys	Konetekniikassa käytetty termi muun muassa työkaluihin tehtävälle karhennukselle.

VAASAN YLIOPISTO**Teknillinen tiedekunta**

Tekijä:	Timo M. R. Alho	
Diplomityön nimi:	Titaanista lasertyöstetty poskihampaan kevytsiltaproteesirunko	
Valvojan nimi:	Professori Jarmo Alander	
Ohjaajien nimet:	TkT Harri Hakula FT, HLL Jukka Kentala	
Tutkinto:	Diplomi-insinööri	
Laitos:	Sähkö- ja automaatiotekniikan laitos	
Koulutusohjelma:	Sähkö- ja energiatekniikan koulutusohjelma	
Suunta:	Automaatiotekniikka	
Opintojen aloitusvuosi:	2002	
Diplomityön valmistumisvuosi:	2008	Sivumäärä: 63

TIIVISTELMÄ

Tähän mennessä siltaproteesirungoista ei ole kehitetty tiettyä mallistoa, josta hammasteknikko voisi vain valita sopivimman kuhunkin tapaukseen, vaan jokainen siltaproteesi on valmistettu yksilöllisesti jokaiselle potilaalle. Tällöin automaation osuus proteesin valmistuksessa on olematon, ja työ on vaativaa ja hidasta, mikä näkyy hammasteknikon työtehokkuudessa ja potilaan hammaslääkärikäyntien määrässä.

Tässä työssä käsitellään kevytsiltaproteesirunkoja, jotka yhdistävät laserleikkauksen joustavuuden, tarkkuuden ja nopeuden, sekä titaanin erinomaisen kemiallisen stabiilisuuden ja bioyhteensopivuuden. Rungoista on kolme eri kokoluokkaa, jotka antavat hammasteknikolle, yksittäisen puuttuvan poskihampaan tapauksessa, mahdollisuuden valita esivalmistetuista rungoista sopivimman, mahdollisesti kevyesti muokata sitä, ja alkaa suoraan valmistaa kruunua sen ympärille. Tämä vähentää huomattavasti proteesin valmistuksessa kuluvaa kokonaistyöaikaa, parantaen hammasteknikon työtehokkuutta kyseisen proteesin tapauksessa 40–50 %, verrattuna metallista valettaviin runkoihin.

Työssä käsiteltyjen proteesirunkojen kestävyys todennetaan sekä numeerisella rakenneanalyysillä, käyttäen FEM-analyysiä, että valmiille rungoille tehdyillä mekaanisilla kokeilla. Kaikki analyysit ja kokeet ovat suunniteltu mallintamaan pahinta mahdollista tilannetta, mitä rungolle käytössä voi tapahtua, ja ne osoittavat rungon kestävän helposti yksinään jopa 1 000 N purentavoimat ilman murtumista.

Työn lopussa otetaan kantaa nykyisiin kevytsiltaproteesirunkojen valmistustekniikoihin ja verrataan niiden nopeutta, vaativuutta, luotettavuutta ja kustannustehokkuutta laserleikattuihin runkoihin. Vertailujen perusteella laserleikatut rungot ovat hammasteknikolle esimerkiksi metallivalurunkoja kätevämpiä ja aikaa säästäviä.

AVAINSANAT: Kevytsiltaproteesirunko, laserleikkaus, FEM-analyysi, mekaaniset kokeet.

UNIVERSITY OF VAASA**Faculty of Technology**

Author:	Timo M. R. Alho
Topic of the Thesis:	Laser Manufactured Titanium Framework for Light Molar Bridge Prosthesis
Supervisor:	Professor Jarmo Alander
Instructors:	D.Sc. (Tech.) Harri Hakula PhD, L.D.S. Jukka Kentala
Degree:	Master of Science in Technology
Department:	Department of Electrical Engineering and Automation
Degree Programme:	Degree Programme in Electrical and Energy Engineering
Major of Subject:	Automation Technology
Year of Entering the University:	2002
Year of Completing the Thesis:	2008

Pages: 63

ABSTRACT

To this date, there hasn't been any specific collection of frameworks for dental bridge prostheses, from where a dental technician could just select one according to his needs. All bridge prostheses have been individualized to every patient, so automation's proportion in the manufacture process has been negligible, also the work is demanding and time consuming. This directly reflects to technician's work performance and patient's number of visits to dentist.

This thesis introduces a framework for light molar bridge prostheses, which combines the flexibility, accuracy and speed of laser cutting with excellent chemical stability and biocompatibility of titanium. The framework has three different size classes. This gives the technician, in the case of one missing molar, an option of just choosing from pre-manufactured frameworks the best fitting one, retool it slightly if necessary and start casting a crown around it. This considerably reduces the overall manufacture time of light molar bridge prosthesis and increases the work efficiency of the technician up to 40–50 %, compared to frameworks casted from metal by the technician.

The structural integrity of the frameworks is verified numerically by FEM-analysis, and by mechanical tests. All of the analyses and tests were designed to simulate the worst-case-scenario where the frameworks could get into in practice, and the results show that they can withstand biting forces up to 1 000 N without fracture.

At the end of the thesis, the speed, difficulty, reliability and cost effectiveness of frameworks, made by present manufacture methods, are compared with laser cut frameworks. The comparison shows that the laser cut frameworks are handier and more cost effective for the technician.

KEYWORDS: Light bridge prostheses, laser cutting, FEM-analysis, mechanical tests

1. JOHDANTO

Tekniikan innovaatioiden myötä hammaslääketiede on kehittynyt viimeisimmän 200 vuoden aikana todella paljon (Skinner & Phillips 1969: 1–2). Kipsimallista voidaan nykyään laserskannerilla kuvata tarkka 3D-malli ihmisen hampaistosta ja sen perusteella valmistaa yksilöllinen proteesi tai implantti, joka näyttää ja tuntuu suussa mahdollisimman paljon alkuperäiseltä. 3D-röntgenlaitteiden avulla hammaslääkärit voivat parantaa suusairauksien diagnosointia sekä vaikeiden anatomisten rakenteiden, kuten hermokanavien, paikantamista.

Tässä työssä käsitellään kevytsiltaproteesirunkoja, jotka yhdistävät laserleikkauksen joustavuuden, tarkkuuden ja nopeuden, sekä titaanin erinomaisen kemiallisen stabiilisuden ja bioyhteensopivuuden. Näiden ominaisuuksien ansiosta ne ovat käytännöllinen ja varteenotettava lisä täydentämään jo olemassa olevaa kevytsiltarunkovalikoimaa. Runkoja on kolmea eri kokoa, joista hammasteknikko tai -lääkäri voi valita sopivimman ja tarvittaessa viimeistellä sopiviin mittoihin ennen kruunun valmistusta. Tämä helppokäyttöisyys oleellisesti vähentää proteesin valmistuksessa kuluvaa kokonaistyöaikaa.

1.1. Titaani lääketieteessä

Titaanin (kem. Ti-6Al-4V, ASTM-luokka: grade 5) käyttöä lääketieteessä on tutkittu laajalti, aina 1930-luvulta lähtien (Park 1995), niin laboratorio-olosuhteissa (ks. Imam & Fraker 1994; Kovacs & Davidson 1994), kuin kliinisissä tutkimuksissa (ks. Ungersböck, Pohler, Baumgart, Rahn & Perren 1994; Könönen, Rintanen, Waltimo & Kempainen 1995; Canay, Hersek, Çulha & Bilgiç 1998). Se on osoittautunut kemiallisesti stabiiliksi ja hyvin bioyhteensopivaksi (Kovacs ym. 1994), mikä tekee titaanista hyvän vaihtoehdon proteesien ja implanttien materiaaliksi.

Vaikka laboratorio-olosuhteissa tehty tutkimus onkin osoittanut, että titaanin korroosion sietokyky heikkenee kun se altistetaan, jopa verrattain alhaisille, fluoridipitoisuuksille

happamissa olosuhteissa (Nakagawa, Matsuya, Shiraishi & Ohta 1999). Se ei alenna titaanin arvoa hammasproteesien ja implanttien materiaalina verrattuna muihin metalleihin sen bioyhteensopivuuden ja hyvän lujuus/paino-suhteen ansiosta (Imam ym. 1994; ADA Council on Scientific Affairs 2003; Heikkilä, Konttinen & Salonen 2003: 38).

1.2. Lasertyöstö

Lasertyöstö on suhteellisen uusi valmistusmenetelmä. Vaikka teoria laservalon tuottamiselle, niin kutsuttu stimuloitu emissio, kehitettiin jo 1940-luvulla, vasta vuonna 1960 onnistuttiin rakentamaan ensimmäinen toimiva laser (Kuhn 1998: 4–5). Nykyään lasereita on käytössä hyvin monissa sovelluksissa, varsinkin viihde-elektroniikassa, mutta vasta 1980-luvun lopulla lasereiden käyttö konepajateollisuudessa yleistyi Suomessa (Kujanpää, Salminen & Vihinen 2005: 14).

Lasereilla voidaan suorittaa porausta, pinnoitusta, merkkausta, leikkausta, hitsausta ja juottamista. Lasertyöstö soveltuu erinomaisesti hienomekaanisten osien työstämiseen sen nopeuden ja tarkkuuden ansiosta, mutta ennen kaikkea, koska usein tuote ei tarvitse lasertyöstön jälkeen jatkokäsittelyä. (Kujanpää ym. 2005: 14, 30.)

1.3. Ihmisen suun olosuhteet ja fysiologia

Lämpötila suussa on normaalisti noin 32–37 °C, mutta esimerkiksi jäätelöä ja kahvia nautittaessa yhtä aikaa, se voi vaihdella hetkellisesti jopa nollan ja +70 Celsius-asteen välillä. Suun pH arvot vaihtelevat jatkuvasti happaman ja emäksisen välillä, hapan mehu voi laskea pH arvon jopa kahteen, kun taas jotkin lääkkeet voivat nostaa sen jopa 11:sta. (McCabe 1990: 1–2.) Lisäksi ionisoituneet atomit aiheuttavat korroosiota, sekä voivat muodostaa keskenään sähköparin (Skinner ym. 1969: 289).

Poskihampaiden alueella, keskimääräiset maksimaaliset purentavoimat aikuisella miehellä voivat ylittää jopa yli 800 N ja naisella noin 600 N asti (Waltimo 1995: 22), mutta toisaalta syödessä käytetyt voimat ovat selvästi näitä alhaisemmat (McNeill 1997: 46).

2. HAMMASPROTETIIKKA

Koska jokainen siltaproteesi suunnitellaan ja rakennetaan yksilöllisesti jokaiselle potilaalle, jokainen proteesi on erilainen, ja automaation osuus valmistuksessa on nykyäänä usein olematon. Tähän mennessä siltaproteesirungoista ei ole kehitetty tiettyä mallistoa, josta hammasteknikko voisi vain valita sopivimman kuhunkin tapaukseen.

Siltaproteesilla voidaan joko korvata yksittäinen hammas, tai se voi korvata useita puuttuvia hampaita molemmilta puolilta leukaa. Tämä työ keskittyy yksittäiselle hampaalle tarkoitetun kevytsiltaproteesin rungon valmistukseen lasertyöstöllä (ks. Kuva 1). Menetelmä antaa hammasteknikolle yksittäisen puuttuvan hampaan tapauksessa mahdollisuuden valita valmiiksi määritellyistä kokovaihtoehdoista kuhunkin tapaukseen sopivimman rungon.



Kuva 1. Mallikappale laserleikatun rungon ympärille tehdystä kevytsiltaproteesista.

2.1. Kevytsiltaproteesin käyttö

Kevytsiltaproteesia käytetään kun taloudellisesti tai lääketieteellisesti ei ole mahdollista, järkevää tai mieluisaa käyttää hammasimplanttia tai perinteistä hammassiltaa (Kentala

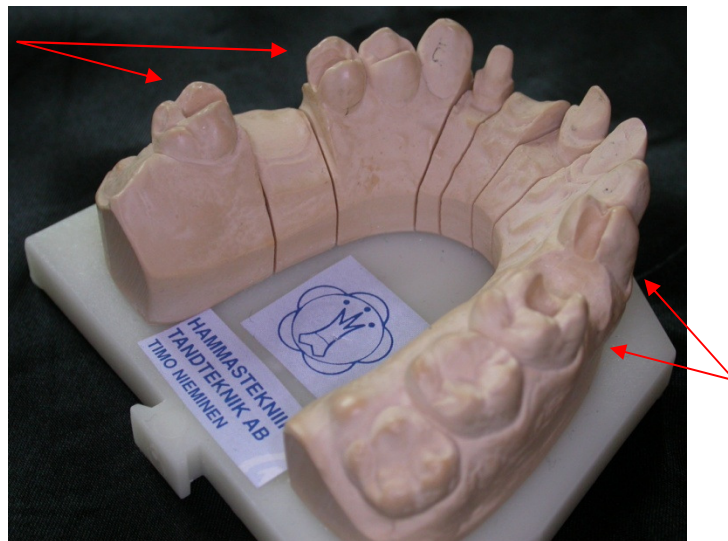
2008). Hyvin valmistettu ja kunnolla kiinnitetty kevytsiltaproteesi voi hyvin kestää käytössä kymmeniäkin vuosia. Suurimmat syyt kevytsiltaproteesin uusimiseen ovat proteesikruunun tai tukihampaiden vahingoittuminen, jolloin kiinnittyvyys heikkenee. (Nieminen 2008a.)

2.2. Kevytsiltaproteesin mahdollinen sijainti

Kevytsiltaproteesi voidaan nykytekniikoilla valmistaa korvaamaan mikä tahansa puuttuva hammas. Suurimmat erot eri hampaille tarkoitetuilla kevytsiltaproteeseilla on niiden kiinnityksessä. Kevytsiltaproteesit kiinnitetään puuttuvan hampaan vieressä oleviin hampaisiin kahdella eri tavalla. Jos toinen tai molemmat viereiset hampaat ovat pieniä, kuten kulma- tai etuhampaita, proteesi kiinnitetään niiden takapinnalle. Tämä tapahtuu tekemällä proteesirunkoon kiinnityspinnat, jotka taitetaan tarkasti elävien hampaiden muotoa myötäillen näiden taakse. Tällöin omille hampaille aiheutuva vahinko minimoituu ja hammas on esteettisesti miellyttävämpi, mutta kiinnitys ei kestä suuria voimia.

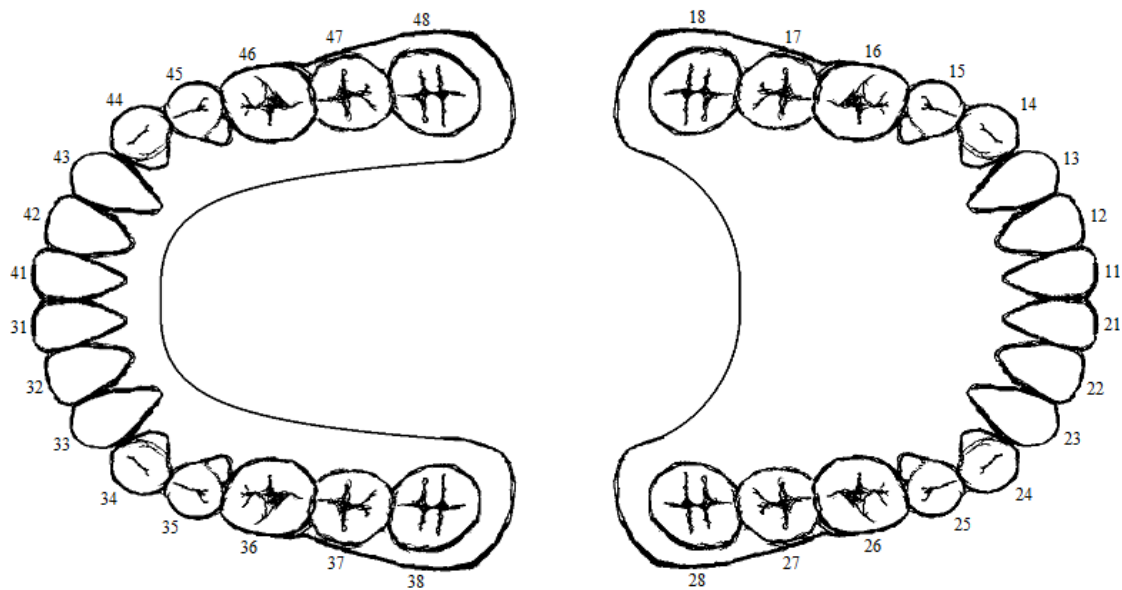
Toinen tapa on porata viereisiin hampaisiin kaviteetit (ks. Kuva 2), joihin kevytsiltaproteesit voidaan upottaa kiinnitystä varten. Tällöin proteesit lepäävät elävien hampaiden päällä tukevasti. Oikein tehtynä tämä kiinnitys on hyvin tukeva ja kestävä, sekä voi kestää kymmeniäkin vuosia.

Tässä dokumentissa käsiteltävällä proteesirungolla voidaan korvata vain yksittäinen puuttuva hammas. Tämän viereisten hampaiden täytyy olla tarpeeksi kookkaat, että niihin on hammaslääkärin mahdollista preparoida tarvittavan suuret kaviteetit kevytsiltaproteesin siivekkeille, ks. Kuva 2 ja Kuva 4.



Kuva 2. Potilaan hampaista tehty kipsijäljennös, johon on preparoitu kaviteetit kahdelle poskihampaan kevytsiltaproteesille.

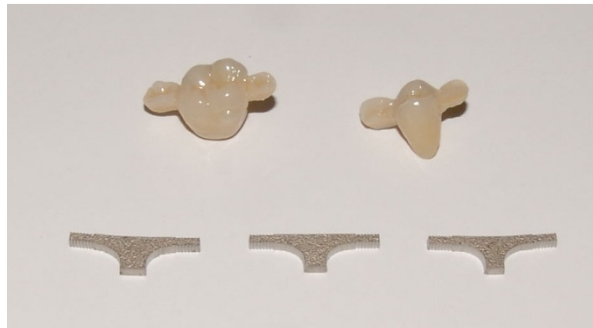
Käytännössä tällainen tilanne on vain osassa premolaari- ja molaarialueita, käsittäen hampaat 15–17 ja vastaavat (ks. Kuva 3). Mutta toisaalta, näiden hampaiden alueelle kohdistuvat suurimmat purentavoimat ihmisen suussa (Mansour & Reynik 1974; Waltimo 1995; Spencer 1998), joten proteesirungon täytyy olla tarpeeksi tukeva, mikä on lisähaaste suunnittelulle.



Kuva 3. Ihmisen hampaiston numerointi, vasemmalla ala- ja oikealla yläleuka.

2.3. Kevytsiltaproteesin rakenne

Siltaproteesi ei normaalisti koskaan muodostu vain yhdestä materiaalista tai osasta, vaan se koostuu proteesin sisällä olevasta rungosta ja sen päälle valettavasta kruunusta (ks. Kuva 4). Proteesirunko voi olla teoriassa mitä vain jäykkää materiaalia kuten kromikobolttia, titaania, ruostumatonta terästä tai kuitulujitteista muovia, Mutta käytännössä materiaalivalinnassa täytyy ottaa huomioon potilaan mahdolliset allergiat (Könönen ym. 1995; Nieminen 2008a) sekä materiaalien bioyhteensopivuudet. Lisäksi runkomateriaaleja voi rajoittaa käytössä oleva laitteisto.



Kuva 4. Kuvassa 1 esitettyyn kipsimalliin valmistetut proteesit irrallisina, sekä laserleikatut proteesirungot.

Kruunumateriaalina käytetään yleensä valokovetteista muovia, posliinia tai kultaa. Näiden materiaalien vaikutukset elimistöön ovat hyvin vähäiset ja ne kestävät normaalikäytössä hyvin, lisäksi muovi- ja posliinikruunut ovat mahdollista värjätä oikeiden hampaiden värisiksi. Posliinikruunun valmistamisessa on ongelmana se, että posliiniin kohdistuvien jännitysten minimoimiseksi kruunun alla oleva runko täytyy olla hyvin lähelle lopullisen hampaan muotoinen, muuten kruunu murtuu käytössä (Nieminen 2008a). Tämän takia posliini ei käy tässä työssä esitetyn proteesirungon kruunumateriaaliksi.

3. SILTAPROTEESIRUNGON VALMISTUKSEN NYKYTILA-ANALYYSI

On olemassa useita eri tapoja valmistaa poskihampaan kevytsiltaproteesin runko. Hammasteknikko voi tilata sen titaanivaluna tai jopa itse valaa sen titaanista. Harvalla hammasteknikolla kuitenkin on käytössä valulaitetta, jossa on mahdollista suorittaa valaminen suojakaasuympäristössä, jonka tietyt reaktiiviset metallit, kuten titaani, vaativat.

Tilatun titaanista valetun rungon toimitusaika voi olla hyvinkin pitkä. Siksi hammasteknikot valmistavatkin rungot usein itse, esimerkiksi kromikoboltista, jonka valu ei vaadi inerttiä suojakaasua. Tuloksena on yksilöllinen ja hyvin kestävä proteesirunko, joka oikein valmistettuna ja kiinnitettynä kestää jopa kymmeniä vuosia (Nieminen 2008a).

3.1. Metallivalu-menetelmä

Metallivalumenetelmällä voidaan käytännössä tehdä millaisia siltarunkoja tahansa, rajana on vain hammasteknikon mielikuvitus ja ammattitaito. Näin joustavan valmistusmenetelmän automatisointi on vaikeaa. Yleensäkin hammaslaboratorioissa automatisoidut valmistusmenetelmät ovat todella harvinaisia, mutta yksinkertaisimpia osatöitä on mahdollista korvata automatisoiduilla menetelmillä.

Haittapuolena metallivalumenetelmässä (ks. Liite 1) on valmistuksen monimutkaisuus ja siinä kuluva aika, joilla on suora vaikutus hammasteknikon tyotehokkuuteen. Kokenut hammasteknikko pystyy valmistamaan kaksi proteesirunkoa rinnakkain 3–5 tunnissa, josta vähintään 2,5 tuntia on aktiivista työaikaa. Kokemattomalta teknikolta yhden proteesirungon valmistuksessa voi kulua koko työpäivä. (Nieminen 2008a.)

3.1.1. Perinteinen hammassilta

Perinteisessä hammassillan valmistuksessa puuttuvan hampaan viereiset hampaat muotoillaan poralla pilareiksi, joiden varaan hammasteknikon rakentama proteesi

sijoitetaan. Tässä menetelmässä joudutaan poistamaan hyvin paljon elävää hammasta, jolloin kruunu ja runko täytyy valmistaa siten, että ne yltävät myös näiden tukihampaiden päälle. Tällä hetkellä käytännössä ainoat varteenotettavat tällaisen rungon valmistustavat ovat metallivalumenetelmä tai mekaaninen työstö.

3.1.2. Kevytsilta

Kevytsillalla tarkoitetaan hammasproteesia, johon tässä työssä esiteltävä proteesirunko soveltuu. Kevytsillan tapauksessa viereisiä hampaita ei porata pilareiksi ja käytännössä tuhota niiden purentapintaa, vaan tukihampaisiin porataan kaviteetit kevytsillan kiinnityssiivekkeille. Siivekkeiden kiinnitys elävien hampaiden takapinnalle on myös mahdollista.

Tällöin yhden puuttuvan hampaan tapauksessa, jonka viereiset hampaat ovat tarpeeksi kookkaat kaviteetteja varten, proteesirunko on verrattain yksinkertainen ja vakio-muotoinen, joten sen valmistuksen automatisointi on täysin mahdollista. Tällöin rungon valmistus ei vaadi laboratoriolle kalliita laiteinvestointeja ja proteesin valmistus ei vaadi hammasteknikkoa, vaan työn voi suorittaa myös hammaslaborantti (Nieminen 2008a).

3.2. Kuitukovetteinen muovi

Kuitukovetteisen muovin hyvä puoli on, ettei se sisällä metallia, joka voisi aiheuttaa ihmisessä allergisia reaktioita. Muoviallergiaakin esiintyy, mutta se on harvinaisempaa kuin metalliallergia. Muoviselle rungolle ei tarvitse valmistaa erillistä muottia, vaan se voidaan muotoilla suoraan kipsimalliin halutun muotoiseksi. Lisäksi muovi on väritykseltään vaalea, joten tilannetta missä rungon väri kuultaa ohuen kruunun läpi pääsee harvoin tapahtumaan, joten se on myös esteettisempi. (Nieminen 2008a.)

4. LASERLEIKATUN PROTEESIRUNGON SUUNNITTELU JA OPTIMOINTI

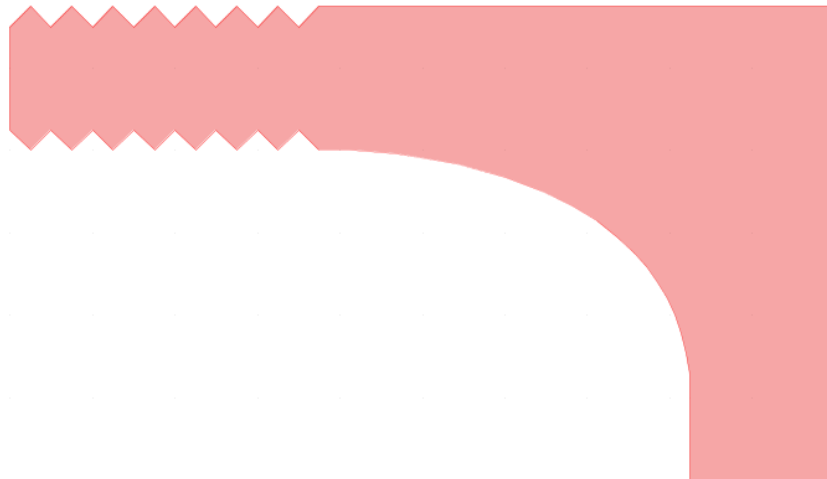
Siltaproteesin runkoa suunniteltaessa tulee ottaa huomioon useita tekijöitä: Kruunulla täytyy olla tarpeeksi liityntäpinta-alaa runkoon, jottei se pääse irtoamaan. Rungon täytyy kestää joidenkin potilaiden tapauksissa yli 800 N purentavoimat, mutta samalla sen täytyy olla muotoiltu siten, että hammasteknikon tai -lääkärin ei tarvitse muotoilla sitä paljoa poralla saadakseen siitä potilaan suuhun sopivan.

4.1. Suunnitteluprosessi

Lasertyöstön tarjoamista eduista on apua heti suunnitteluvaiheesta lähtien. Karkeasti ajateltuna, laserilla on mahdollista vapaasti leikata 2-ulotteisia muotoja suurella tarkkuudella, joten vapaus rungon 2D-muodon suunnittelussa on suuri. Teoriassa runko voitaisiin suunnitella myös kolmiulotteiseksi, jolloin rungon kestävyys voitaisiin maksimoida ja mahdollistaa posliinikruunun käyttö. Mutta tällöin sen valmistus- ja materiaalikustannukset nousisivat liian korkeiksi.

Lähtökohtana rungon muodon suunnittelussa käytettiin hammasteknikon ja -lääkärin kokemuksesta tietoa yhdessä Comsol Multiphysics simulointiohjelmiston kanssa. Rungon muoto lähti heti suunnittelun alkuvaiheessa kohti kolmiota muistuttavaa T-mallia. Pohjana tälle on hammasteknikon kokemus sekä fakta, että kolmio on 2-ulotteisista geometrioista jäykin. Lisäksi kolmiomainen muoto tuo lisäpinta-alaa kruunun kiinnitykselle.

Kaarevien pintojen tehtävänä on antaa tilaa eläville hampaille, ettei niitä tarvitsisi muokata proteesin kiinnitystilanteessa, samalla tukien itse runkoa, että se kestää purentavoimat. Pyällyksen tarkoituksena on aiheuttaa kitkaa ja tuoda lisäpinta-alaa proteesin kruunun liimautumiselle. Proteesin murtuminen pyällyksestä on epätodennäköistä, olettaen että proteesi on kiinnitetty kunnolla ja kyseisiä runkoja ei käytetä korvaamaan liian suurta hammasta (ks. Luvut 6.4 ja 8).



Kuva 5. Keskikokoisen proteesirungon puolitettu 2D-malli Comsol Multiphysics ohjelmistossa.

Proteesirungon CAD-piirustusten piirtämiseen käytettiin avoimeen lähdekoodiin perustuvaa QCad ohjelmistoa. 2D-mallit pystyttiin tuomaan suoraan Comsol Multiphysics ohjelmistoon ja näin pystyttiin suoraan aloittamaan FEM-simuloinnit.

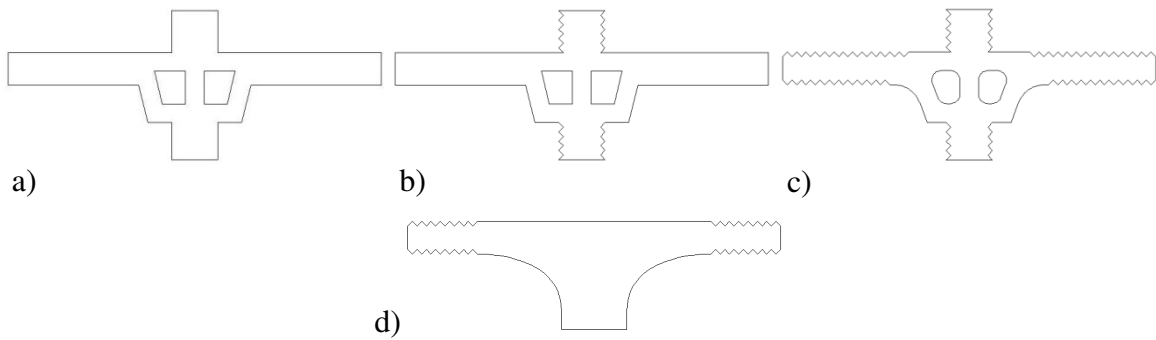
Proteesirunkojen kestävyuden teoreettisessa todentamisessa käytetyssä Comsol Multiphysics ohjelmistossa oli mahdollista käyttää hyödyksi kappaleen symmetriaa (ks. Kuva 5). Tällöin simuloinneissa tarvittava laskentakapasiteetin määrä laskee alle puoleen.

4.2. Optimointi

Proteesirungon suunnittelussa ei ollut tunnistettavaa optimointi-vaihetta, vaan optimointi tapahtui jatkuvasti suunnittelun rinnalla hammaslääketieteen ja lasertyöstön ammattilaisten ja simulointitulosten avulla (ks. Kuva 6). Koska eri alojen ammattilaiset pidettiin tiiviisti mukana suunnitteluprosessissa, optimointi/suunnittelu toimi jouhevasti.

Runkojen ensimmäiset sukupolvet (Kuva 6a, b ja c) muistuttavat enemmän oikeaa siltaa, joka on lävistetty pystypalkilla. Tämä geometria muistuttaa enemmän hammasteknikon tekemiä runkoja. Reikien tehtävänä oli antaa rungon päälle tulevalle

kruunulle kiinnityspinta-alaa, mutta simuloinnit ja mekaaniset testit osoittivat niistä olevan enemmän haittaa kuin hyötyä. Ja kun hammasteknikko osoitti rungossa olevan palkin yläosan olevan käytännössä turha, suunniteltiin runko alusta lähtien uudelleen ja tuloksena saatiin Kuvan 6d runkomalli.



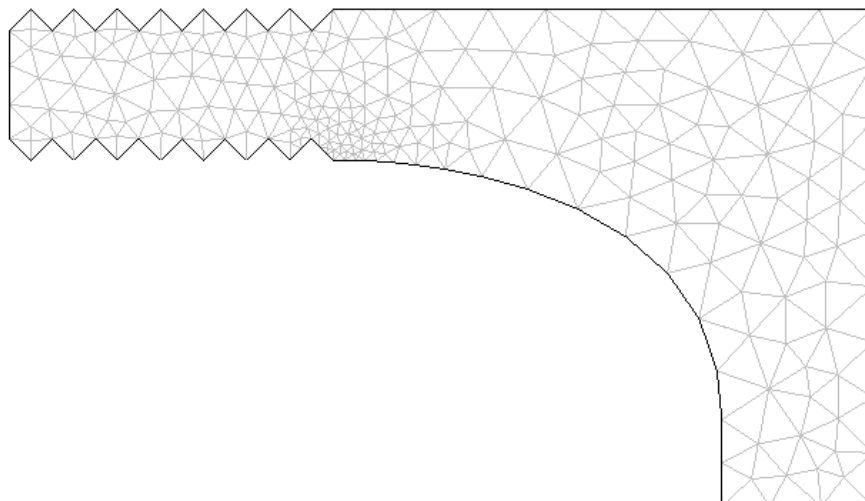
Kuva 6. Keskikokoisen proteesirungon eri sukupolvet.

5. RAKENNEANALYYSI FEM-SIMULOINNILLA

Rakenneanalyysissä (en. *Structural Analysis*) pyritään matematiikan ja fysiikan lakien avulla ennustamaan kappaleen käyttäytyminen halutuissa tilanteissa. Se on kiinteä osa nykyaikaista fyysisten kappaleiden ja rakennelmien suunnitteluprosessia. Sen avulla voidaan tarkastella fyysisen kappaleen kestävyyttä eri olosuhteissa jo suunnittelu- vaiheessa, ja teoreettisesti todentaa kappaleen rakenteellinen kestävyys ilman suoraa testausta.

5.1. Yleistä

FEM-analyysillä on mahdollista numeerisesti ratkaista vaikeiksi osittaisdifferentiaaliyhtälöiksi kuvautuvia lujuusopin ja kontinuumimekaniikan ongelmia järkevällä tarkkuudella, muuntamalla nämä yhtälöt differentiaaliyhtälöiksi. Tämä tapahtuu diskretoimalla tutkittavan kappaleen alue pienemmiksi elementeiksi (en. *domain, sub-domain*), joista muodostuu alkuperäistä kappaletta järkevällä tarkkuudella kuvaava äärellisen kokoinen verkko (en. *mesh*) (ks. Kuva 7). Mallin tarkkuutta voidaan parantaa tihentämällä diskreetointia, mutta samalla laskentateho-vaatimukset nousevat.



Kuva 7. Keskikokoisen proteesirungon diskretoitu 2D-malli, jossa on hyödynnetty kappaleen symmetrisyyttä.

Yleisesti ottaen tutkimuksessa tehdyillä FEM-simuloinneilla haetaan vastausta kahteen kysymykseen:

- 1) Onko teoreettisesti mahdollista, että runko kestää käytössä ilman murtumista?
- 2) Kuinka paljon teoriassa runko antaa periksi purennan aikana?

Ensimmäiseen kysymykseen vastataan Luvussa 6.4 ja toiseen saadaan vastaus ratkaisemalla simuloinneilla taipumafunktio

$$v(t, x, y): t \in \mathbb{R}_+ \cup \{0\}, (x, y) \in \mathbb{A} \subseteq \mathbb{R}^2, \quad (1)$$

missä $v(t, x, y)$ antaa x - ja y -suuntaisen kokonaistaipuman ajanhetkellä t , koordinaateissa (x, y) ja \mathbb{A} edustaa sitä \mathbb{R}^2 :n osajoukkoa, joka määrää proteesirungon 2-ulotteisen pinnan.

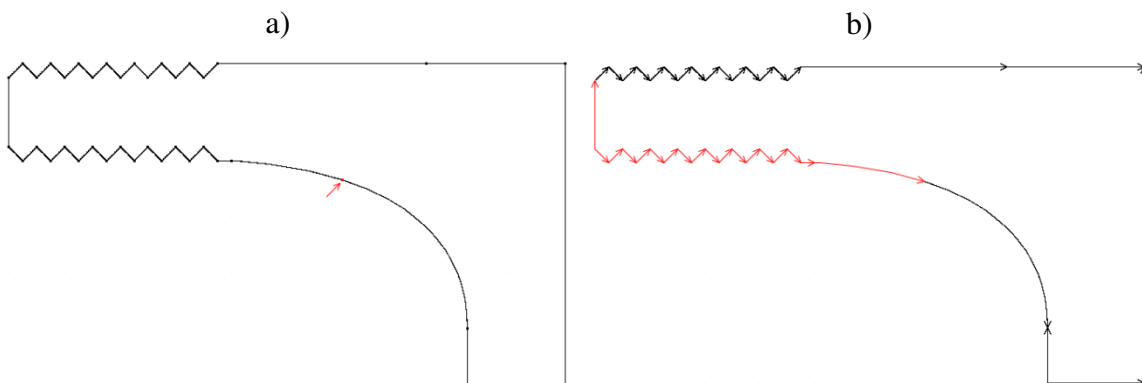
5.2. Simulointikone

Koska FEM-simuloinnit vaativat suurta laskentatehoa, täytyy tarkkojen tulosten aikaansaamiseksi olla käytössä hyvät tietokoneet. Pääasiallisena simulointikoneena tutkimuksessa käytettiin Applen Mac Prota, jossa on 2 kpl 64 bittistä 2,8 GHz 4-ydin prosessoria ja keskusmuistina 4 GB 800 MHz FB-DDR2-muistia. Ajan suhteen muuttuvien simulointien aikana tietokoneen keskusmuisti laajennettiin 32 gigatavuun.

6. FEM-ANALYYSIT

Tutkimuksessa tehdyillä FEM-simulaatioilla pyrittiin imitoimaan tilanteita, joihin runko joutuu niin mekaanisissa testeissä, kuin ihmisen suussa. Suurimmat erot tällöin simulaatioiden välillä esiintyvät tavassa kiinnittää runko simulointiympäristöön. Käytännön mekaanisissa testeissä runko lepää 8 mm leveän kaviteetin päällä, samalla kun sitä painetaan ylhäältä 5 mm matkalta alaspäin (ks. Luku 8.1). Tätä tilannetta kuvastaa simulaatioissa pistekiinnitys, joka kiinnittää rungon ympäristöön vain halutusta pisteestä ja jättää rungon siivekkeet vapaasti liikkumaan (ks. Kuva 8a).

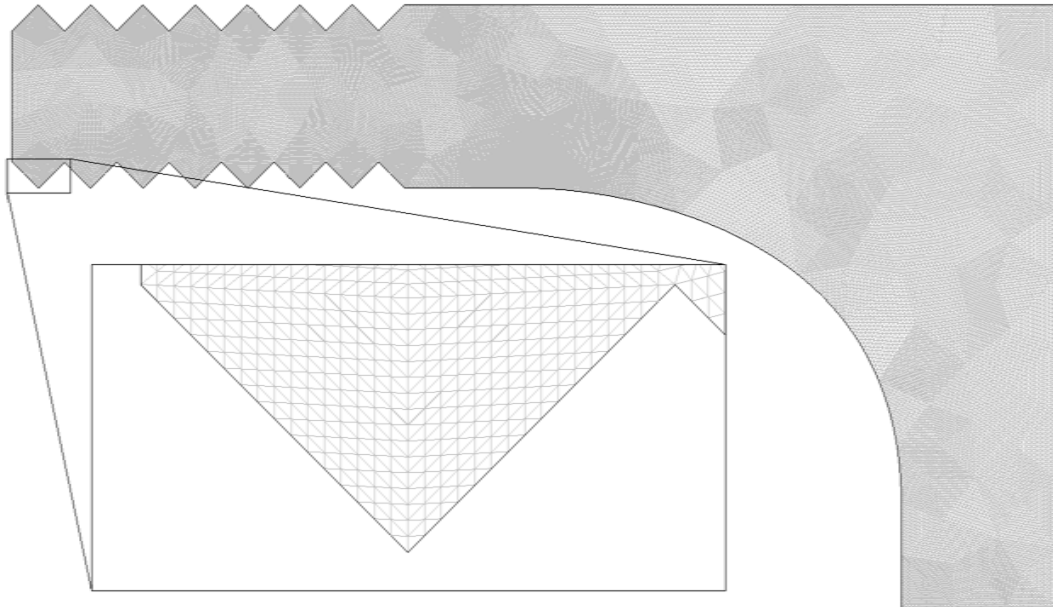
Ihmisen suussa olevaa tilannetta kuvataan viivakiinnityksellä, jossa proteesin siivekkeet kiinnitetään ympäristöön niiden päistä, pistekiinnityskohtaan asti koko matkalta (ks. Kuva 8b). Tällöin viivakiinnitys kuvaa täydellisen pitävää liimapintaa. Näissäkin testeissä kiinnityskohtien välinen etäisyys oli siis 8 mm ja voima tuodaan 5 mm:n matkalle rungon yläosaan.



Kuva 8. Proteesirunkojen kiinnitystavat ja -kohdat FEM-simuloinneissa: a) piste-, b) viivakiinnitys.

Koska proteesin muoto, ja ennen kaikkea simuloitavat voimat, vaihtelevat vain kahdessa ulottuvuudessa (leveys ja korkeus), ei ole syytä käyttää simulaatioissa kolmatta ulottuvuutta (syvyyttä), vaan sen arvo voidaan syöttää simulointiin numeerisesti. Tällöin tarvittava muistimäärä on murto-osa, verrattuna kolmiulotteiseen simulaatioon. Lisäksi käytettävässä ohjelmistossa oli mahdollista käyttää rungon y-akselin suuntaista symmetriaa hyväksi ja simuloida kappaleesta vain puolet. Tällöin

tarvittava muistin tarve vastaavan tiheyden omaavaan kokonaiseen malliin laskee alle puoleen. Tämä vapautuva muistimäärä otetaan käyttöön tihentämällä diskretointia (ks. Kuva 9).



Kuva 9. Staattisessa analyysissä käytetty diskretoitu proteesirungon 2D-malli.

6.1. FEM-analyysien parametrit

Simuloinneissa pyrittiin käyttämään niin tiheää diskretointia kuin mahdollista, ilman että laskenta-aika pitenee liian pitkäksi. Taulukossa 1 on esitetty erikokoisten runkojen diskretoitujen mallien parametrit.

Taulukko 1. Simulointiparametrit eri rungon kokoluokille staattisissa simuloinneissa.

Kokoluokka	Verkon elementtien lkm.	Vapausasteet
Pieni	124 160	499 234
Keskikokoinen	105 984	426 370
Iso	106 752	429 410

Valitsemalla diskretointi mahdollisimman tiheäksi, saadaan tilanne, että on useita elementtikerroksia, muun muassa kiinnityspisteen ja rungon yläreunan välissä. Näin

saadaan parempi resoluutio simuloiteihin ja todetaan suuremmalla varmuudella mahdolliset rungon pettämiset rasituksen alla. Toisaalta suuri diskretointitiheys lisää huomattavasti laskentakapasiteettivaatimuksia, mutta laskenta-ajat kyseessä olevissa simuloinneissa pysyivät järkevissä rajoissa.

Simulaatioissa titaatin materiaaliteknisinä parametreina käytettiin Comsol Multiphysics ohjelmiston kirjaston titaatin arvoja. Nämä arvot ovat esitetty Taulukossa 2.

Taulukko 2. Simulaatioissa käytetyt titaatin materiaalitekniset parametrit.

Symboli	Suure	Arvo	
E	Kimmokerroin	105,00	GPa
ν	Poissonin luku	0,33	
ρ	Tiheys	4 940,00	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$

Simulointituloksiksi saatiin visuaalisina esityksinä ja numeerisina arvoina rungossa tapahtuvat poikkeamat, sekä vertailujännitykset (en. *von Mises stress*). Simulointiolosuhteet staattisissa simulaatioissa ovat esitetty Taulukossa 3.

Taulukko 3. Simulointiolosuhteet staattisessa analyysissä.

Suure	Suuruus
Kiinnityskohtien etäisyys toisistaan	8 mm
Voiman vaikutusalueen pituus	5 mm
Voiman vaikutusalueen leveys (rungon paksuus)	2 mm
Vaikuttavan voiman suuruus ja suunta	800($-\mathbf{e}_y$) N
Vaikuttavan voiman aiheuttaman paineen suuruus ja suunta	80($-\mathbf{e}_y$) MPa

Taulukossa 4 on esitetty ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa käytetyt parametrit. Siinä vaikuttavaa voimaa vaihdellaan 300 ja 500 N:n välillä 1 Hz taajuudella. Näin simuloidaan ihmisen purentatoimintaa.

Taulukko 4. Olosuhteet ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa.

Suure	Suuruus	
Kiinnityskohtien etäisyys toisistaan		8 mm
Voiman vaikutusalueen pituus		5 mm
Voiman vaikutusalueen leveys (rungon paksuus)		2 mm
Vaikuttavan voiman suuruus ja suunta	$(400 + 100 \cdot \sin(2\pi t))(-e_y)$	N
Vaikuttavan voiman aiheuttaman paineen suuruus ja suunta	$(40 + 10 \cdot \sin(2\pi t))(-e_y)$	MPa

6.2. Staattinen analyysi

Staattisessa analyysissä simuloidaan tilannetta, missä ei oteta huomioon mahdollisia transientti-ilmiöitä eikä muutoksia ajan suhteen. Eli käyttäen hyväksi funktiota (1), ratkaistavaksi yhtälöksi saadaan

$$v_{xy} = \lim_{t \rightarrow \infty} v(t, x, y), \quad (2)$$

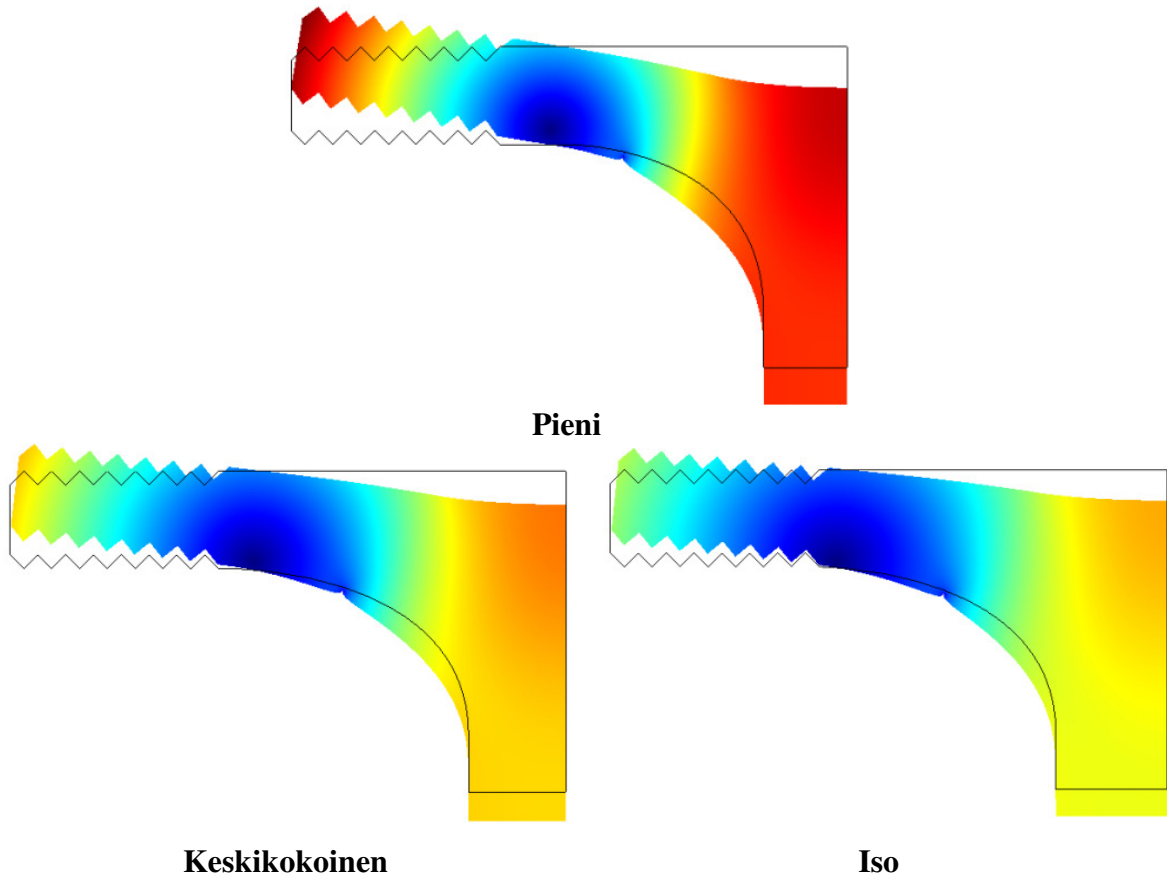
missä v_{xy} on x - ja y -suuntainen kokonaistaipuma metreinä. Simulaatioissa mielenkiintoisimmat kohdat ovat proteesirungon yläpinnan keskikohta, jossa tapahtuu suurin taipuma, koordinaateissa $(10 \cdot 10^{-3}; 1,75 \cdot 10^{-3})$, sekä kiinnityskohta, mihin muodostuu suurimman jännitykset simuloinneissa.

6.2.1. Mekaanisten testien staattinen analyysi

Mekaanisia testejä simuloitiin käyttäen Kuvassa 8a esitettyä pistekiinnitystä, joka on 4 mm etäisyydellä rungon keskikohdasta. Kun voima tuotiin runkojen keskikohtaan, runkojen siivekkeet pääsivät tällöin nousemaan vapaasti, kuten oikeassakin tilanteessa, kun runkoja painetaan keskeltä alaspäin kahden tukipisteen välistä.

Simulointien visuaaliset tulokset ovat esitetty Kuvassa 10 ja arvot maksimaalisille poikkeamille ja vertailujännityksille ovat esitetty Taulukossa 5. Kuvissa näkyvien runkojen värit ja liioitellut muodonmuutokset ovat suhteutettu toisiinsa ja kuvastavat

simuloinneissa tapahtunutta muodon poikkeamaa. Mitä kauempana sinisestä punaiseen päin, sitä enemmän kyseessä oleva kohta on poikennut alkuperäisestä tilasta.



Kuva 10. Mekaanisten testien staattisten simulointien visuaaliset tulokset toisiinsa suhteutettuna.

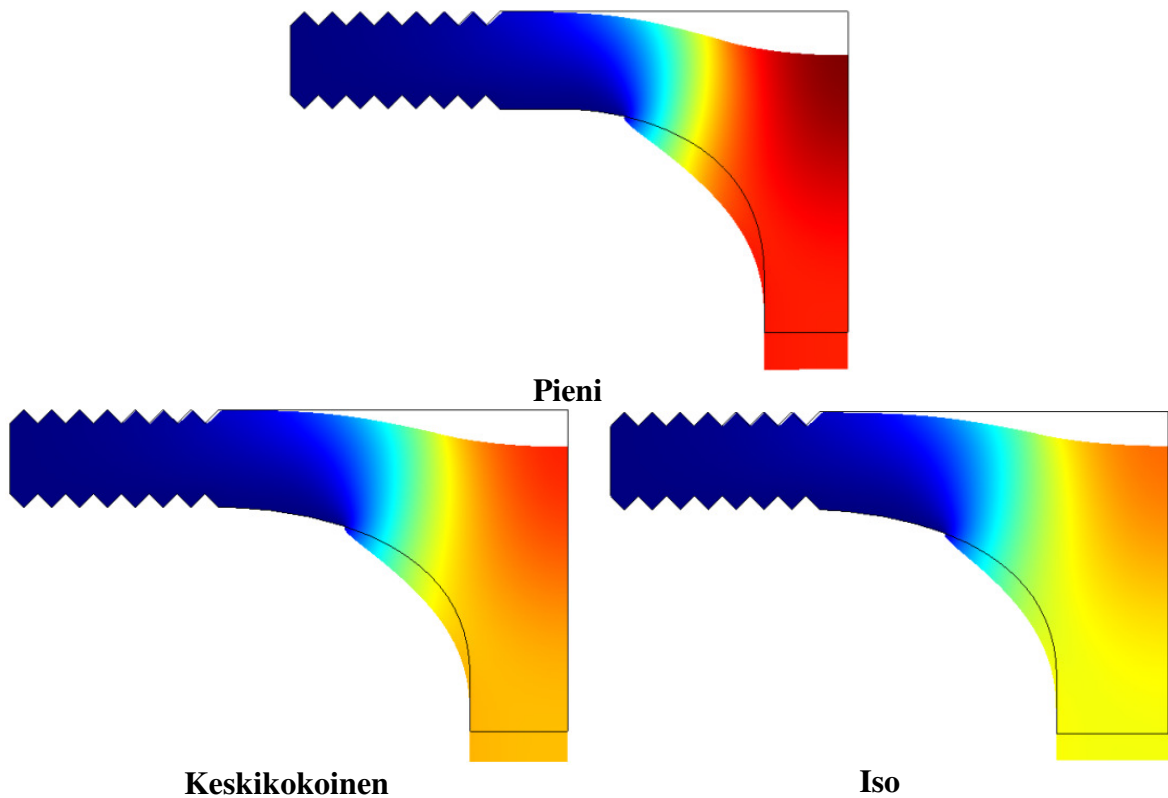
Taulukko 5. Rungon eri kokoluokkien maksimaaliset poikkeamat ja vertailujännitykset mekaanisten testien staattisissa simuloinneissa.

Kokoluokka	v_{xy} [μm]	σ_{vert_MAX} [GPa]
Pieni	26,1	29,4
Keskikokoinen	20,0	13,4
Iso	18,5	13,8

6.2.2. Purentatoiminnan staattinen analyysi

Suussa olevaa tilannetta simuloitiin samaan tapaan kuin mekaanisia testejä. Sillä erolla, että tässä rungot kiinnitettiin viivakiinnityksellä ympäristöön, joka imitoi äärettömän pitävää liimapintaa (ks. Kuva 8b). Simulaatioissa vaikuttava voima tuotiin jälleen rungon keskikohtaan ylhäältäpäin, ja tavoitteena simulaatioissa on saada selville paljonko proteesirungot antavat teoriassa periksi pitkäaikaisen voimakkaan purennan vaikutuksesta. Sekä analysoida murtuuko runko käytössä (ks. Luku 6.4).

Purentatoiminnan simuloinnit antavat hieman paremmat tulokset kuin mekaanisten testien simuloinnit. Esimerkiksi pienikokoinen runko antaa periksi vain noin 16 μm , mutta toisaalta sen σ_{vert_MAX} on huomattavasti alhaisempi kuin mekaanisten testien simulointitulokset. Simulointien tulokset on esitetty Kuvassa 11 ja Taulukossa 6.



Kuva 11. Staattisten purentatoiminnan simulointien visuaaliset tulokset toisiinsa suhteutettuna.

Taulukko 6. Rungon eri kokoluokkien maksimaaliset poikkeamat ja vertailujännitykset purentatoiminnan staattisissa simuloinneissa.

Kokoluokka	v_{xy} [μm]	$\sigma_{vert\ MAX}$ [GPa]
Pieni	16,1	4,3
Keskikokoinen	13,6	2,4
Iso	12,4	2,1

Suuret erot vertailujännityksissä eri kiinnitystapojen välillä on selitettävissä sillä, että simuloinneissa käytetty pisteikiinnitys kuvautuu syvyysuunnassa viivaksi, jolla, kuten pisteelläkään, ei ole pinta-alaa. Kun taas 2-ulotteinen viivakiinnitys kuvautuu syvyysuunnassa tasoksi, jolla puolestaan on selvästi laskettavissa oleva pinta-ala. Näin simuloinneissa, joissa käytettiin viivakiinnitystä, verrattuna pisteikiinnitykseen, voima jakautui kiinnityskohdassa teoriassa äärettömän paljon suuremmalle alalle.

6.3. Ajan suhteen muuttuvan tilanteen mallintaminen

Kun simulointeihin otetaan mukaan myös ajan suhteen muuttuvat voimat, monimutkaistuvat simuloinnit huomattavasti. Tällöin lisäyksenä ei tule vain aika kolmanneksi ulottuvuudeksi, vaan nyt täytyy ottaa huomioon simuloitavassa kappaleessa tapahtuvat dynaamiset muodonmuutokset, joita pyritään mallintamaan vaimennuksella.

Tutkimuksessa tehdyissä FEM-simuloinneissa käytetään vaimennukseen niin kutsuttua Rayleigh vaimennusta (en. *Rayleigh damping*). Siinä vaimennuksen oletetaan olevan verrannollinen kappaleen massan m ja jäykkyyden k lineaarikombinaatioon. Tällöin vastuskerroin c saadaan lausekkeesta

$$c = \alpha m + \beta k, \quad (3)$$

missä α on massan ja β jäykkyyden vaimennusparametri. (COMSOL AB. 2007: 121.)

6.3.1. Vaimennusparametrien ratkaisu

Suurin vaikeus Rayleigh vaimennuksen käytössä on vaimennusparametrien (en. *Rayleigh damping parameters*) α ja β valinta siten, että pystytään ratkaisemaan totuudenmukainen vastuskerroin c ja saavutetaan hyvät simulointitulokset.

Yksi tapa ratkaista vaimennusparametrit on käyttää hyväksi kappaleen ominaistajuuksia (f_1, \dots, f_n) sekä vaimennussuhdetta ζ , joka ilmaisee vastuskertoimen suhteen kriittiseen vastuskertoimeen (c/c_0) (Chowdhury & Dasgupta 2003). Laskennassa käytetään vaimennussuhdetta, koska tämän arvon täytyy simuloijan itse arvioida ja suhdeluvun arvioiminen on mielekkäämpää kuin itse kertoimen. Suhdelukua käytettäessä yhtälö (3) saa muodon

$$\zeta = \frac{\alpha}{4\pi f_0} + \beta \pi f_0, \quad (4)$$

lausekkeen johto on esitetty Liitteessä 2. Laskennassa tarvittavat ominaistajuudet voidaan selvittää FEM-simuloinneilla (ks. Taulukko 7). Koska laskelmissa on 2 tuntematonta, käytetään kahta ominaistajuutta ja kahta ζ :n arvoa, luodaan yhtälöryhmä ja ratkaistaan α ja β :

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \frac{1}{4\pi f_1} & \pi f_1 \\ \frac{1}{4\pi f_2} & \pi f_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \zeta_1 \\ \zeta_2 \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{4\pi f_1} & \pi f_1 \\ \frac{1}{4\pi f_2} & \pi f_2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \zeta_1 \\ \zeta_2 \end{bmatrix} = \frac{\text{adj} \begin{bmatrix} \frac{1}{4\pi f_1} & \pi f_1 \\ \frac{1}{4\pi f_2} & \pi f_2 \end{bmatrix}}{\det \begin{bmatrix} \frac{1}{4\pi f_1} & \pi f_1 \\ \frac{1}{4\pi f_2} & \pi f_2 \end{bmatrix}} \begin{bmatrix} \zeta_1 \\ \zeta_2 \end{bmatrix} \\ &= \frac{1}{\frac{1}{4} \left(\frac{f_2}{f_1} - \frac{f_1}{f_2} \right)} \begin{bmatrix} \pi f_2 & -\pi f_1 \\ -\frac{1}{4\pi f_2} & \frac{1}{4\pi f_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \zeta_1 \\ \zeta_2 \end{bmatrix} = \frac{4}{\frac{f_2}{f_1} - \frac{f_1}{f_2}} \begin{bmatrix} (f_2 \zeta_1 - f_1 \zeta_2) \pi \\ \left(\frac{\zeta_2}{f_1} - \frac{\zeta_1}{f_2} \right) \frac{1}{4\pi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{4\pi f_1 f_2 (f_1 \zeta_2 - f_2 \zeta_1)}{f_1^2 - f_2^2} \\ \frac{f_1 \zeta_1 - f_2 \zeta_2}{(f_1^2 - f_2^2) \pi} \end{bmatrix}, \end{aligned} \quad (5)$$

ζ :n arvot voivat olla myös samat.

Taulukko 7. Simulaatioilla saatuja proteesirunkojen pyöristettyjä ominaistajuuksia [Hz].

f_n	Pieni	Keskikokoinen	Iso
f_1	73 600	77 900	80 000
f_2	364 600	372 400	372 400

Laskelmissa ζ_1 :lle ja ζ_2 :lle annetaan arvot 0,1 ja 0,2, eli kappaleen oletetaan olevan alivaimennettu ja alkavan värähdellä jos sitä poikkeutetaan lepotilasta. Ominaisuuksista käytetään tässä tapauksessa kahta pienintä, eli f_1 :sta ja f_2 :sta. Simuloinneissa vääjäämättä tulevien epätarkkuuksien johdosta laskelmissa on käytetty pyöristettyjä taajuuksien arvoja. Taulukossa 8 on esitetty kaavalla (5) lasketut proteesirunkojen vaimennusparametrit.

Taulukko 8. Proteesirunkojen vaimennusparametrit.

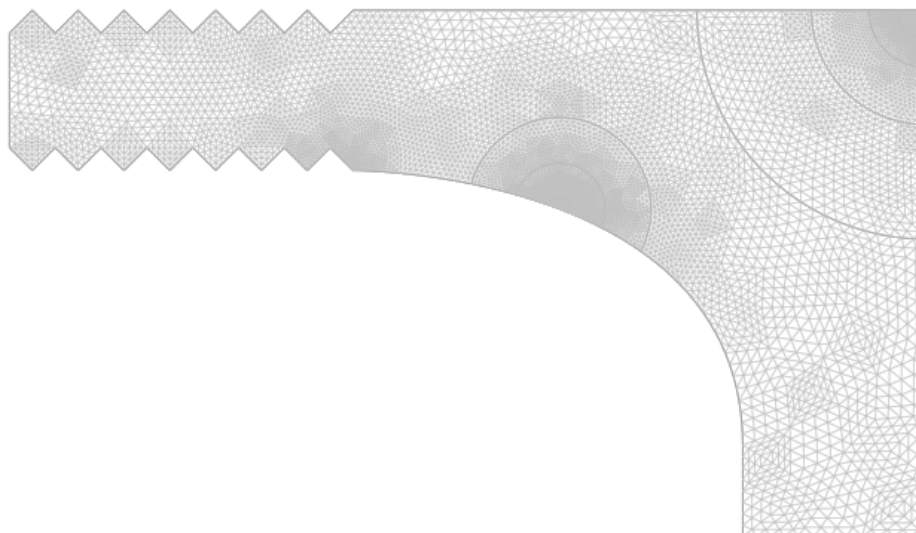
	Pieni	Keskikokoinen	Iso
α [1/s]	$5,749 \cdot 10^4$	$5,954 \cdot 10^4$	$6,011 \cdot 10^4$
β [s]	$1,637 \cdot 10^{-7}$	$1,601 \cdot 10^{-7}$	$1,600 \cdot 10^{-7}$

6.3.2. Ajan suhteen muuttuvat simuloinnit

Tutkimuksella tehdyillä ajan suhteen muuttuvilla simuloinneilla pyrittiin mallintamaan mahdollisia käytössä syntyviä väsymisilmiöitä. Väsymisilmiön todentaminen on tärkeää, koska se voi aiheuttaa kappaleen murtumisen, vaikka vaikuttavat voimat eivät pitkäaikaisessa staattisessa käytössä murtumista aiheuttaisikaan. Käytännössä useimmat laitteiden rikkoontumiset johtuvat juuri ajan suhteen vaihtelevista kuormituksista (Outinen, Salmi & Koski 2003: 353). Kappaleen murtuminen väsymisen seurauksena, johtuu kappaleen materiaaliteknisistä ominaisuuksista aiheutuvasta huonosta kyvystä sopeutua muuttuviin olosuhteisiin riittävän nopeasti. Tällöin kappaleeseen aiheutuvat jännitykset voivat alkaa kumuloitua ja aiheuttaa kappaleen rikkoontumisen.

Ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa kappaleen diskretointia pyrittiin tihentämään kriittisissä paikoissa, joissa halutaan laskentatarkkuuden olevan mahdollisimman hyvä

(ks. Kuva 12). Tämä toteutettiin jakamalla kriittisten kohteiden ympäristö ympyrän muotoisiin alueisiin ja näin pakottaen diskretointi näiden alueiden ympäristössä muuta kappaletta tiheämmäksi. Simuloinneissa vaikuttaa voimaa vaihdellaan 300 ja 500 newtonin välillä yhden Hertzin taajuudella 10 sekunnin ajan. Simulointituloksina saadaan kappaleen yläreunan keskikohdan paikan muutos ajan funktiona (ks. Kuva 13).

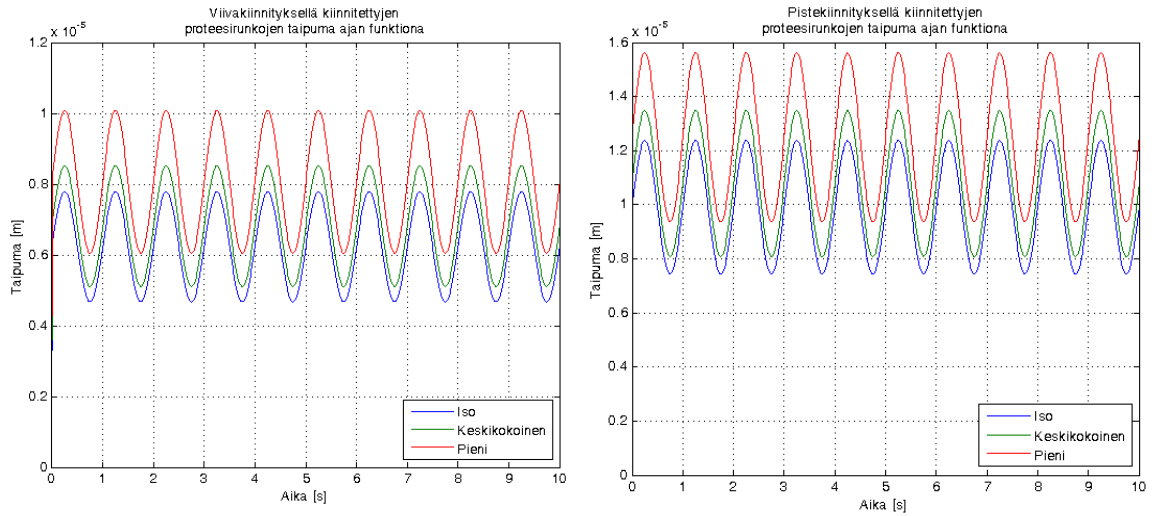


Kuva 12. Esimerkki ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa käytetystä diskretoinnista.

Taulukko 9. Simulointiparametrit rungon kokoluokille ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa.

Kokoluokka	Verkon elementtien lkm.	Vapausasteet
Pieni	22 992	93 050
Keskikokoinen	19 088	77 306
Iso	18 048	73 122

Taulukossa 9 on esitetty simuloinneissa käytetyt simulointiparametrit. Verrattuna staattisten simulointien parametreihin (ks. Taulukko 1), ne ovat huomattavasti pienemmät johtuen juuri tutkittavan järjestelmän muuttujien suuremmasta lukumäärästä. Mutta samalla paikallinen verkontiheys kriittisten alueiden ympärillä on mahdollisesti tiheämpikin kuin staattisissa simuloinneissa.



Kuva 13. Proteesirungon yläreunan keskikohdan poikkeama ajan suhteen muuttuvissa FEM-simuloinneissa.

Ajan suhteen muuttuvissa simuloinneissa ohjelmisto ei ottanut huomioon transientti-ilmiötä, mikä tulee tapahtumaan ennen kuin kappaleessa tapahtuvat muodonmuutokset ovat päässeet tasapainoon vaikuttavien voimien kanssa. Siten, että kappale ottaa kokonaisuudessaan voiman vastaan, eikä vain kiinnityskohta (ks. Luku 8.1.2). Tästäkin syystä simulointiaika on jätetty vain 10 sekuntiin, tällöin siinä säästetty laskentateho on käytetty hyödyksi simulointien tarkkuudessa ja simulaatioihin käytetyssä todellisessa ajassa. Simuloinneista saadut maksimaaliset vertailujännitysten arvot on esitetty Taulukossa 10. Matemaattisesti pistekiinnityksen käyttö ei ole mieluisaa sen aiheuttaman epäjatkuvuuskohdan vuoksi. Tällöin juuri kiinnityskohdassa olevat jännityksen ovat äärettömän suuret ja sen välittömässä ympäristössä simulointitulokset saastuvat. Tämän voi kompensoida käyttämällä kiinnityskohdan ympäristössä suurta diskreetointitiheyttä, jolloin saastunut alue saadaan pienennettyä mitättömän pieneksi.

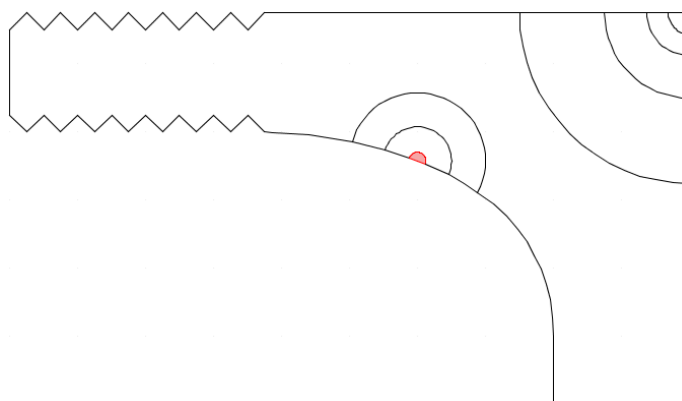
Taulukko 10. Ajan suhteen muuttuvista simuloinneista saadut σ_{vert_MAX} -arvot [GPa].

	Pieni	Keskikokoinen	Iso
Viivakiinnitys	2,645	2,300	2,208
Pistekiinnitys	21,180	20,900	20,430

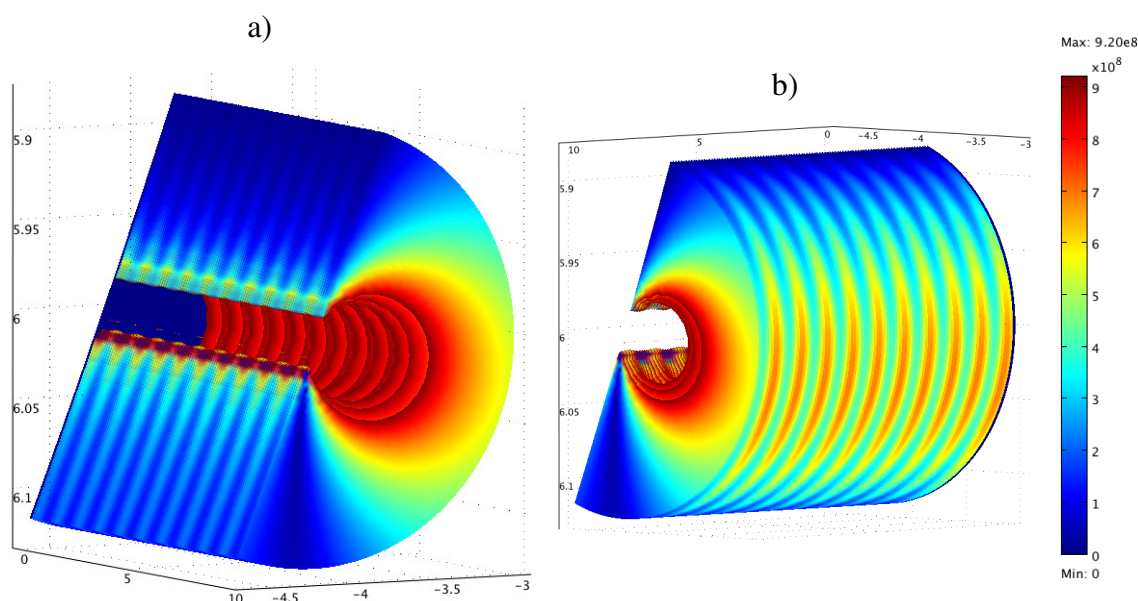
Kuvissa 15a ja b on esitetty Kuvassa 14 punaisena näkyvän alueen, eli pistekiinnityskohdan ympäristön, vertailujännitykset ajan funktiona. Kuvissa 15a ja b näkyvä aukko kuvion keskellä on se alue, jossa vertailujännityksen arvo kohoaa titaanin murtorajaa (920 MPa) korkeammalle ja oletettavasti murtuu.

Kuvien 13 ja 15 kuvaajista nähdään myös hyvin mikä on näiden simulointien heikkous: ne eivät ota huomioon kappaleessa tapahtuvia muodonmuutoksia. Toisaalta näiden huomioonottaminen on hyvin haastavaa ja vie todella paljon laskentakapasiteettia. Koska joka näytteenottohetkellä, kappaleen epämuodostunut muoto täytyisi laskea uudelleen, sitten diskretoida se ja jatkaa simulointeja seuraavaan näytteenottohetkeen ja tehdä sama uudestaan.

Kuvissa 14b ja c näkyvien murtumien koon pienuudesta voidaan päätellä kyseessä olevan ison proteesirungon antavan mekaanisissa testeissä periksi ensin kuvissa näkyvässä alueessa. Tällöin kappale on alkanut painautua puristusleuan vastakappaletta vasten, jolloin kiinnityskohta laajenee vastakappaletta myötäileväksi ja pystyy näin ottamaan vastaan paljon suurempia puristusvoimia. Kun kiinnityskohta on saavuttanut rajan, missä se kestää yhtä paljon kuin rungon lopullinen murtumiskohta, kiinnityskohdan epämuodostuminen hidastuu radikaalisti ja rungon epämuodostuminen on saavuttanut eräänlaisen tasapainotilan, missä seuraava murtorajan ylitys murtaa koko rungon.



Kuva 14. Ajan suhteen muuttuvien simulointien pistekiinnityskohta.



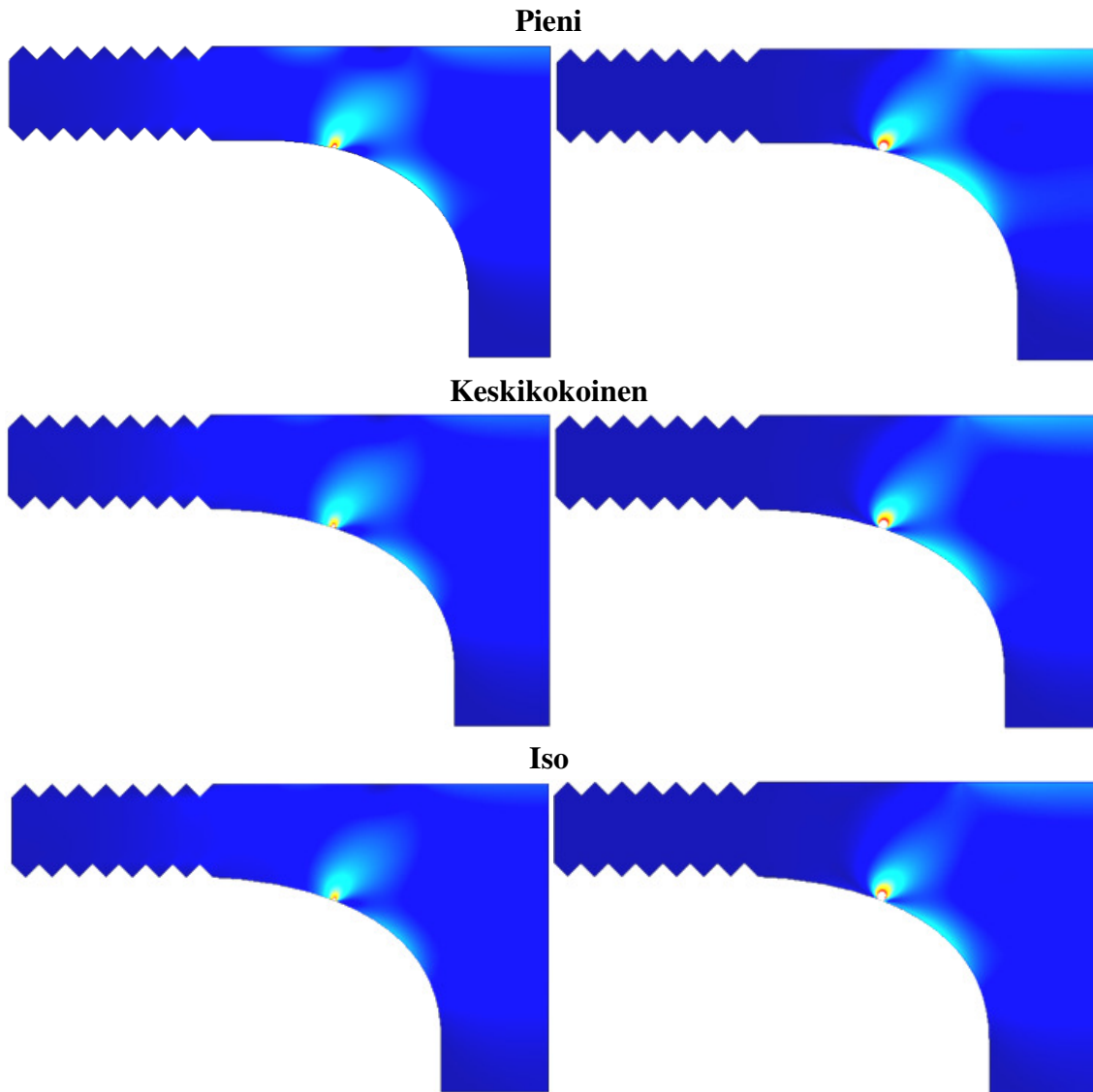
Kuva 15. Isokokoisien proteesirungon pistekiinnityskohtien vertailujännityskuvaaja, ajan suhteen muuttuvassa simuloinnissa.

6.4. Murtumisanalyysi

Vertailemalla simuloinneista saatuja vertailujännityksiä (σ_{vert}) titaanin murtorajaan (R_m), saadaan selville kestääkö proteesirunko sille asetettuja mekaanisia vaatimuksia. 5-luokan titaania (Ti-6Al-4V), joka on yleisesti hyväksytty metalli lääketieteessä (ks. Luku 1.1), käytetään yleensä kuumamuokattuna ja hehkutettuna, tämän ansiosta sen myötöraja on noin n. 900 MPa ja murtolujuus noin 920 MPa (Lindroos, Sulonen, Veistinen 1986: 652; Lütjering & Williams 2007: 219). Kun FEM-simuloinneissa saatuja vertailujännityskuvia verrataan murtolujuuden arvoon, murtuminen oletettavasti tapahtuu jos σ_{vert} on suurempi, kuin murtoraja R_m . Tämä on hyvin havainnollistettavissa jättämällä simuloinnissa piirtämättä rungosta alueet, joissa σ_{vert} on suurempi kuin R_m (ks. Kuva 16).

Kuvassa 16 esitetyissä tuloksissa oletettu murtumiskohta näkyy pieninä punaisen värin ympäröiminä alueina. Otettaessa huomioon vertailujännitysten arvot kauempana

kiinnityskohdista, missä tulokset ovat luotettavimmat, nämä simulointitulokset viittaavat siihen, että proteesirungot tulevat kestävämmän normaalikäytössä.



Kuva 16. Murtumisanalyysin tulokset, vasemmalla viivakiinnityksellä ja oikealla pistekiinnityksellä suoritettut simuloinnit.

6.5. Rakenneanalyysin yhteenveto

Simulointituloksista nähdään rungon vääjäämättä antavan jonkin verran periksi, jos purennassa käytetään paljon voimaa ja pureminen tapahtuu yksistään kyseisellä

proteesihampaalla. Mutta kun otetaan huomioon syömisessä käytettävien purentavoimien pienuudet verrattuna maksimaalisiin purentavoimiin, voiman jakautuminen useampien hammasparien kesken, kruunun tuoma lisätuki ja lisäksi suun biomekaaniset ominaisuudet, kuten hampaiden joustaminen, voidaan olettaa proteesirunkojen kestävän hyvin normaalikäytössä.

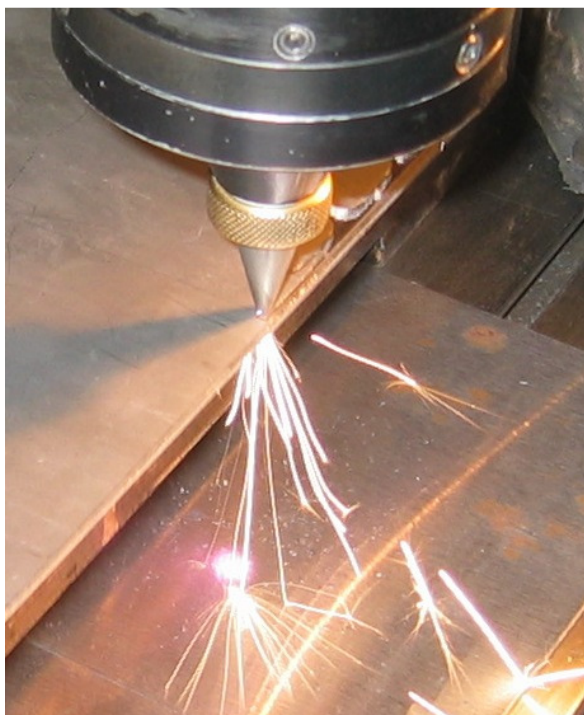
Ajan suhteen muuttuvilla simuloinneilla tutkittiin proteesirungossa syömisestä aiheuttavien voimien aiheuttamia muodonmuutoksia, jolloin voimat ovat verrattain pienet. Bruksismista kärsivällä ihmisellä yön aikana tapahtuvan tahattoman purentatoiminnan aikana voimat ovat monenkertaiset normaaliin verrattuna, jolloin hampaat voivat kulua täysin sileiksi (Waltimo, Nyström & Kökönen, 1994). Tällöin kyseessä olevan proteesin käyttö voi olla kyseenalaista.

Nämä simulointitulokset eivät yksinään riitä täysin todistamaan runkojen todellista kestävyyttä, vaan se antaa hyvän pohjan jatkaa runkoprototyyppien valmistamisella ja mekaanisilla testeillä. Joilla todistetaan runkojen käytännössäkin kestävän purentatoiminnan ja suuret purentavoimat.

7. LASERLEIKATTUJEN PROTEESIRUNKOJEN VALMISTUS

Titaani on vaikeasti koneistettava metalli, koska se on korkeissa lämpötiloissa kemiallisesti hyvin reaktiivinen, joten esimerkiksi lastuamisessa terät hitsautuvat herkästi siihen kiinni (Ezugwu & Wang 1995; Väisänen 2000: 7). Yksi lasertyöstön tärkeimmistä eduista mekaaniseen työstöön verrattuna onkin se, että siinä ei työstettävään kappaleeseen aiheudu mekaanista kosketusta (ks. Kuva 17), mikä tekee lasertyöstöstä luonnollisen valinnan titaanisten proteesirunkojen valmistusmenetelmäksi. Lisäksi sen nopeus/tarkkuus-suhde on ylivoimaisesti paras tämän hetken mahdollisista menetelmistä.

Titaani on myös hyvin herkästi hapettava metalli, joten samoin kuin titaanin valamisessa, se täytyy ottaa huomioon myös lasertyöstössä. Jos titaanisula pääsee kosketuksiin hapen kanssa, se palaa ja leikkausjälki huononee. Tämän voi estää, käyttämällä inerttiä suojakaasua, kuten argonia tai argonin ja heliumin seosta (Kujanpää ym. 2005: 144), jolloin suojakaasu syrjäyttää leikkauskohdassa hapen, kunnes titaanisula on jäähtynyt.



Kuva 17. Nd:YAG-laser leikkaamassa proteesirunkoja.

7.1. Leikkauslaser

Proteesirunkojen leikkaukseen käytettiin 500 watin pulssitettua Nd:YAG-laseria. Se on lamppupumpattu kidelaser, jossa laseroiva väliaine, neodyymi, on seostettu YAG-kiteeseen. Tämä ei ole paras mahdollinen lasertyyppi todella hienomekaaniseen laserleikkaukseen (Kujanpää 2008: 11), mutta soveltuu kuitenkin hyvin esitettyjen proteesirunkojen työstöön.

7.2. Laserleikkaus

Laserleikkaus on lasertyöstöprosesseista kaikkein yleisin. Siinä materiaalia leikataan sulattamalla tai höyrystämällä sitä sen pinnalle fokusoidulla lasersäteellä. (Kujanpää ym. 2005: 21.) Leikkauksesta aiheutuvan railon leveyttä voidaan muuttaa siirtämällä lasersäteen fokuksipistettä suhteessa leikattavaan kappaleeseen. Nd:YAG-laserissa valon tuottamiseen käytettävien aineiden takia, sen lasersädetä ei ole mahdollista fokusoida yhtä pienelle alueelle kuin esimerkiksi hiilidioksidilaserissa (CO₂-laseri), jolloin Nd:YAG-laserin käyttö hienomekaniikkasovelluksissa on rajoitettu. Mutta toisaalta Nd:YAG-laser toimii lähi-infrapuna-alueella, jolloin sen sädetä voidaan ohjata kuidulla tai normaaleilla peileillä ja linseillä, mikä ei ole mahdollista infrapuna-alueella toimivassa CO₂-laserissa.

7.2.1. Työstön esivalmistelut

Kuten kaikessa CNC-koneistuksessa, ennen kuin työstö voidaan aloittaa, työstörata on ohjelmoitava laitteeseen. Se tehdään CAD-piirroksista CAD/CAM-sovelluksen avulla, joka ottaa automaattisesti huomioon työstön aloituksessa, lopetuksessa sekä erikoistapauksissa, kuten terävissä kulmissa, tehtävät työstövaiheet. Varsinkin suurta tarkkuutta vaativissa töissä, erikoistapaukset kuten terävät kulmat, ovat tärkeää saada työstettyä hyvin. Suurissa kappaleissa myös lasertyöstön aloitus ja lopetus tulevat suureen arvoon. Paksun kappaleen leikkauksen aloitus on tehtävä niin, että kappale leikkaantuu siististi läpi asti heti alusta lähtien, eli laserin on saatava polttaa levyä

paikoillaan hetken aikaa. Lopetuksessa on otettava huomioon, ettei leikattu kappale pääse omalla painollaan murtumaan perusmateriaalista irti kun leikkaus lähenee loppua. Sekä että itse leikkausjälki on siisti myös kun leikkauskohdan materiaalipaksuus ohenee äkisti lopussa.

7.2.2. Leikkausprosessi

Tällä kyseisellä laserilla leikkaus tapahtuu lyhyiden laserpulssien avulla, jolloin osa materiaalista höyrystyy ja osa sulaa, joka puhalletaan leikkauskaasun avulla pois. Leikkauskaasuna käytetään argonia, koska se syrjäyttää hapen eikä happi silloin pääse polttamaan leikkauskohtaa. Taulukossa 11 on esitetty eräät proteesirunkojen leikkauksessa käytetyt parametrit.

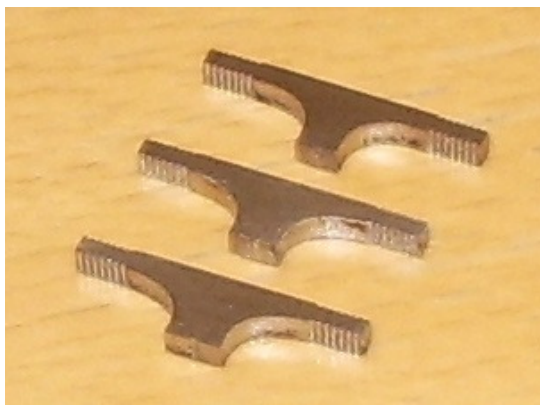
Taulukko 11. Laserleikkauksen parametrit.

Suure	Arvo
Säteen taajuus	75 Hz
Pulssin pituus	400 μ s
Laserin käyttöjännite	430 V
Leikkausnopeus	100 mm/s
Säteen leveys	120 μ m
Kaasunpaine	10 Pa

7.2.3. Jälkikäsittely

Jos työstössä on käytetty tarvittavaa suojakaasua, jälkikäsittelyä lasertyöstetyille tuotteille ei yleensä tarvita. Mutta jos titaania leikatessa leikkauskaasuna käytetään esimerkiksi paineilmaa, ilmassa oleva happi polttaa leikkauspintaa. Tällöin titaanisula pääsee kosketuksiin hapen kanssa, se palaa eikä ilmavirtaus pysty puhaltamaan sulaa titaania täysin irti perusmateriaalista, vaan se jähmettyy purseeksi työstettävän kappaleen alapinnalle. Purse täytyy poistaa käsihionnalla, joka hyvin tehtynä suurelle määrälle vie runsaasti aikaa.

Käytettäessä oikeaa suojakaasua, päästään tilanteeseen, jossa kappaleet eivät tarvitse aikaa vievää jälkikäsittelyä. Leikkauspinnassa ei ole jälkeäkään palamisesta ja pinta on siisti ja puhdas (ks. Kuva 18).



Kuva 18. Laserleikattuja proteesirunkoja.

8. LASERLEIKATTUJEN PROTEESIRUNKOJEN MEKAANISET TESTIT

Kuten FEM-mallinnus, myös mekaaniset testit ovat kiinteä osa nykyaikaista fyysisten kappaleiden suunnitteluprosessia. Kun FEM-mallinnuksessa kappaleen fyysinen kestävyys todennettiin teoreettisesti, käyttäen matematiikkaa ja fysiikan lakeja, mekaanisissa testeissä tehdään sama asia todelliselle fyysiselle kappaleelle käyttäen mekaanista testilaitetta.

Samoin FEM-simulaatioissa, proteesirunkojen mekaaniset testit pyrittiin järjestämään niin, että ne imitoivat mahdollisimman hyvin pahinta mahdollista tilannetta, mitä suussa olevalle proteesille voi mekaanisesti tapahtua. Näin saadaan mahdollisimman luotettavat tiedot, miten proteesirungot pahimmillaan käyttäytyvät käytössä.

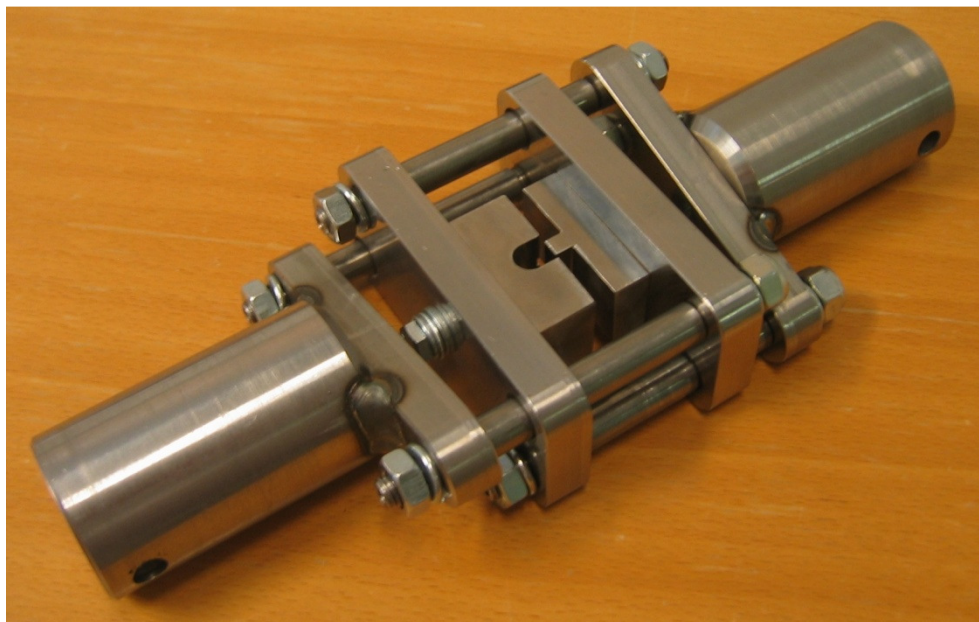
8.1. Koejärjestelyt ja kokeiden suorittaminen

Proteesirungon testauksessa käytettiin hyväksi materiaaliteknisissä vetokokeissa käytettyä Lloyd LR10K-vetokonetta (ks. Liite 3). Laitteeseen valmistettiin kyseessä olevien proteesirunkojen testaukseen tarkoitettut puristusleuat, jotka muuntavat vetovoiman puristukseksi (ks. Kuva 19). Kokeissa proteesi asetetaan lepäämään kiinnityssiipiensä varaan, halkaisijaltaan 8 mm kaviteetin päälle. Vaikuttava voima tuodaan ylhäältäpäin keskelle proteesia, 5 mm levyiselle alueelle.

Ensiksi proteesirungoille tehdään normaali puristuskoe, jossa kappaletta puristetaan jatkuvasti kasvavalla voimalla. Tietokone tallentaa käytettävän voiman ja leukojen liikkuvan matkan. Näistä arvoista saadusta kuvaajasta pystytään hahmottamaan myötöraja, jonka jälkeen runkoon muodostuu pysyviä muodonmuutoksia.

Toinen käytetty testaustapa on syklinen testi, jolla pyritään imitoimaan ihmisen purentatoimintaa. Tässä testissä puristusvoimaa vaihdellaan kahden ennalta määrätyn voiman välillä halutun ajan verran, noin yhden hertsin taajuudella. Testeissä käytettiin voimarajoina 300 ja 500 N, ja aikaa yksittäiseen testiin käytettiin yksi tunti. Näistä

testeistä käy ilmi kuinka paljon proteesi antaa purentatoiminnan aikana periksi, sekä mahdolliset väsymisilmiöt.



Kuva 19. Vetokoneeseen valmistetut puristusleuat.

8.1.1. Puristuskokeet

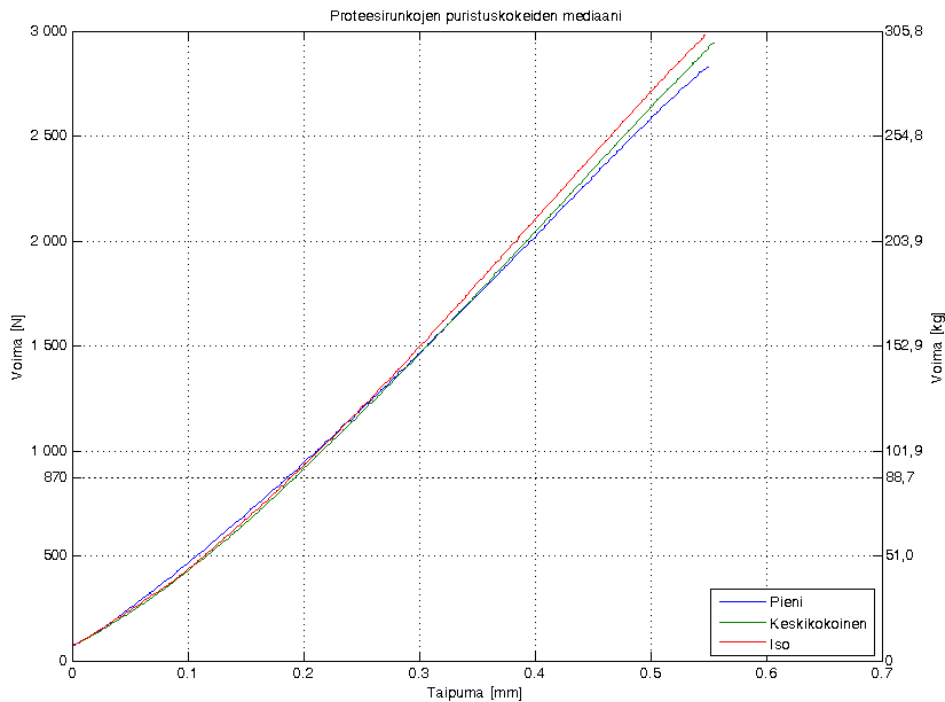
Puristuskokeet ovat hyvin yksinkertainen koe, missä kappaletta painetaan jatkuvasti kasvavalla voimalla, samaan aikaan tallentaen kappaleen taipuma. Taipuma toisaalta on saman verran kuin puristusleukojen liikkuma matka puristuksen aikana.

Koska keskimääräisesti maksimaalinen purentavoima terveen nuoren miehen molaarialueella on 870 N (Waltimo 1995: 22), kokeissa otettiin lähtökohdaksi kasvattaa puristusvoimaa vähintään tähän arvoon asti. Mutta samalla seuraten kappaleen taipumakuvaajaa, koetta on turha jatkaa jos runkoon alkaa ilmetä pysyviä vaurioita.

Puristuskokeissa suoritettiin jokaiselle proteesirunkojen kokoluokalle 10 toistoa ja Kuvassa 20 on esitetty tulosten mediaanikuvaajat, kaikkien toistojen kuvaajat löytyvät Liitteestä 4. Kuvaajista nähdään kuinka kiinnityskohta antaa aluksi hieman periksi, kun vaikuttava voima on alle 500 N, sen jälkeen runko alkaa ottaa kokonaisuudessaan voimaa vastaan ja käyrän kulmakerroin kasvaa. Kuvaajan lopussa alkaa eri

kokoluokkien kestävyyserot näkyä: pieni proteesirunko antaa ensimmäisenä periksi, sitten keskikokoinen ja viimeisenä suuri. Mutta testien perusteella pysyviä muodonmuutoksia ei esiinny millään rungolla alle 2 500 N puristusvoimilla.

Näiden tulosten perusteella voidaan olettaa, ettei proteesirunkojen väsytyksokkeiden tuloksissa tule olemaan suurtakaan eroa eri kokoluokkien välillä. Sillä selvästi näkyvät erot runkojen kestävyudessa tulevat esille vasta yli 1 500 N voimilla. Lisäksi Kuvan 20 kuvaajasta ja simulointituloksista voidaan päätellä proteesirungon kiinnityskohdan hieman antavan periksi rasituksen alla heti väsytystestien aluksi, mutta sen jälkeen kestävä ilman muodonmuutoksia.



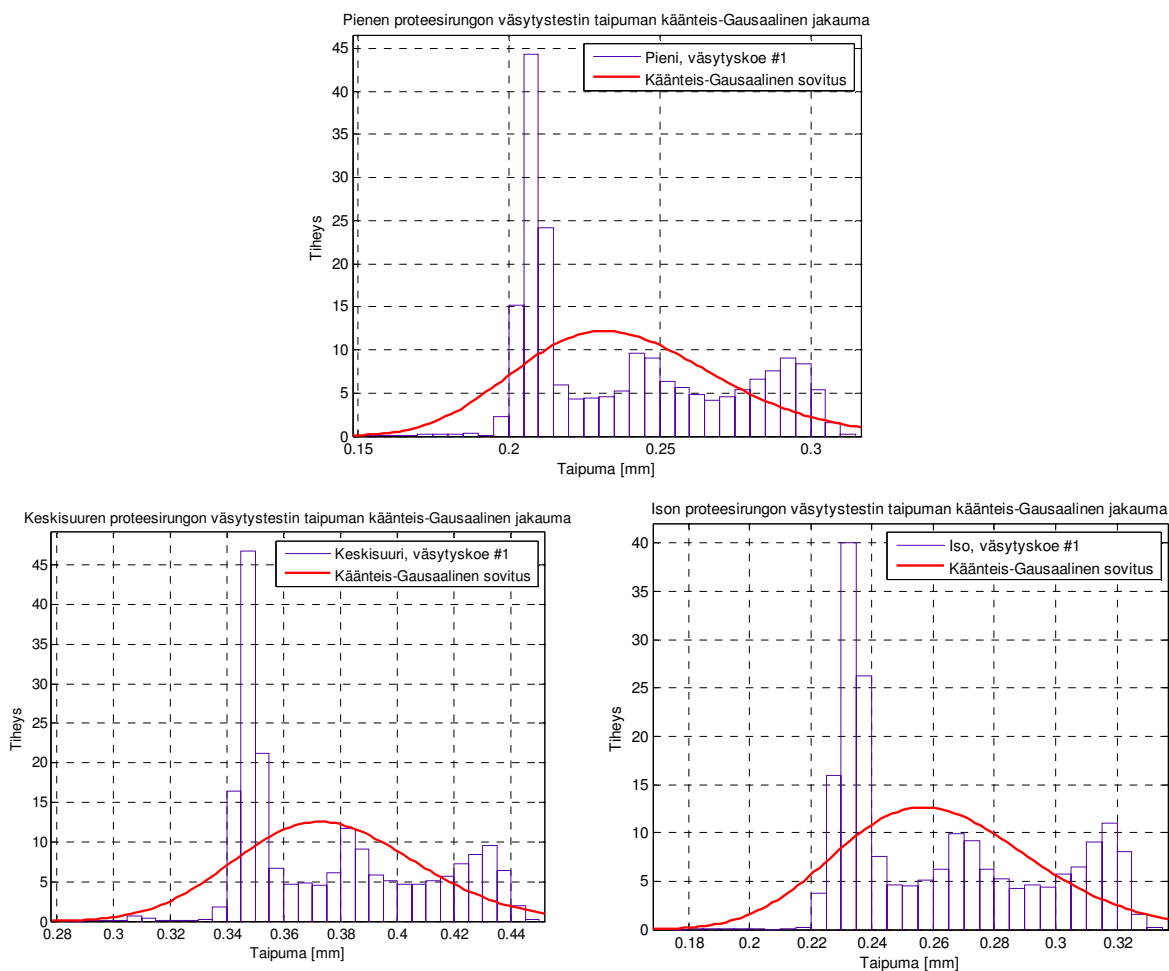
Kuva 20. Proteesirunkojen puristuskokeiden tulosten mediaanikuvaajat.

8.1.2. Väsytyksokkeet

Väsytyksokkeissa pyritään selvittämään kappaleeseen aiheutuvat väsymisilmiöt, sekä se miten proteesirunko käyttäytyy pitkäaikaisen purentatoiminnan aikana. Testausohjelmistossa väsytystestien voimarajoina käytettiin 300 ja 500 newtonia. Mutta, testilaitteen mekaanisista ominaisuuksista johtuen, vaikuttava voima vaihteli

käytännössä noin 250 ja 700 newtonin välillä. Tämä hieman haittaa mekaanisten kokeiden ja dynaamisten simulointien vertailua, mutta samalla proteesirungot toisaalta joutuvat todelliseen testiin. Lisäksi puristusleukojen toimivuudessa ilmeni ongelmia, joita täytyi mahdollisuuksien mukaan kompensoida pois.

Tuloksena näistä kokeista saadaan taipuma voiman funktiona (ks. Liitteet 5–7). Näistä kuvista nähdään runkojen antavan väsytyksteissä kaikki periksi noin 0,1 mm syklin aikana. Suuri taipuma on selitettävissä sillä, ettei runko ota kokonaisuudessaan voimaa vastaan, vaan puristusleuan vastakappaletta vasten painava pieni osa runkoa. Taipuman pystyy helpommin hahmottamaan kun piirretään taipuman jakaumafunktio ja siihen sovitetaan käännteinen Gaussin jakauma (ks. Kuva 21).



Kuva 21. Väsytyksetien esimerkkitaustien käännteiset Gaussin jakaumat.

Tuloksissa nähtävien venymäarvojen suuri vaihtelu selittyy sillä, että näissä venymissä on otettu mukaan myös leuoissa olleet välykset. Vetokoneen täytyi ottaa leuoista välykset pois ennen kuin proteesirungot puristuivat leukojen väliin.

8.2. Kokeiden yhteenveto

Puristuskokeiden tulosten perusteella voidaan sanoa testattujen proteesirunkojen kestäväen hyvin ihmisen purentavoimat ilman pysyviä muodon muutoksia. Erityisesti normaalit puristuskokeet viittaavat tähän suuntaan, eikä väsytysteisteissäkään ollut havaittavissa väsymisilmiöitä, vaikka testauksessa käytetyt voimat ovat lähellä ja ylikin ruokaillessa käytettyjä voimia.

Kun vertaillaan esimerkiksi terveen nuoren miehen maksimaalista purentavoimaa proteesin kiinnitystä, jokainen kiinnitys irtoaa kun sitä rasitetaan tarpeeksi suurella voimalla. Lisäksi, koska proteesi on kiinnitetty poraamalla eläviin hampaisiin urat, suuren rasituksen alla nämä elävät hampaat voivat murtua, tai jopa haljeta, ennen kuin runko antaa periksi. Toisin sanoen, tutkimustulosten perusteella voidaan todeta, etteivät nämä proteesirungot tule olemaan proteesin toimivuuden kannalta heikoin kohta, vaikka niiden muotoa optimoitaessa niiden absoluuttinen kestävyys hieman heikentyisikin.

Mekaanisten testien tulokset viittaavat myös siihen, että proteesirunkojen muodossa on positiivisessa mielessä vielä paljon optimoimisen varaa. Erityisesti optimointia voidaan tehdä alueilla, joita hammasteknikot suurella todennäköisyydellä tulevat joka tapauksessa muokkaamaan, kuten siivekkeissä ja keskikohdan yläosassa. Näiden muokkausten tekeminen jo valmistusvaiheessa vähentää lisää hammasteknikolta vaadittavaa työaika.

8.3. Tulosten vertailu simulointeihin

FEM-simulointien ja mekaanisten testien tuloksissa on havaittavissa selkeitä eroja. Nämä johtuvat siitä, että simuloinneissa käytetyt mallit proteesirungoista ovat idealisoituja malleja, joissa ei otettu huomioon kappaleiden perusmateriaalissa olleita epäpuhtauksia tai mikromurtumia. Lisäksi erityisesti dynaamiset simuloinnit eivät ottaneet huomioon eri ajanhetkien välillä tapahtuneita muodonmuutoksia ja murtumia. Viime kädessä näiden huomioon ottaminen tällä hetkellä on kokeneen suunnittelijan vastuulla, joka osaa ottaa nämä asiat huomioon simuloinneista lopullisessa analyysissä.

Vertailtaessa simulointien ja runkojen mekaanisten kokeiden tuloksia, nähdään kuitenkin korrelaatio tulosten välillä: pienikokoinen runko antaa selkeästi muita runkoja ennemmin periksi. Toisaalta, vertailtaessa tuloksia ihmisen purentavoimiin, erot runkojen kestävyyksien välillä ovat kuitenkin olemattomat.

9. VERTAILU MUIHIN PROTEESIRUNKOJEN VALMISTUSMENETELMIIN

Automaatiotekniikan tehtävänä on helpottaa ihmisten tekemää työtä. Niissä tapauksissa, joihin tämä laserleikkauksella toteutettu proteesirunko soveltuu, vähentää se hammasteknikon käsityötä huomattavasti. Sen sijaan, että hammasteknikko pahimmassa tapauksessa käyttäisi puoli työpäivää yhden proteesirungon valmistukseen, hän voi valita oikean kokoisen rungon, tarvittaessa muokata sitä hieman poralla ja aloittaa kruunun valamisen sen ympärille. Kokonaistyöaika proteesin valmistuksessa alenee mahdollisesti jopa alle puoleen, mikä vapauttaa hammasteknikon tekemään muita töitä kiireisinä aikoina.

Tässä luvussa verrataan eri valmistusmenetelmiä hammasteknikon näkökulmasta, tarkastelussa käsitellään menetelmien nopeutta, vaativuutta ja luotettavuutta. Nämä ovat tärkeimmät asiat, mitkä proteeseissa ja näiden valmistusmenetelmissä täytyvät olla kunnossa. Ne eivät pelkästään vaikuta hammasteknikon työtehokkuuteen vaan myös työn laatuun ja potilaan tyytyväisyyteen.

9.1. Valmistusmenetelmien vertailu

Yleistyäkseen valmistusmenetelmän täytyy olla nopea ja halpa, ja lopputuloksena syntyvien kappaleiden täytyy olla kestäviä, korkealaatuisia ja keskenään tasalaatuisia. Hammasproteesirungot eroavat tavallisista kappalevarateollisuuden tuotteista siinä, että tähän mennessä proteesirunkoja ei ole ollut mahdollista valmistaa massatuotantona, vaan kaikki rungot ovat tehty tilaus-/käsityönä, joten niiden keskinäistä tasalaatuisuutta on ollut mahdotonta vertailla.

Valmistusmenetelmien vertailussa, lasertyöstetty runko on hammasteknikon kannalta huomattavasti parempi vaihtoehto. Teknikolta jää käytännössä proteesirungon valmistus täysin pois, tilalle tulee valmiin rungon mahdollinen kevyt muokkaus. Tästä muodostuu painavin taloudellinen syy lasertyöstettyihin runkoihin siirtymiseen. Myös mahdolliset inhimilliset virheet rungon valmistuksessa jäävät käytännössä pois, koska rungot

valmistetaan leikkaamalla tietokoneohjatulla teollisuuslaserilla. Tämän ansiosta kaikki kappaleet ovat keskenään myös hyvin tasalaatuisia.

Jos kokeneelta hammasteknikolta menee yksittäisen proteesirungon valmistukseen metallivalumenetelmällä 3–5 h, ja vastaavasti lasertyöstetyn rungon valmistamiseen kruunun valamista varten 20 min. Olettaen kruunun valamisen kestävän 4 h, lasertyöstetty runko parantaa hammasteknikon työtehokkuutta noin 40–50 %.

9.2. Proteesirunkojen vertailu potilaan kannalta

Potilaan kannalta erot näkyvät lähinnä proteesissa käytettävässä materiaalissa. Titaani on protetiikkaan soveltuvista metalleista yksi kevyimmistä ja kestävimmistä. Lisäksi vain harvat ihmiset ovat allergisia titaanille ja se on laajalti tutkittu ja lääketieteessä hyväksi todettu metalli (ks. Luku 1.1).

Lisäksi kun otetaan huomioon mekaanisten testien tulokset, voidaan sanoa runkojen kestävän käytännössä rankkaakin käyttöä. Tällöin todennäköisyys proteesin irtoamiselle tai rikkoontumiselle rungon vuoksi, on hyvin pieni. Tällä puolestaan on suora vaikutus potilaan tarvitsemiin hammaslääkärikäyntien määrään ja tarvittavien hoitokulujen suuruuteen

9.3. Vertailujen yhteenveto

Taulukossa 12 on esitetty metallivalumenetelmällä ja lasertyöstöllä valmistettujen proteesirunkojen vertailujen tulokset. Tulosten pohjalta voidaan todeta, ettei laserleikattu runko ole niin yleiskäyttöinen, että se voisi korvata täysin minkään olemassa olevan valmistusmenetelmän. Mutta toisaalta se on varteenotettava täydennys hammasteknikoiden käytössä olevaan tuoteperheeseen.

Taulukko 12. Kevytsiltaproteesirunkojen valmistusmenetelmien vertailu.

	Laserleikattu titaanirunko	Metallivalurunko
Valmistusmenetelmän		
- Nopeus	Mahdollisesti tarvittava muokkaus minuuteissa.	Valmistusaika vie tunteja.
- Vaativuus	Rungon valmistus tapahtuu automaattisesti erikoislaitteilla, hammasteknikolle jää vain mahdollinen kevyt muokkaus.	Valumuotin valmistus hidasta ja vaativaa työtä.
- Luotettavuus	Laserleikatut rungot hyvin tasalaatuisia, mahdolliset virheet tapahtuvat muokkauksessa.	Rungon valmistus on taitoa vaativa työ ja inhimilliset virheet mahdollisia.
- Käyttökohteet	Soveltuu vain sellaisen hampaan korvaamiseen, jonka vieressä on tarpeeksi kookkaat hampaat kaviteetteja varten.	Rungosta voi valmistaa minkä muotoisen vain, joten korvattavien hampaiden paikka ja lukumäärä eivät ole este.
Hyödyt potilaalle	<ul style="list-style-type: none"> - Käyttäjän kannalta on mieluisaa, että titaani on kevyttä materiaalia, ja lisäksi titaaniallergia on harvinaista. - Laserleikattu proteesirunko on mekaanisten testien perusteella hyvin kestävä, joten rungon pettäminen käytössä on epätodennäköistä. 	

Tulevaisuudessa tulee olemaan mahdollista myös valmistaa yksilöllisiä 3-ulotteisia proteesirunkoja käyttäen kehittyneitä 3D-lasereita, mahdollisesti jopa hammasteknikoiden laboratorioissa. Tämän mahdollistaminen vaatii tosin vielä paljon työtä laserteknologian kehittämisessä. Tämän päivän 3D-laserit eivät vielä ole tarpeeksi tehokkaita kyetäkseen leikkaamaan metallia usean millimetrin paksuudelta. Kaupalliset sovellukset, jotka käyttävät hyväksi 3D-laserskannereita, kykenevät jo hyvällä tarkkuudella suunnittelemaan yksilöllisen proteesirungon skannaamalla potilaan leuan kipsijäljennöksen.

10. YHTEENVETO

Työssä esiteltiin lasertyöstöllä valmistetun poskihampaan titaanisen kevytsilta-proteesirungon suunnittelu, valmistus ja testaus. Rungon rakenteellinen kestävyys todennettiin ensiksi teoreettisesti staattisilla ja dynaamisilla FEM-simuloinneilla, ja tämän jälkeen rungoille tehdyillä mekaanisilla testeillä. Lisäksi proteesirungon suunnittelussa on ollut mukana lasertyöstön ja hammaslääketieteen ammattilaisia, jolloin runkojen käytettävyys ja kestävyys sekä valmistuksen helppous ja nopeus ovat otettu hyvin huomioon. Näillä on osaltaan varmisteltu laserleikattujen runkojen olevan käytännöllinen ja korkealaatuinen täydennys hammasteknikoiden käytettävissä olevaan tuoteperheeseen.

Kuten Luvussa 8.2 todettiin, tulevaisuudessa runkojen kehittämistä voi jatkaa pidemmälle optimoidulla muodolla, jossa otetaan huomioon hammasteknikon useimmin tekemät muutokset, pitäen samalla runkojen kestävyys korkealla tasolla. Tämä on tehtävissä esimerkiksi geneettisellä algoritmilla, missä proteesin muoto optimoidaan käyttäen luonnon evoluutiota jäljittelevällä algoritmilla. Lisäksi, koska kappaleiden mahdollisesti sileä pinta on haitaksi kruunun kiinnittymiselle, etukäteen tuodun pinnoitteen, tai jonkin muun mahdollisesti automatisoitavissa olevan pintakäsittelymenetelmän kartoitus ja toteuttaminen ovat mielenkiintoisia tutkimusaiheita.

Pelkästään pintakäsittelymenetelmän lisäksi, myös kokonaisen lasertyöstöä ja konenäköä hyödyntävän hienomekaanisten tuotteiden valmistuslinjan kehittäminen on varteen otettava tutkimuskohde. Jolloin siinä hyödynnettäisiin digitaalista kuvankäsittelyä lasersäteen ohjaamiseen työstössä sekä konenäköä ja hahmontunnistusta laadunvarmistuksessa.

LÄHDELUETTELO

- ADA Council on Scientific Affairs (2003). Association report; Titanium applications in dentistry. ADA, American Dental Association. *Journal of American Dental Association, JADA*, volume 134, March 2003, s. 347–349.
- Bronzino, Joseph D (1995). *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press, IEEE Press. 2862 s. ISBN: 0-8493-8346-3.
- Brown, S. A. & J. E. Lemons (1996). *Medical Applications of Titanium and Its Alloys; The Material and Biological Issues, ASTM STP 1272*. American Society for Testing and Materials. 421 s. ISBN: 0-8031-2010-9.
- Canay, S., N. Hersek, A. Çulha & S. Bilgiç (1998). Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *Journal of Oral Rehabilitation*, volume 25, 1998, s. 759–768.
- Chowdhury, Indrajit & Shambhu P. Dasgupta (2003). Computation of Rayleigh damping coefficients for large systems. *The Electronic Journal of Geotechnical Engineering*, volume 8, Bundle 8C.
- COMSOL AB. (2007). *Structural Mechanics Module User's Guide*. Version: October 2007, COMSOL 3.4.
- Ezugwu, E. O. & Z. M. Wang (1995). Titanium alloys and their machinability – A review. *Journal of Materials Processing Technology* volume 68, 1997, s. 262–274.

- Heikkilä, Jouni, Yrjö T. Konttinen & Jukka Salonen (2003). *Hammaslääketieteessä, suu- ja kasvokirurgiassa sekä korva-, nenä- ja kurkkutaudeissa käytettävät biomateriaalit, Osa 2*. Lääkelaitos, Terveystieteiden laitteen ja tarvikkeet-osasto. Lääkelaitoksen julkaisusarja 4/2003. 54 s. ISBN: 952-5099-57-1, ISSN: 12238-8777.
- Kentala, Jukka (2008). Filosofian tohtori, hammaslääketieteen lisensiaatti; Vaasan terveyskeskuksen johtava ylihammaslääkäri. Haastattelu 26.2.2008. Haastattelijana Timo M. R. Alho. Muistiinpanot haastattelijan hallussa.
- Kovacs, Paul & James A. Davidson (1994). Chemical and electrochemical aspects of the biocompatibility of titanium and its alloys. Teoksessa: Brown & Lemons, 1996, s. 163–177.
- Kuhn, Kelvin J. (1998). *Laser Engineering*. Prentice Hall. 498 s. ISBN: 0-02-366921-7.
- Kujanpää, Veli (2008). *Laserhitsauksen ja -leikkauksen kehitysnäkymät konepajasovellusten kannalta*. Luentomoniste, Laserpinnoitus ja -työstötekniikan päivä, Kokkola 21.2.2008. 21 s.
- Kujanpää, Veli, Antti Salminen & Jorma Vihinen (2005). *Lasertyöstö*. Teknologiateollisuus ry. 372 s. ISBN: 951-817-876-3.
- Könönen, Mauno, Juha Rintanen, Antti Waltimo & Pentti Kempainen (1995). Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, volume 73, number 1, s. 4–7.
- Imam, M. Ashraf & Anna C. Fraker (1994). Titanium alloys as implant materials. Teoksessa: Brown & Lemons, 1996, s. 3–16.

- Lindroos, Sulonen, Veistinen (1986). *Uudistettu Miekk-ojan metallioppi*. Helsinki: Kustannusosakeyhtiö Otava. Teknillisten tieteiden akatemia Ry. ISBN: 951-666-216-1.
- Lütjering G. & J. C. Williams (2007). *Titanium*. 2. painos. Springer. 442 s. ISBN: 978-3-540-71397-5.
- Mansour, Raouf M. & Robert J. Reynik (1974). *In vivo* occlusal forces and moments: I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments. *Journal of Dental Research*, volume 154, number 1, s. 114–120.
- McCabe, J. F. (1990), *Applied Dental Materials*. 7. painos. Blackwell Scientific Publications. 199 s. ISBN: 0-632-02826-2
- McNeill, Charles (1997), *Science and Practice of Occlusion*. Quintessence Publishing, Inc. 538 s. ISBN: 0-86715-304-0.
- Nakagawa, M., S. Matsuya, T. Shiraishi & M. Ohita (1999). Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. *Journal of Dental Research*, volume 78, number 9, s. 1568–1572.
- Nieminen, Timo (2008). Hammasteknikko, Hammastekniikka Oy. Haastattelu 20.2.2008. Haastattelijana Timo M. R. Alho. Muistiinpanot haastattelijan hallussa.
- Nieminen, Timo (2008). *Työkuvaus: Etsaussiltarunko*. Hammastekniikka Oy. Siteerattu: 2.1.2008.
- Outinen, Hannu, Tapio Salmi & Juhani Koski (2003). *Lujuusopin perusteet*. Tampere: Pressus oy. 450 s. ISBN: 952-9835-41-8.
- Park, Joon B. (1995). *Metallic Biomaterials*. Teoksessa: Bronzino, 1995, s. 537–551.

- Skinner, Eugene W. & Ralph W. Phillips (1969), *The Science of Dental Materials*. 6. painos. W. B. Saunders Company. 670 s.
- Spencer, Mark A. (1998). Force production in the primate masticatory system: electromyographic tests of biomechanical hypotheses. *Journal of Human Evolution*, volume 34, s. 25–54.
- Tammertekniikka (2005). *Tekniikan kaavasto*. 5. painos. Mikko Mäkelä, Lauri Soininen, Seppo Tuomola & Juhani Öistämö. Amk-kustannus Oy Tammertekniikka. 205 s. ISBN: 952-5491-08-0.
- Ungersböck, Alfred, Ortrun E. M. Pohler, Frank W. Baumgart, Berton Rahn & Stephan M. Perren (1994). Clinical studies on titanium and stainless steel plates (LC-DCP); A comparative evaluation. Teoksessa: Brown & Lemons, 1996, s. 371–387.
- Väisänen, Tapio (2000). *Titaanin koneistaminen*. Teknillinen korkeakoulu, konetekniikan osasto, konepajatekniikan laboratorio, Espoo. ISBN: 951-22-5151-5. ISSN: 1456-422X.
- Waltimo, A., Nyström, M. & Kökönen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. Teoksessa: Waltimo, 1995. Alkuperäinen julkaisupaikka: *Scandinavian Journal of Dental Research*, number 102, s. 92–96.
- Waltimo, Antti (1995). *Studies on Human Bite Force; A Novel Bite Force Recorder and Its Clinical Applications*. DDS Thesis. Department of Prosthetic Dentistry, University of Helsinki, Finland. Yliopistopaino 1995. ISBN: 952-90-6441-1.

LIITTEET

LIITE 1. Proteesirungon valmistus metallivaluna

Seuraavat etsaussiltarungon valmistusvaiheiden selvitykset ovat lainattu hammasteknikko Timo Niemisen laboratorion laatujärjestelmän työkuvauksesta (Nieminen 2008b) sekä hänelle tehdystä haastattelusta (Nieminen 2008a).

1.1. Rungon muotin valmistus

Ennen kuin itse proteesirunko voidaan valaa metallista, sille täytyy valmistaa muotti. Työn ensimmäisessä vaiheessa, tulevasta proteesirungosta valmistetaan käsityönä malli akryylistä, potilaan leuasta tehtyyn kipsijäljennökseen. Tämä vaihe mahdollistaa rungon muotoilemisen jokaiselle potilaalle yksilöllisesti, mutta vaatii tekijältä tarkkuutta.

Seuraavaksi akryylimalliin asetetaan niin kutsuttu valukanava ja tämä kokonaisuus valetaan valumassaan. Valumassan kovettumisen jälkeen (noin 30 min), muotti asetetaan 980 °C uuniin, jolloin akryyli sulaa. Valuessaan valukanavaa pitkin pois, akryyli jättää kovettuneeseen valumassaan muotoisensa onkalon, minne metalli valetaan.

1.2. Rungon valaminen muottiin

Tähän mennessä valmistusmenetelmä on metallista riippumatta sama. Tässä vaiheessa valitaan rungon valmistusmateriaali ja valetaan se valumassasta tehtyyn muottiin. Kromikoboltin tapauksessa lämmitys kestää 60 minuuttia ja valu tapahtuu joko horisontaalilingossa tai valulaitteella.

LIITE 2. Vaimennussuhteen johtaminen

Vaimennussuhde saadaan johdettua massan ja jäykkyyden lineaarikombinaatiosta

käyttäen ominaiskulmataajuutta $\left(\omega_0 = 2\pi f_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ (Tammertekniikka 2005: 98)} \right)$,

vaimennussuhdetta $\left(\zeta = \frac{c}{c_0} \right)$ ja vaimenevan värähdysliikkeen taajuuden yhtälöä

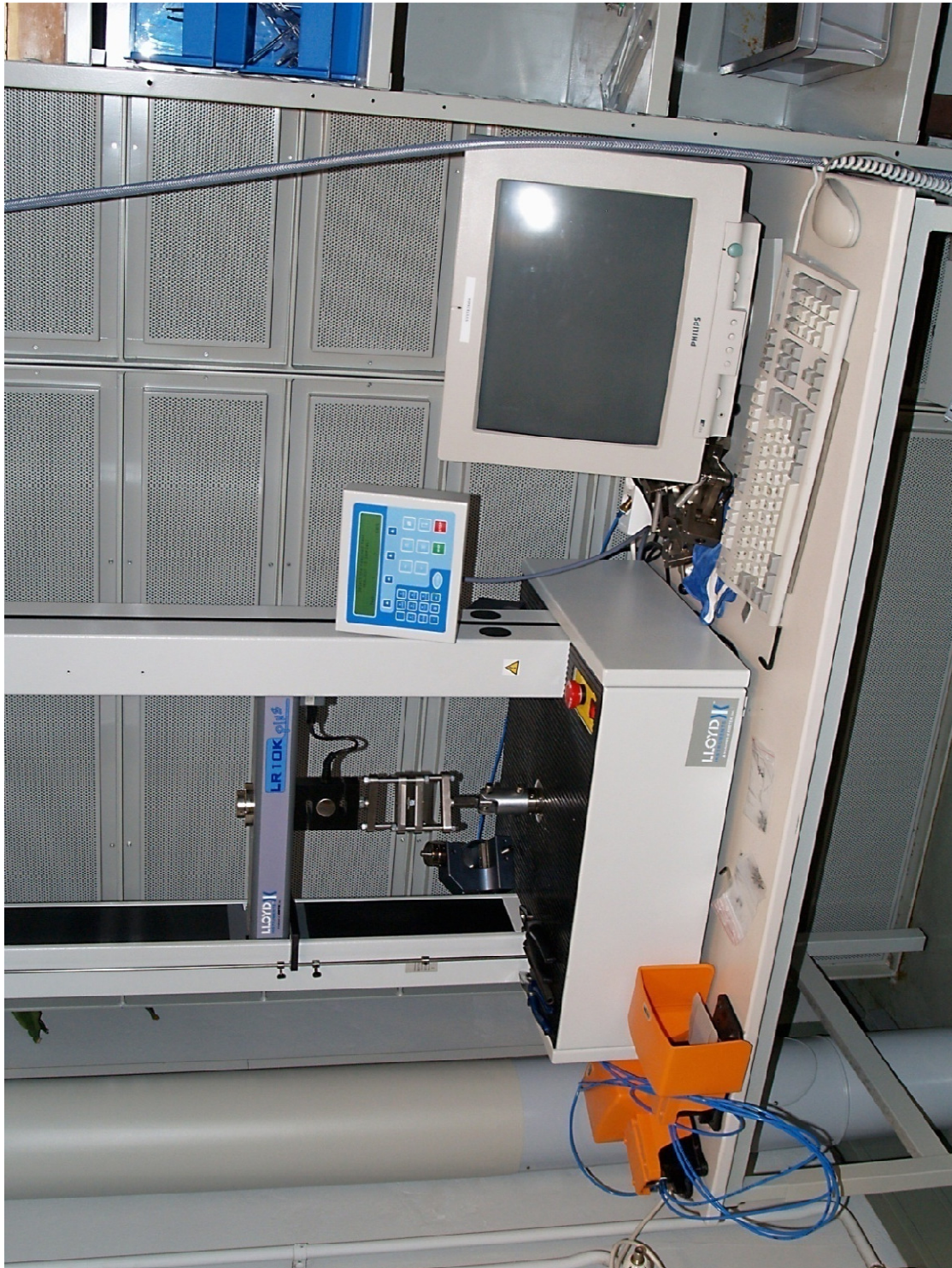
$\left(\omega_1 = \sqrt{\frac{k}{m} - \frac{c_0^2}{4m^2}} \text{ (Tammertekniikka 2005: 97)} \right)$. Koska järjestelmä on kriittisesti

vaimennettu, se ei värähtele ollenkaan, eli $\omega_1 = 0$, nyt taajuuden yhtälöstä saadaan

ratkaistua $c_0 = 2\sqrt{km}$, ja siten $\zeta = \frac{c}{c_0} = \frac{c}{2\sqrt{km}}$.

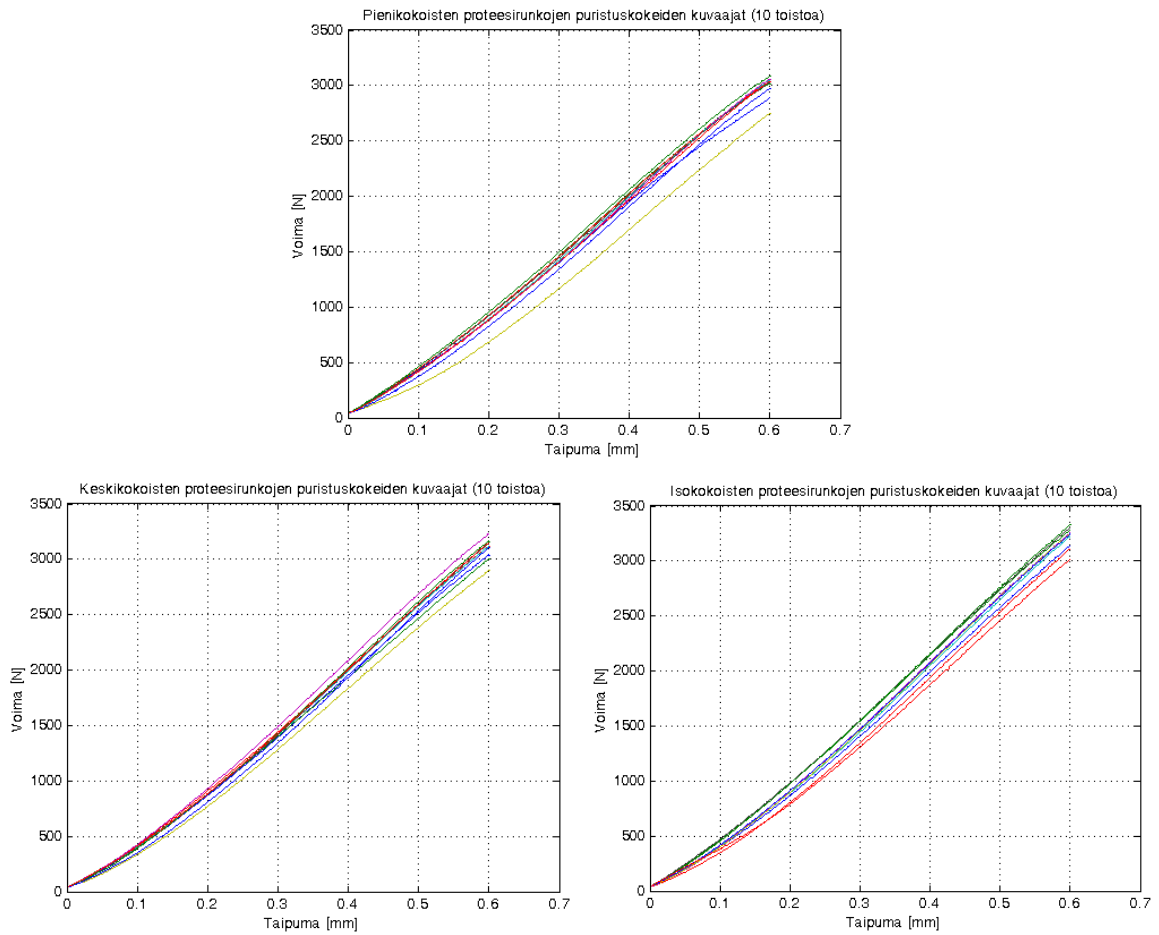
$$\begin{aligned} \zeta &= \frac{c}{2\sqrt{km}} \Big|_{c=\alpha m + \beta k} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\alpha m + \beta k}{2\sqrt{km}} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\sqrt{k}(\alpha m + \beta k)}{2\sqrt{k}^2 \sqrt{m}} \Big|_{\sqrt{\frac{k}{m}} = \omega_0} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\omega_0(\alpha m + \beta k)}{2k} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\alpha \omega_0 m}{2k} + \frac{\beta \omega_0}{2} \Big|_{\frac{m}{k} = \frac{1}{\omega_0^2}} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\alpha}{2\omega_0} + \frac{\beta \omega_0}{2} \Big|_{\omega_0 = 2\pi f_0} \\ \Rightarrow \zeta &= \frac{\alpha}{4\pi f_0} + \beta \pi f_0. \end{aligned}$$

LIITE 3. Proteesirunkojen mekaanisten kokeiden koejärjestely



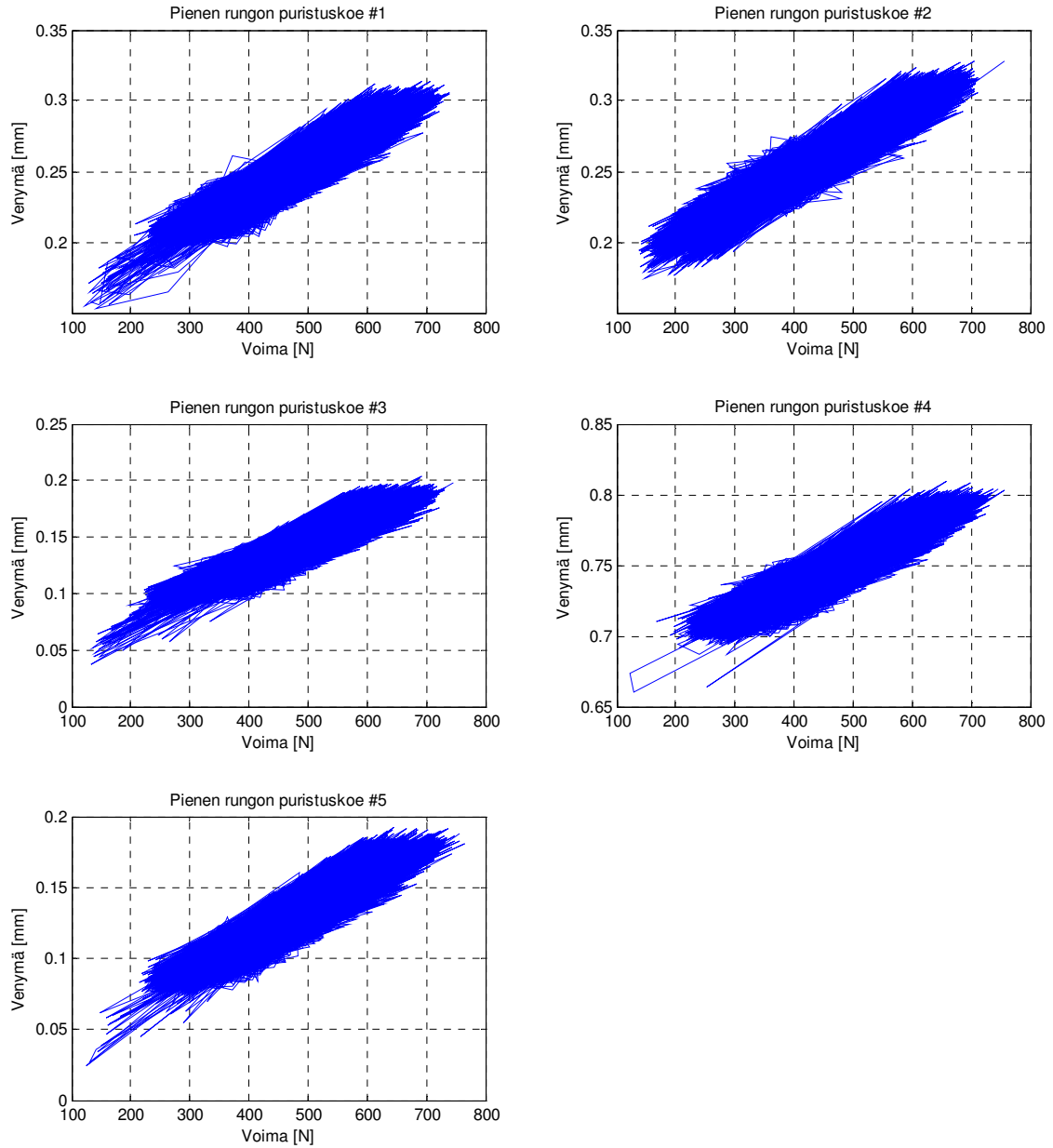
Kuva 22. Koejärjestely mekaanisissa testeissä.

LIITE 4. Puristuskokeiden tulokset

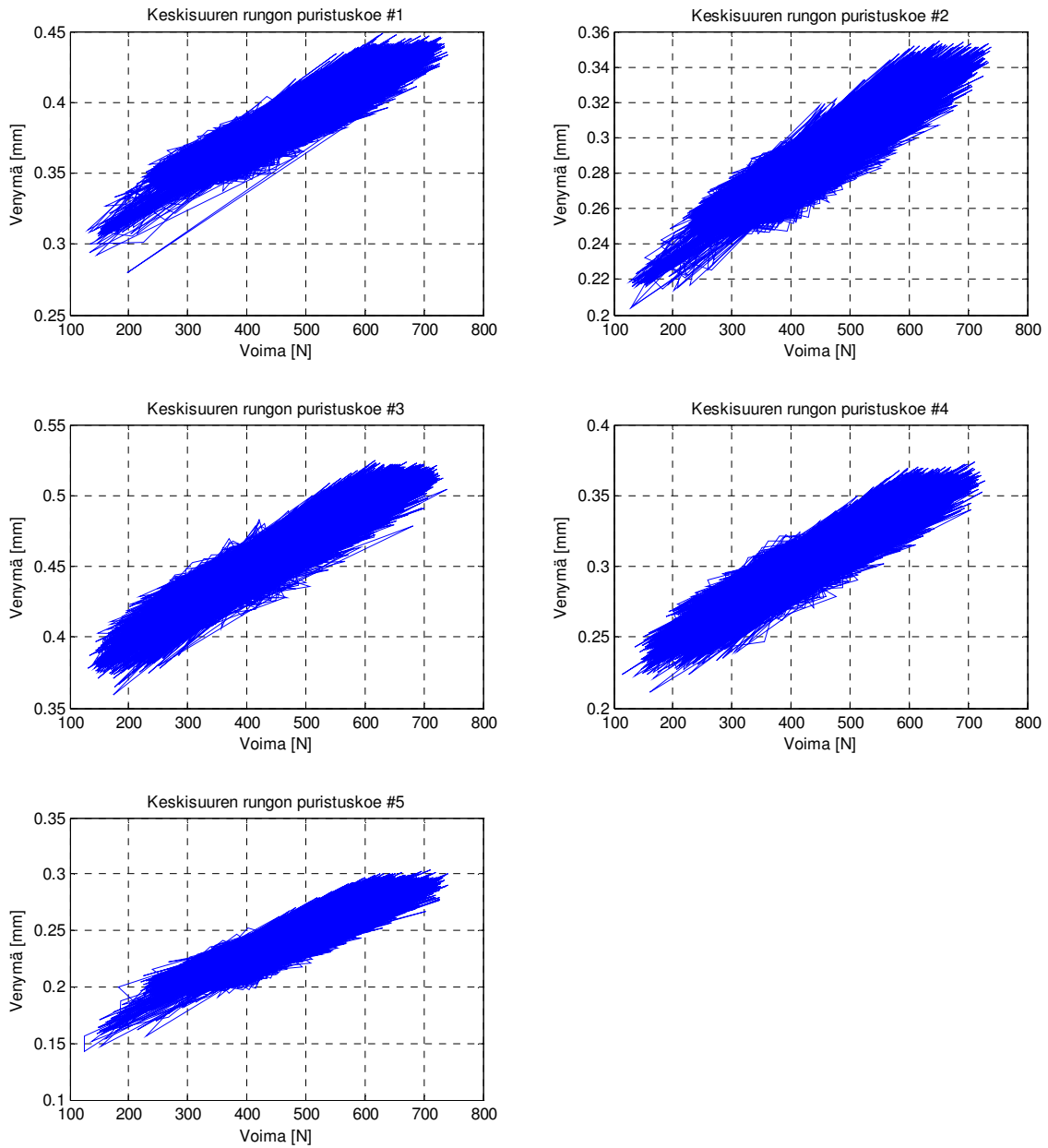


Kuva 23. Proteesirunkojen puristuskokeiden tulokset.

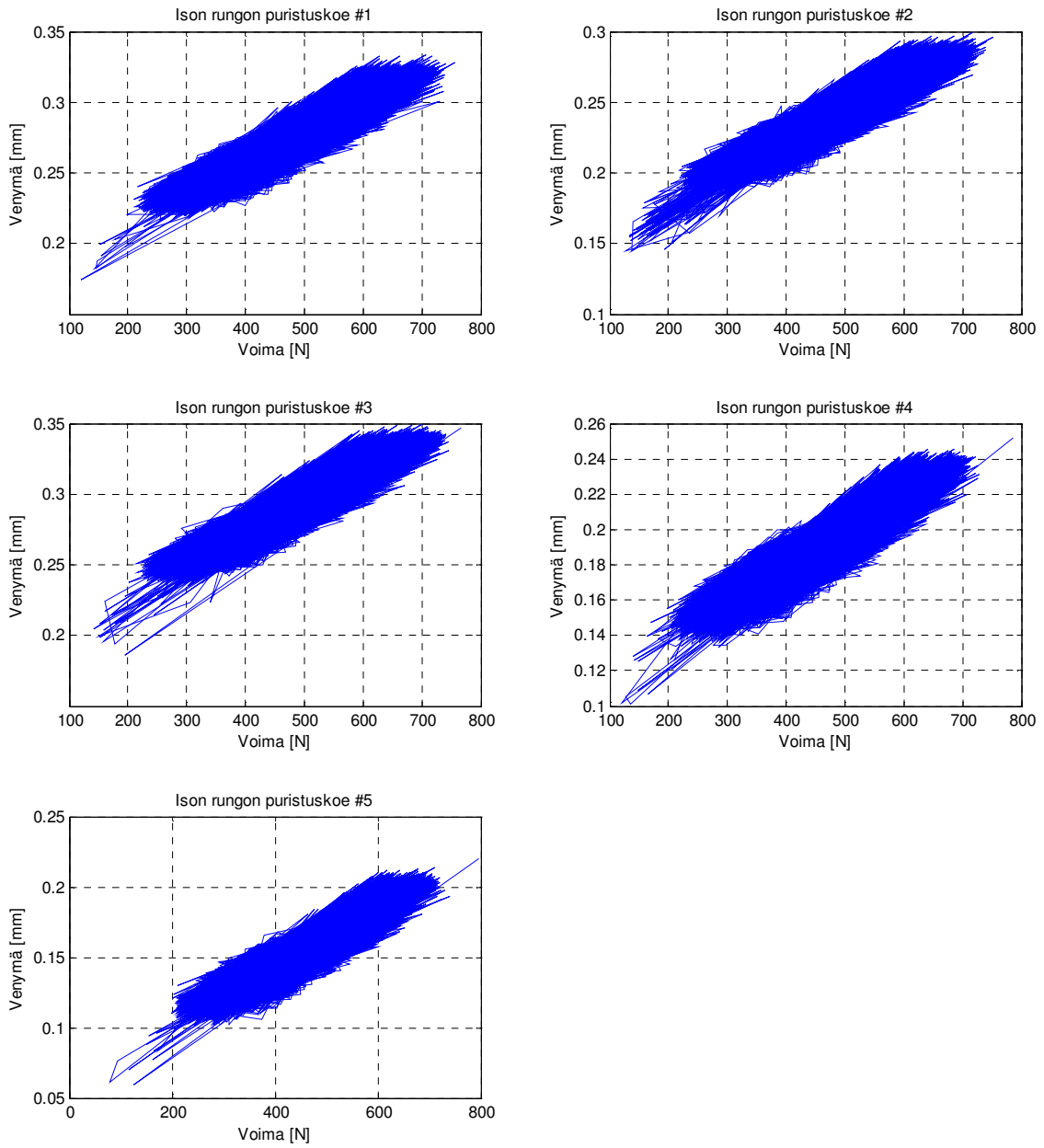
LIITE 5. Pienten proteesirunkojen väsytykskokeiden tulokset

**Kuva 24.** Väsytykskokeiden tulokset pienille rungoille.

LIITE 6. Keskiuurten proteesirunkojen väsytykskoekiden tulokset

**Kuva 25.** Väsytykskoekiden tulokset keskisuurille rungoille.

LIITE 7. Isojen proteesirunkojen väsytykskokeiden tulokset

**Kuva 26.** Väsytykskokeiden tulokset isoille rungoille.