

# Okklusaalituen koon ja muodon vaikutus myötölujuuteen

Yuuji Sato, PhD  
Nobuaki Shindoi, DDS, PhD  
Katsunori Koretake, DDS, PhD  
Ryuji Hosokawa, DDS, PhD  
*Prosthetic Dentistry May 2003*  
Käännös: Sari ja Teppo Kariluoto

**O**kkusaalituet ovat olennainen osa perinteisiä irrotettavia osaprotee-seja. Suurin osa okklusaalivoimis-ta jakautuu hammaskantoisissa osaprotee-seissa satulasta minor connectorin kautta okklusaalituen lautasmaisen pohjapinnan välityksellä tuki-hampaisiin. Jotta välttäisiin okklusaalituen murtumilta (Kuva 1), okklusaalitukihionnan tulisi olla lautasen tai lusikan muotoinen, suositeltava koko ja muoto (Kuva 2). Vähimmäismittainen buccolinguaalinen leveys tulisi olla kolmannes kruunusta tai puolet kusprien kärkien välisestä etäisyydestä. Suositeltava mesiodistaalinen pituus on kolman-neksesta puoleen kruunusta, suositeltava paksuus on 1.0 mm:stä 1.5 mm:iin, ja kulma okklusaalituen ja minor connectorin välillä tulisi olla pyörästetty ja alle 90 astetta.

Nämä kuvaukset poimittiin ensisijaisesti okklusaalituen muotoa ja kokoa koskevista perusteoksista. Nämä kuvaukset eivät kuitenkaan perustu tutkimukseen. Kirjallisuudessa ei ole mainintaa minor connectorin optimaalisesta paksuudesta tai toivottavasta paksuudesta okklusaalituen kuperimmassa kohdassa.

Jotta voidaan arvioida koon ja muodon merkitystä okklusaalituen myötölujuuteen, voidaan käyttää seuraavia biomekaanisia menetelmiä: fotoelastista analyysia, rasi-tuskoeanalyysia ja finiittielementtianalyysia. Fotoelastisella analyysilla voidaan arvioida painetta okklusaalituessa. Fotoelastisen hartsin materiaaliominaisuuksien tulee kuitenkin olla samat kuin oikealla kohteella ja fotoelastisten mallien valmistus on työlästä. Rasituskoeanalyysi arvioi painetta tarkoilla simulaatiomalleilla. Siinä kuitenkin mittauskohteet ovat rajoitetut ja erillään toisistaan. Lisäksi mallin muodon vaihto on erittäin vaikeaa. Finiittielementtianalyysilla (FEA) pystytään käsittelemään mitä tahansa monimutkaista mallia, jos elementit ovat tarpeeksi pieniä. Sen jälkeen kun FEA-malli on rakennettu, ei ole tarvetta valmistaa mallikappaleita; lisäksi testimuuttujia, ku-



Kuva 1. Okklusaalituen murtuma.

## Ongelma:

Okklusaalituki, joka on olennainen osa perinteistä irrotettavaa osaproteesia, saattaa murtua ja pilata proteesin. Okklusaalituen muodon tai koon merkityksestä tuen kestävytyteen ei ole tietoa.

## Tutkimuksen tarkoitus:

Tässä in vitro tutkimuksessa kolmiulotteista finiittielementtianalyysia käytettiin arvioimaan okklusaalituen koon ja muodon vaikutusta myötölujuuteen.

## Materiaali ja menetelmät:

Okklusaalituki ja minor connector (MC, okklusaalituen varsi) muotoiltiin kolmiulotteis-ta finiittielementtianalyysia varten kolmella eri leveydellä (2.0, 3.0 ja 4.0 mm), paksuu-della (0.7, 1.0 ja 1.5 mm) ja pituudella (2.3, 3.0, ja 4.0 mm). 100 N suuruinen keskitetty vertikaalikuormitus kohdistettiin okklusaalituen kontaktipinnan kuperimpaan kohtaan. Suurin käytetty maksimi voima ja myötölujuus laskettiin. Lisäksi muutettiin seuraavia muuttujia: kuperuuden säde kontaktipinnassa (r), minor connectorin paksuus (m), okklusaalituen horisontaalinen kallistuskulma (i) ja paksuus kuperimmassa osassa (t).

## Tulokset:

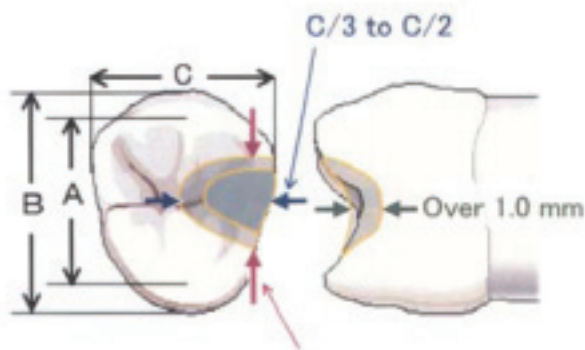
Myötölujuus parani leveyden lisääntyessä (183% -> 242% 2.0sta 4.0 mm:iin) ja paksuu-den kasvaessa (141%-> 230% 0.7:stä 1.5 mm:iin). Pituuden vaihteluilla oli pienempi vaikutus myötölujuuteen (120% -> 178% 4.0sta 2.0 mm:iin). Kaikki muut muuttujat paitsi paksuus kuperimmassa osassa (t) vaikuttivat myötölujuuteen.

## Johtopäätökset:

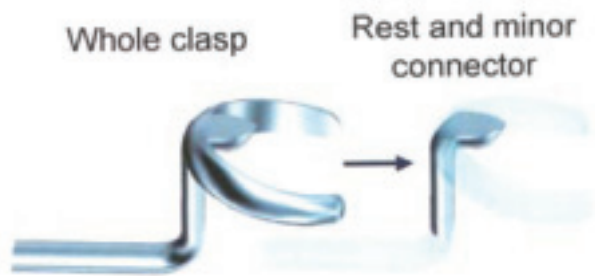
Tämän in vitro tutkimuksen tulosten avulla voidaan laatia peruseriaaotteet joilla saa-daan optimoitua okklusaalitukien muoto ja koko. Yleistäen, lisäykset leveyteen ja paksuuteen ovat toivottavia, kun taas ylipyörästettyjä tai teräviä kulmia ja liiallista tuen kallistuskulmaa tulisi välttää. Näistä periaateista saattaa olla hyötyä suunniteltaessa okklusaalituellisia osaprotee-seja.

## Käytännön merkitys

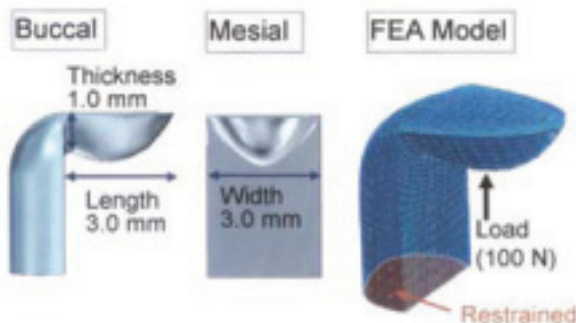
Testatuissa okklusaalitukimalleissa vahvuus parani kun lisättiin leveyttä ja paksuutta. Muiden tutkimuksesta saatujen tulosten perusteella suositellaan, että Minor connectorin paksuus tulisi olla puolet tuen paksuudesta ja ylipyörästettyjä tai teräviä kulmia tuen ja minor connectorin välillä sekä tarpeetonta tuen kallistusta tulisi välttää.



Kuva 2. Suositeltava okklusaalituen koko: pienin bukkolinguaalinen leveys (A), suurin bukkolinguaalinen leveys (B), mesiodistaalinen pituus (C).



Kuva 3. Koko pinnerakenteesta muotoiltu malli.



Kuva 4. Vakiomallin muoto ja koko.

ten muotoa, materiaalin ominaisuuksia ja kuormitusta voidaan helposti vaihdella. Tästä syystä FEA valittiin tämän tutkimuksen menetelmäksi arvioitaessa okklusaalituen koon ja muodon vaikutusta myötölujuuteen.

## Materiaalit ja menetelmät

Valmistettiin okklusaalituki ja minor connector ilman pinteitä, normaalin kokoisena ja muotoisena (kuvat 2-4). Käytettiin kolmea kokomuunnelmaa: pieni, normaali ja suuri (taulukko I). Rakennettiin 27 FEA-mallia joissa oli 6016 elementtiä. Kaikki rasituspisteet minor connectorin juuressa poistettiin ja vertikaalinen 100 N paine kohdistettiin keskitetysti okklusaalituen pohjan kuperimpaan kohtaan (kuva 4). Mallin materiaaliominaisuudet asetettiin vastaamaan kromikoboltiseosta (Vitallium; Austenal, Chigago, Ill.) jossa Youngin modulus on 218 GPa ja Poissonin suhde on 0.33.

FEA-ohjelmaa (Cosmos/M 2.0, 1998; Structural Research and

Analysis Corp, Santa Monica, Kalifornia) jota käytettiin laskelmien tekoon ajettiin mikrotietokoneella (FMV C4/66L; Fujitsu, Tokio, Japani). Rasitus ilmoitettiin pääasiallisena maksimivoimana (positiivinen = jännitys, negatiivinen = paine). Koska metallimurtumat liittyvät jännityksen aiheuttamaan rasitukseen, suurin pääasiallinen maksimivoima arvioitiin. Myötölujuus laskettiin seuraavalla kaavalla:

**Myötölujuus = [Kuorma (100N)]**

[Co-CR seoksen suhteellinen raja (664 MPa)] / [suurin maksimaalinen pääasiallinen voima]

missä [Kuorma]: [suurin pääasiallinen maksimivoima] = [myötölujuus] : [suhteellisuusraja].

Lisäksi muunneltiin seuraavia koon ja muodon elementtejä: pyöristyksen sädettä okklusaalituen ja minor connectorin välillä (r), minor connectorin paksuutta (m), okklusaalituen horisontaalista kallistuskulmaa ja okklusaalituen kuperimman kohdan paksuutta (t).

## Tulokset

Paine keskittyi okklusaalituen ja minor connectorin väliseen sisäkulmaan, riippumatta tuen leveydestä, pituudesta tai paksuudesta (kuvat 5 ja 6). Suurin vääntymä aiheutui leveisiin, ohuisiin ja pitkiin okklusaalitukiin. Myötölujuutta lisäsi suurempi leveys (183% -> 242% 2.0 mm:stä 4.0 mm:iin) ja paksuus (141% -> 230% 0.7 mm:stä 1.5 mm:iin). Pituuden vaihteluiden vaikutus myötölujuuteen oli pienempi (120% -> 178% 4.0 mm:stä 2.0 mm:iin) (kuva 7).

Myötölujuus oli suurimmillaan kun minor connectorin paksuus ja sisäkulman säde (okklusaalituen ja minor connectorin välillä) olivat normaalikokoiset eli 1.5 mm ja horisontaalinen kallistuskulma nolla astetta (kuvat 8 ja 9). Myötölujuus oli alimmillaan kun okklusaalituen horisontaaliakseli kallistui tukihampaaseen päin (kuva 10). Okklusaalituen kuperimman kohdan paksuudella ei ollut huomioitavaa vaikutusta myötölujuuteen (kuva 11).

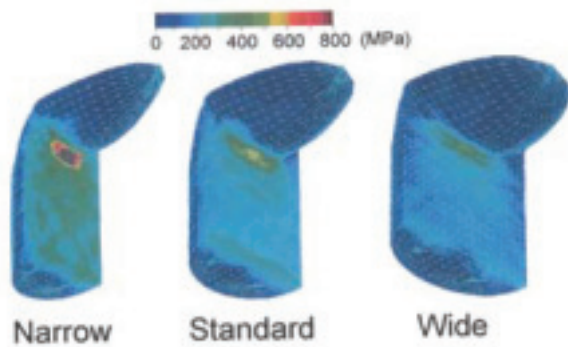
## Pohdinta

Tämän in vitro tutkimuksen tulokset tarjoavat okklusaalituen muoto-ohjeistuksen joka minimoii murtumariskin. Kuusi seitsemästä testimuuttujasta käydään lävitse vuorollaan, alkaen okklusaalituen paksuudesta. Suositeltavat mittasuhteet ovat 1.0 mm : 1.5 mm. Tässä tutkimuksessa paksummat tuet yhdistyivät lisääntyneeseen myötölujuuteen (kuva 7). Tulee kuitenkin muistaa, että paksu tuki vaatii syvän hionnan. Yli 2 mm syvyyttä on usein vaikea käytännössä toteuttaa.

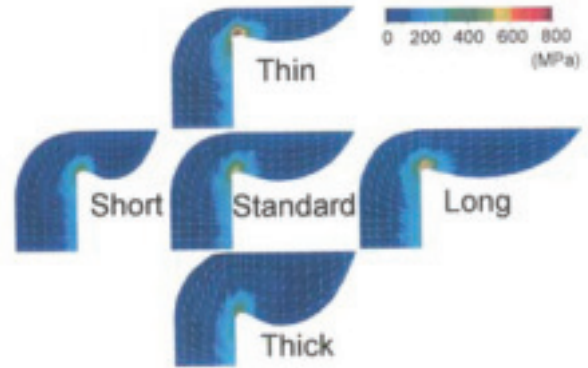
Tässä tutkimuksessa lisääntynyt okklusaalituen pituus liittyi alentuneeseen myötölujuuteen (kuva 7). Jotta saadaan kompensoitua heikentymistä, leveyttä tai paksuutta voidaan lisätä.

On pitkään oletettu, että okklusaalituen ja minor connectorin kulman tulisi olla pyöristetty. Tässä tutkimuksessa liiallinen pyöreys yhdistyi korkeaan painekestittymään ja laskeneeseen myötölujuuteen (kuva 8). Tulos saattaa johtua siitä, että paineistettu kohta siirtyi ohuimpaan osuuteen (okklusaalituen pohjan kuperimpaan osaan). Optimaalinen pyöristys saattaa olla olemassa, mutta sitä ei ole kliinisesti todistettu.

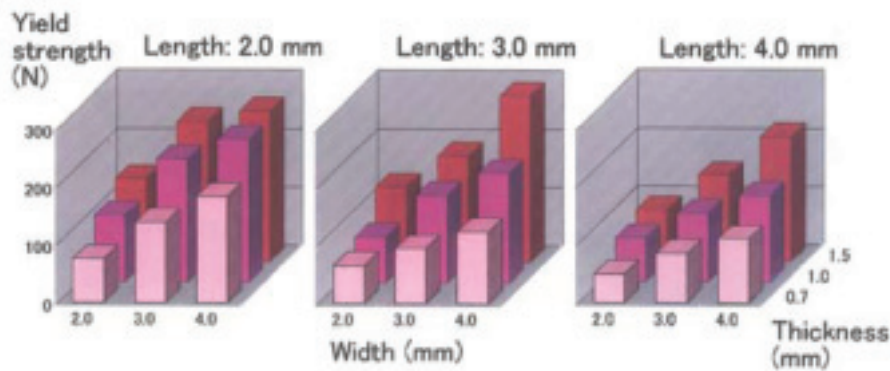
Kirjallisuudessa ei kiinnitetä huomiota minor connectorin pak-



Kuva 5. Voimien jakaumat eri leveyksillä, sisäkulmassa minor connectorin ja tuen välillä.



Kuva 6. Voimien jakaumat eri pituuksilla ja paksuuksilla, läpileikkaus minor connectorista ja tuesta.



Kuva 7. Myötölujuudet 27:lle mallille

Taulukko 1. Seitsemän tässä tutkimuksessa mitattua muodon ja koon muuttujaa.

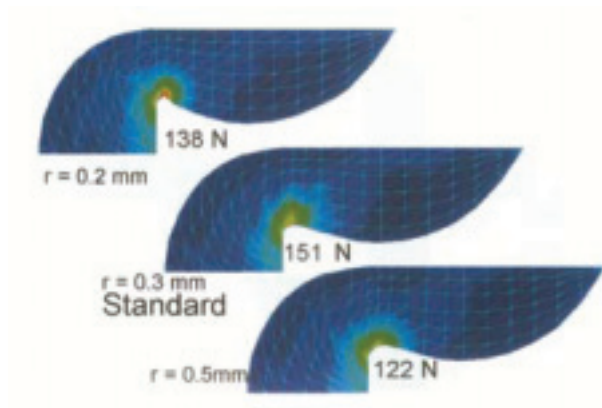
	pieni	vakio	suuri
Paksuus (mm)	0,7	1,0	1,5
Pituus (mm)	2,0	3,0	4,0
Leveys (mm)	2,0	3,0	4,0
Okkl. tuen ja MC:n välinen säde (mm)	0,2	0,3	0,5
MC:n paksuus (mm)	1,0	1,5	2,0
Tuen kallistuskulma (astetta)	-10,0	0	10,0
Tuen kuperimman kohdan paksuus (mm)	1,1	1,2	1,3

suuteen. Tämän tutkimuksen tulokset osoittavat että 1,5 mm on optimaalinen paksuus (kuva 9) ja että minor connectorin paksuus tulisi olla puolet tuen leveydestä ja yhtäsuuri kuin sen paksuus.

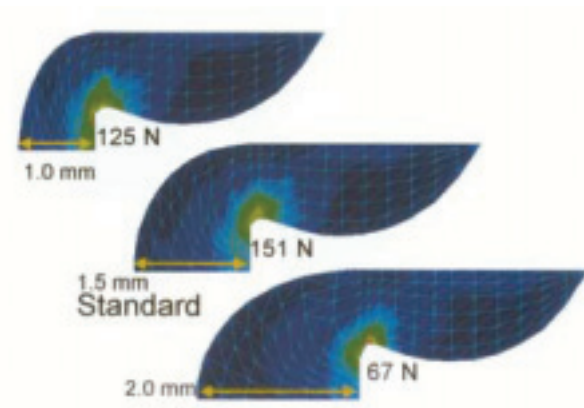
On sanottu että okklusaaliturun horisontaalikulman tulisi kallistua kohti tukihammasta jotta proteesi ei pääse luiskahtamaan pois hiostusta okklusaaliturukiuopasta. Tässä tutkimuksessa tällainen kallistus aiheutti korkean painekeskittymän (kuva 10). Normaalin muotoinen tuki ja nollan asteen horisontaalikulma aiheuttavat vähemmän painetta ja voivat silti estää luiskahdukset. Tästä johtuen suositellaan ettei tukea tulisi kallistaa tarpeettomasti.

Okklusaaliturun kuperimman osan paksuuteen ei ole kiinnitetty mitään huomiota. Koska tällä muuttujalla oli vain vähäinen merkitys myötölujuuteen tässä tutkimuksessa (kuva 11), suositellaan että paksuutta lisätään jotta minimoitään luiskahdukset. Tulisi kuitenkin muistaa että lisätty paksuus vaatii syvemmän hionnan hampaaseen.

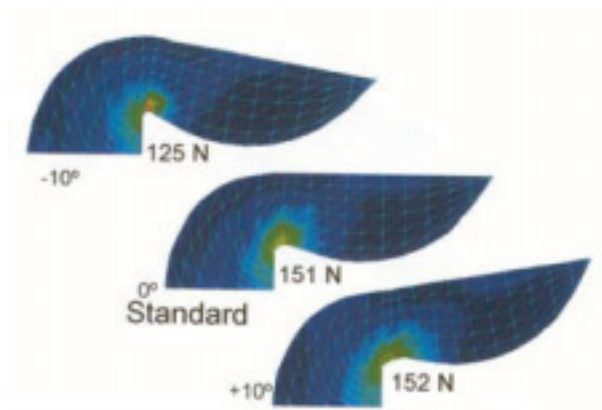
Tutkimuksen tulokset olivat rajalliset. Tukeen kohdistuvien okklusaalisten voimien suunnat voivat olla vaikeita määrittää samoin kuin muutkin siihen vaikuttavat tekijät, kuten tuen istuvuus, tukiham-



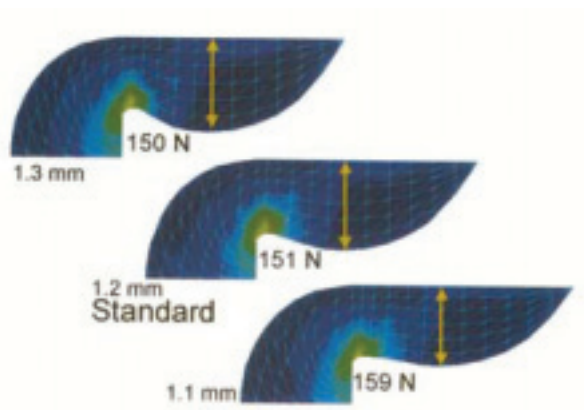
Kuva 8. Voimien jakaumat eri pyöristyksillä, minor connectorin ja tuen välissä.



Kuva 9. Voimien jakaumat eri minor connector paksuuksilla



Kuva 10. Voimien jakaumat eri kallistuskulmilla



Kuva 11. Voimien jakaumat, tuen kuperimman kohdan eri paksuuksilla

paan liikkuvuus ja proteesia kannattelevien limakalvojen joustavuus. Kuitenkin peruseriaatteita okklusaalitikien koosta ja muodosta voidaan pitää käyttökelpoisina irtoproteesien suunnittelussa.

### Johtopäätökset

Tämän kolmiulotteisen finiittelementtianalyysin rajoitukset huomioon ottaen voidaan todeta, että okklusaalitikien myötölujuus parani kun lisättiin niiden leveyttä ja paksuutta. Muiden testattujen muuttujien perusteella suositellaan, että Minor connectorin paksuus tulisi olla puolet tuen paksuudesta ja ylipyöristettyjä tai teräviä kulmia tuen ja minor connectorin välillä sekä tarpeetonta tuen kallistusta tulisi välttää.



### Helsingin kaupunki

**Hankintakeskus pyytää tarjouksia**  
helsinkiläisten toimeentulotukiasiakkaiden erikois-  
hammasteknikkopalveluista 1.1.2004 - 31.12. 2005  
välisenä aikana.

Tarjouspyyntöasiakirjoja voi pyytää 10.10.2003  
mennessä Maija Loposelta, puh. 3104 3356 tai  
e-mail maija.loponen@hel.fi.