

Pauliina Moilanen

# CAD-CAM –TEKNIKALLA VALMISTETUT KOKOKERAAMISET KRUUNUT HAMMASIMPLANTTIHOIDOSSA

Syventävien opintojen kirjallinen tutkielma

Turun yliopisto

Lääketieteellinen tiedekunta

Hammaslääketieteen laitos

Päivämäärä: 9.4.2015

Tutkielman oppiala: Protetiikka

Ohjaaja: Prof. Timo Närhi

Asiantuntijatarkastaja: Prof. Pekka Vallittu

Laajuus 30 opintopistettä

## TIIVISTELMÄ

Tämän kirjallisuuskatsauksen aiheena on CAD-CAM –tekniikalla valmistetut kokokeraamiset kruunut hammasimplanttihoidossa. Tarkoituksena on perehtyä implanttihoidossa käytettyjen kokokeraamisten kruunumateriaalien mekaanisiin ominaisuuksiin implanttien päällä, tarkastella niiden soveltuvuutta suun olosuhteisiin sekä kiinnittää huomiota myös ulkonäöllisiin seikkoihin. Toinen kirjallisuuskatsauksen tarkoitus on vertailla kokokeraamisia rakenteita aiemmin ja yhä yleisesti käytössä oleviin metallokeramiisiin kruunuihin. Kokokeraamiset kiinnikejatkeet sekä niiden päälle rakennetut kruunut ovat yleisesti kliinisessä käytössä, vaikka niiden käytöstä on pitkältä ajalta vain vähän tutkittua tietoa.

Kirjallisuuskatsaukseen valitut tutkimukset käsittelevät kliinisesti yleisimmin käytettyjä materiaaleja. Kirjallisuuden lähteenä on käytetty Pubmed-tietokantaa. Tarkastelun kohteina ovat kokokeraamiset materiaalit: zirkonia, alumiinioksidi sekä vahvistetut lasikeraamiset materiaalit. Vertailumateriaaleina ovat siltojen ja kruunujen runkorakenteena usein käytetyt metallit, kuten kromi-koboltti-, titaani- ja kultaseokset, ja tarkasteltavana on etenkin runkomateriaalin vaikutus kruunurakenteiden kestävyysiin. Kirjallisuuskatsauksessa lähteenä käytetyissä tutkimuksissa on tarkasteltu materiaalien murtumislujuusarvoja, analysoitu murtumisten luonnetta sekä mitattu proteettisten rakenteiden istuvuuksia implanttien päällä.

Kokokeraamiset kiinnikejatkeet eli ns. abutmentit ovat ulkonäöllisesti luonnollisen näköinen ratkaisu etualueilla. Zirkonian mekaaniset ominaisuudet ovat riittävät suurienkin purentavoimien alueilla, kuten molaarialueille asennettujen implanttien päällä. Zirkonian huokoisuus on alhainen ja sen bioyhteensopivuus erinomainen. Litiumdisilikaattilla vahvistettujen lasikeraamisten kruunujen murtumislujuusarvot ovat merkittävästi suuremmat titaanisten kiinnikejatkeiden päällä kuin zirkonia-kiinnikejatkeiden päällä, mutta materiaalin läpikuultavuus voi olla esteenä sen käytölle metallirakenteiden kanssa. Metallokeramiisten kruunujen ja siltojen murtumislujuusarvot implanttien päällä ovat suuremmat kuin kokokeraamisten rakenteiden. Kokokeraamisten kruunujen istuvuudet vaihtelivat tutkimuksesta ja mittaustavasta riippuen, mutta usein arvot vastasivat valumenetelmällä tehtyjen metallokeramiisten rakenteiden arvoja, ja olivat kliinisesti hyväksyttäviä.

Avainsanat: implantti, abutmentti, CAD-CAM, zirkonia

# SISÄLLYS

## 1. Johdanto

## 2. CAD-CAM -tekniikka

## 3. Kruunun kiinnitystapa

## 4. Kiinnikejatke- eli abutmenttimateriaalit

### 4.1 Zirkonia

#### 4.1.1 Mekaaniset ominaisuudet

#### 4.1.2 Reuna-alueen tarkkuus implantin päällä

#### 4.1.3 Kliinisten riskitekijöiden merkitys zirkoniarakenteiden kestävyYTEEN

### 4.2 Titaani

### 4.3 Kromi-koboltti

### 4.4 Kulta

### 4.5 Alumiinioksidi

## 5. Kruunumateriaalit

### 5.1 Zirkonia

#### 5.1.1 Mekaaniset ominaisuudet

#### 5.1.2 Reuna-alueen tarkkuus kiinnikejatkeen päällä

### 5.2 Vahvistettu lasikeramia

#### 5.2.1 Lasikeraaminen kruunu zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen päällä

#### 5.2.2 Lasikeraaminen kruunu titaanisen kiinnikejatkeen päällä

### 5.3 Alumiinioksidi

### 5.4 Yhdistelmämuovilla kerrostettu zirkonia

## 6. Pohdinta

## LÄHTEET

# 1. Johdanto

Hammasimplantteihin kiinnitettävät kruunut on perinteisesti valmistettu tehdasvalmisteisten tai laboratoriossa osittain valamalla tehtyjen kiinnikejatkeiden eli abutmenttien varaan. Kiinnikejatkeella on tärkeä rooli okklusaalisten voimien välittämisessä implantin kautta luuhun (Prasad et al. 2013). Implanttihoidon tavoite on pitkäaikaisen toiminnan lisäksi ulkonäöllisesti luonnollisen näköinen rakenne. Proteettisten rakenteiden tietokoneavusteisten suunnittelu- ja valmistustekniikoiden (CAD-CAM =computer aided design/computer aided manufacturing) kehittyminen on kuitenkin merkittävästi muuttanut hoitokäytäntöjä viimeisten vuosien aikana. CAD-CAM -tekniikka on tehostanut laboratoriovaihetta ja mahdollistaa uusien, luonnollisen näköisten ja kestävien materiaalien käytön (Miyazakia et al. 2013). Kiinnikejatkeet voidaan nykyisin valmistaa yksilölliset anatomiset vaatimukset huomioiden joko titaanista tai zirkonia-keramiata käyttämällä (Hjerppe et al. 2011; Kurbad & Kurbad 2013).

Hammasta korvaavat kruunut tehdään lasikeraamisista materiaaleista ja sementoidaan jatkeiden päälle joko suoraan laboratoriossa tai vastaanotolla (Mühleman et al. 2014). Laboratoriossa tehtävä sementointi on nykyisin suosittu, sillä silloin voidaan välttää suussa suoritettavan sementoinnin aiheuttamat sementtiylimäärien ongelmat. Lasikeraamisten materiaalien lujuus sekä ulkonäölliset ominaisuudet ovat parantuneet nopeasti, mikä on edelleen yksinkertaistanut hoitokäytäntöjä. Implanttikruunu voidaan nykyisin tarvittaessa tehdä joko suoraan hammasimplanttiin kiinnittyvänä tai titaaniahiolle laboratoriossa sementoitavana rakenteena (Protopapadaki et al. 2013). Nämä menetelmät ovat yleisesti kliinisessä käytössä, vaikka niiden mekaanisesta kestävästä ja mittatarkkuudesta hammasimplantin pinnalla on vain vähän tutkittua tietoa olemassa (Dhingra et al. 2013, Lops et al. 2013, Zembic et al. 2013, Prasad & Al-Kheraif 2013).

## 2. CAD-CAM –tekniikka

Proteettisten rakenteiden tietokoneavusteista suunnittelu- ja valmistustekniikkaa (CAD-CAM-tekniikkaa) on 1980-luvun puolivälistä asti käytetty keraamisten kruunujen ja siltojen valmistukseen ja se on todettu hyväksi vaihtoehdoksi perinteiseen jäljentämiseen verrattuna sekä kliiniseltä että hammastekniseltä kannalta (Li et al. 2014). Kestävien keraamien kuten stabiloidun zirkoniumoksidin käsittely ei olisi käytännössä mahdollista perinteisillä menetelmillä. Zirkoniakeramia voidaan jyrsiä joko täysin sintratuista keraamiblokeista tai osittain sintratuista blokeista, jolloin rakenteen valmistus jatkuu poltolla korkeassa lämpötilassa. Jyrsintätekniikat ovat myös helpottaneet materiaalien, kuten kromi-koboltin, käyttöä implantin kiinnikejatkeissa, sillä valamisen vaikeus on ollut rajoittavana tekijänä useilla metalliseoksilla.

Implantin päälle valmistettujen rakenteiden reuna-alueiden mittatarkkuutta voidaan mitata mikroskoopin avulla ja leikkeitä tutkimalla, mutta tarkemmin saadaan kolmiulotteinen tarkkuus kiinnikejatkeiden ja aihioden välillä mitattua mikrotomografian avulla. Tällä menetelmällä saatujen tulosten mukaan titaaniaihion istuvuus kiinnikejatkeen päällä on merkittävästi parempi zirkonia-aihioon tai leusiittivahvistettuun lasikeramia-aihioon verrattuna.

CAD-CAM –tekniikalla valmistetut ahiot ovat tarkempia kuin perinteisesti valutekniikalla valmistetut ahiot. Eron voidaan katsoa johtuvan jäljennösmateriaalien, kipsin, vahan ja valun laajenemisesta ja venymisestä valmistuksen aikana. (Prasad & Al-Kheraif 2013.)

CAD-CAM –tekniikalla voidaan jyrsiä kiinnikejatkeita, yksittäisiä kruunuja, inlay- ja onlay –täytteitä sekä useamman yksikön siltarakenteita. Suunnittelu- ja valmistustekniikoiden käyttö on tarkkaa ja työ on mahdollista uusia ilman erillistä jäljennöstä. Vanhoilla menetelmillä virheet liittyvät usein sijoitteluun, vahaukseen, valamiseen, viimeistelyyn ja kiillottamiseen. Mitä laajempia rakenteita valmistetaan, sitä tarkemmin tulee harkita käytettävän valmistusmenetelmän valinta.

Rakenteiden kasvaessa yksiköitä lisäämällä tulee passiivisen istuvuuden olla erittäin hyvä jännitysten syntymisen estämiseksi. Passiivisella istuvuudella tarkoitetaan tilannetta, jossa rakenne istuu implantin päällä ilman ruuvien kiristyksen aiheuttamaa voimaa. Jyrsimällä implanttien päällä valmistettujen kolmen yksikön zirkonia- ja kromi-koboltti -siltarakenteiden passiivinen istuvuus ei eroa merkittävästi perinteisesti jäljennettyjen kromi-koboltista valettujen rakenteiden istuvuudesta. Passiivinen istuvuus on erittäin hyvä molemmilla tekniikoilla sekä materiaaleilla. Ruuvien kiristämisen jälkeen lopullisen istuvuuden on jyrsintekniikkaa käyttämällä kuitenkin havaittu olevan merkittävästi parempi. (Danilo et al. 2014.)

### 3. Kruunun kiinnitystapa

Kuten edellä on esitetty implanttikruunu voidaan kiinnittää joko ruuvaamalla suoraan implantaan tai sementoida implanttirakenteen päälle valmistettuun kiinnikejatkeeseen. Sementoitaviin kruunuihin päädytään yleensä implantin erityisen asennon vuoksi. Ruuvikiinnitteisten rakenteiden kiinnittäminen ja irrottaminen on helpompaa, mutta ruuviaukon ei tulisi sijaita labiaali- ja bukkiaalipinnoilla. Ruuvikiinnitteinen kruunu ei tarvitse vertikaalisesti paljon tilaa, kun taas sementoitavan kruunun kiinnittyminen perustuu hyvään resistenssiin ja retentioon abutmentin päällä. Sementoitavien rakenteiden suurimpana haittana on sementoitaessa peri-implanttialueelle kovettuva sementtiylimäärä. Suun ulkopuolella tehtävä korjaus on ruuvikiinnitteisten kruunujen merkittävä etu (Chee & Jivraj 2006). Ruuvikiinnitteisyyden on puolestaan arveltu johtavan rakenteen sisäisiin jännityksiin ja venymään, ja niiden käytöstä on tutkimuksia puolesta ja vastaan.

Laboratorio-olosuhteissa ruuvikiinnitteisissä rakenteissa on havaittu suurempia jännityksiä kiinnikejatkeiden päälle sementoituihin kruunurakenteisiin verrattuna silloin, kun rakenteisiin ei kohdisteta ulkoapäin tulevia voimia. Kun rakenteisiin kohdistetaan lisääntyvä purentavoima, ei sementti- ja ruuvikiinnitteisten rakenteiden välillä ole merkittäviä eroja. Pienet jännityserot ruuvi- ja sementtikiinnitteisten ryhmien välillä eivät ole verrattavissa purentavoimien aiheuttamiin jännityksiin, joten ne eivät vaikuta rakenteen mekaanisiin ominaisuuksiin. (Akca et al. 2009, Dhingra et al. 2013.)

Rosentritt et al (2013) tutkivat erilaisia kruunu-kiinnikejatke –yhdistelmiä etualueella, ja heidän tutkimuksensa pohjalta voidaan todeta, että zirkonian lujuusominaisuudet ovat riittävät etualueen proteettisiin rakenteisiin. Mikäli teknisiä komplikaatioita esiintyy, ne ovat titaanisten kiinnitysruuvien taipumisia tai katkeamisia eikä itse kruunu- tai kiinnikejatkeen hajoamisia. (Rosentritt et al. 2013.)

### 4. Kiinnikejatke- eli abutmenttimateriaalit

Zembic et al (2009, 2012) tutkivat pitkällä aikavälillä 40 yksittäisen implantin päälle valmistettujen kruunu-kiinnikejatke –rakenteiden kestävyksiä, ja analysoivat syitä teknisille komplikaatioille. Implantit asetettiin kulmahammas- ja molaarialueille. Kolmen vuoden jälkeen kaikki rakenteet olivat edelleen toimivia ja vain kahdessa titaanisen kiinnikejatkeen päälle rakennetussa metallokeramisessa kruunussa oli pinnan lohkeilua. Viisivuotistutkimuksen yhteydessä 28 rakennetta arvioidiin. Osalla potilaista olikin toteutettu muu hoito ja kaikki tutkimukseen osallistuneet eivät olleet enää tavoitettavissa.

Tutkimusten välisessä muutamassa vuodessa kolme implanttia oli menetetty osseointegraation pettämisen vuoksi. Kruunu-kiinnikejatke –rakenteiden onnistumisprosentti oli täten 89. Vain muutamassa titaanisen kiinnikejatkeen päälle rakennetussa kruunussa oli pientä kuspilohkeilua, joka voitiin korjata kiillottamalla. (Zembic et al. 2010, 2012.)

Zembic et al tutkivat myös 54 yksittäisen implantin päälle valmistetun kruunun kestävyyttä, ja tutkimustulokset raportoitiin 4 ja 11 vuoden jälkeen. Implantit olivat etuhammas- ja premolaarialueilla ja kiinnikejatkemateriaalina oli zirkonia. 4-vuoden jälkeen havaittiin vain muutamassa kruunussa ruuvien löystymistä, muuten kruunut toimivat hyvin purennassa ja ulkonäöllisesti. 11 vuoden jälkeen 31 implanttikruunua arvioitiin. Vain muutamassa kruunussa havaittiin pinnan lohkeilua ja muutamassa tapauksessa kiinnikejatkeruuvi oli löystynyt. Keskimäärin luuta oli menetetty luureunan tasolta 11-vuoden aikana lähtökohtaan nähden 1,6 mm (SD 0,7). (Zembic et al. 2014.)

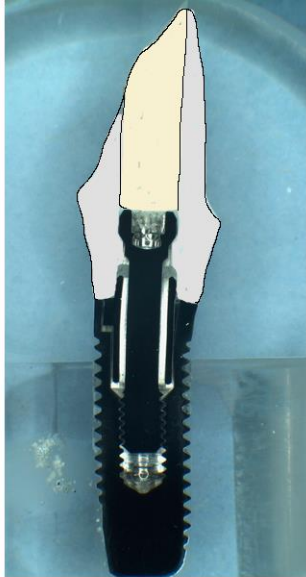
## 4.1 Zirkonia

Useat metallit ja niiden seokset keinojuurijatkkeiden materiaalina saattavat johtaa harmaasävyiseen kuultoon ikenillä, ja tämä korostuu pehmytkudoksen ohuessa fenotyypissä etenkin aivan ienrajassa. Zirkonia keinojuurijatkemateriaalina johtaa jonkin verran luonnollisempaan lopputulokseen, sillä sen väri on hyvin lähellä hampaan kudosten väriä. Zirkonia on bioyhteensopiva materiaali, jonka pinnalle kiinnittyy vähemmän biofilmiä metallisiin kiinnikejatkeisiin verrattuna (Park et al. 2007, Miyazaki et al. 2013). Jatkeet voidaan jyrä yksilölliset vaatimukset huomioon ottaen zirkonia-blokista, tai käyttää tehdasvalmisteisia jatkeita. Jatkeen päälle valitaan kruunumateriaali, joka alueella parhaiten vastaa ulkonäöllisesti luonnollisia ja mekaanisia vaatimuksia, tai joka valmistustavaltaan ja kustannuksiltaan on mahdollista rakentaa.

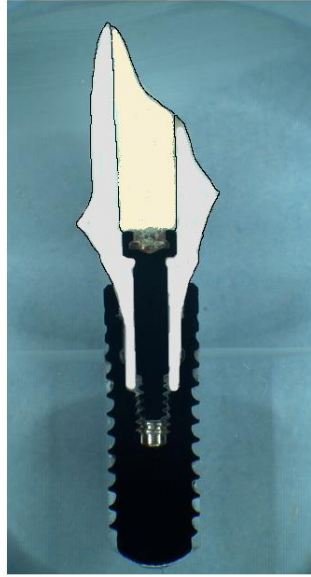
### 4.1.1 Mekaaniset ominaisuudet

Esteettisyyden vuoksi zirkonian mekaanisten ominaisuuksien tulisi olla riittävät etenkin etualueen purentaolosuhteissa. Maksimaaliset purentavoimat inkisiivialueella ovat tutkimuksesta riippuen 108-174N (Helkimo 1977) tai 161-299N (Lujan-Climet et al. 2008). Keraamien huono puoli on niiden hauraus, joten ne ovat vetolujuudeltaan ja murtumissitkeydeltään heikompia kuin metallit. Keraamimateriaalin sisäiset rakenteen virheet lisäävät riskiä murtumiselle (Seghi et al. 1995).

Kiinnikejatke voi olla suoraan kiinnittyneenä implantin pinnalle (eng. "external fixation", kuva 1), tai se voidaan ruuvata implanttiin siten, että kiinnikejatkeen reunat ovat implantin sisäpuolella (eng. "internal fixation, kuva 2). Kiinnitysmekanismeissa voi lisäksi olla mukana metallinen komponentti (Truninger et al. 2012).



kuva1



kuva2

(Mukaillen Truninger et al. 2012)

Zirkoniasta valmistettu kiinnikejatke liitettynä metalliseen komponenttiin ja kiinnitettynä implantin sisään on taivutuslujuusmittauksissa merkittävästi parempi kuin kokonaan zirkoniasta valmistettu kiinnikejatke (Truninger et al. 2012). Kruunun rakentamisen jälkeen taivutuslujuusmittauksissa ei implantin ja kiinnikejatkeen kiinnityksellä ole havaittu merkittäviä eroja ja 216-605Ncm 30°momentti aiheuttaa kiinnikejatkeen murtumisen. Kokokeraaminen kruunu parantaa implantaatioisten rakenteiden pysyvyyttä huomattavasti (Mühlemann et al. 2014). Molemmat tutkimustulokset ovat syklisen lämpökäsittelyn ja purentasimulaation jälkeen, mikä kuvastaa kliinisiä olosuhteita suussa.

Zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen kestävyys vaikuttaa merkittävästi kiinnitystapaan, koska zirkonian paksuus vaihtelee riippuen implantin mallista, ja materiaalin paksuudella on hyvin suuri merkitys kiinnikejatkeen kestävyys. Implantin sisäinen kiinnikejatkeen kiinnitysmekanismi aiheuttaa taivutuslujuusmittauksissa implantin plastista muodonmuutosta, ja jatkeen murtuminen saa alkunsa alueelta, joka ei ole kosketuksissa implantin kanssa. (Mühlemann et al. 2014.)

Myös kiinnikejatkeen muodolla on merkitystä murtumisen laatuun. Paksummat jatkeet murtuvat jatkeen pohjasta kun taas ohuempien murtumalinjat sijaitsee kiinnikejatkeen yläosissa (Hjerpe et al. 2008). Zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen reunat tulee pyöristää, ettei terävä inkisaalireuna johda painetta päälle asetettavaan kruunuun ja aiheuta murtumalinjan syntymistä (Mühlemann et



al. 2014). Sghaireen et al tutkivat zirkonisten kiinnikejatkeiden murtumista, ja havaitsivat että zirkoniajatkeen implantin sisäisellä kiinnityksellä johtivat kiinnikejatkeen murtumiseen, kun taas heksagonaalinen kiinnitys aiheuttaa ruuvin murtumisen.

Zirkonian hyviä ominaisuuksia kiinnikejatkemateriaalina ovat sen korkea taivutuslujuus (900-1200 MPa) sekä alhainen huokoisuus. Yksilöllisesti valmistettujen zirkonisten kiinnikejatkeiden murtumissitkeys on verrattavissa kaupallisten zirkonisten kiinnikejatkeiden arvoihin. Kiinnikejatkeiden muotoilulla voidaan parantaa mekaanisia ominaisuuksia: suhteellisen matalat ja määrällisesti enemmän zirkonia sisältävät jatkeet kestävät kuormitusta merkittävästi paremmin. (Hjerppe et al. 2008.)

Foong et al (2013) tutkivat syklisen rasituksen vaikutusta zirkoniapohjaisiin restauraatioihin. Syklisessä 30° rasituksessa zirkonijatkeet, joiden päälle on valmistettu metallokeeraaminen kruunu, murtuivat keskimäärin 140 N kuormalla 26 296 kuormituskerran jälkeen. Rasitus kohdistettiin 2 mm inkisaalikärjestä apikaalisemmin.

Kiinnikejatkeet eivät murtuessaan aiheuttaneet muutoksia tai taipumista implantissa eivätkä ruuvissa. Murtuminen alkaa jatkeen kapeimmasta osasta, joka on jatkeen apikaalinen osa lähellä heksagonaalista kiinnitystä (Foong et al. 2013, Thulasidas et al. 2014). Heksagonaalinen kiinnitys on monissa tutkimuksissa ollut implanttirestauraatioiden heikoin kohta.

Syklinen rasitus kuvastaa paremmin kliinisiä olosuhteita, mutta staattisella rasituksella voidaan mitata hetkellisiä suuria purentavoimia. Läheltä abutmentin kiinnityskohtaa voidaan mitata suurin paineen ja vääntömomentin keskittymä, ja murtuminen alkaa yläetualueen keraamirakenteissa linguaalipinnalta (Thulasidas et al. 2014). Staattisessa rasituksessa zirkonia-abutmentit kestävät mallista ja muodosta riippuen 412-1099 N kuorman ilman kruunurakenteita, abutmentin murtumiseen liittyy aina ruuvin taipuminen tai murtuminen. Lopullista murtumista edeltää ensin murtuminen. Eron kaupallisten ja yksilöllisesti valmistettujen kiinnikejatkeiden välillä ei todettu olevan merkittävä. (Hjerppe et al, 2008).

Fraktografisessa analyysissä elektronimikroskoopilla tutkitaan murtumien lähtökohtia ja etenemistä. Koenig et al totesivat että lohkeilu alkaa lähes aina zirkonia-pohjaisten rakenteiden purupinnoilta (Koenig et al. 2013). Yksittäisten implanttikruunujen kiinnittämiseen käytetyt yksilölliset zirkoniasta valmistetut kiinnikejatkeet ovat kestävä ratkaisu etuhammas- ja premolaarialueilla. Yli kymmenen vuoden seurantajakson jälkeen 100 % yksilöllisesti jyrstyistä kiinnikejatkeista on raportoitu olevan ehjiä (Zembic et al. 2014, Koenig et al. 2013), ja vain 3,7 %:ssa jatkeen päälle val-

mistetuissa rakenteissa on todettu ongelmia kuten pintakeraamin sirpaloitumista tai ruuvin löystymistä (Zembic et al. 2014).

Staattisessa rasituksessa zirkoniasta valmistettujen kiinnikejatkeiden päälle valmistetut kruunut säilyivät ehjinä ja lopullisen murtumisen raportoitiin alkavan implantin sisäisen kiinnikkeen alueella ruuvin taipumisen tai ruuvin katkeamisen seurauksena. Lopullinen murtuminen alkoi 350-480 N voiman vaikutuksesta 30°:een rasituksessa (Protopapadaki et al. 2013).

Ruuvin löystymistä havaittiin 4 vuoden seurantajaksolla 4-43 % implanttikantoisista kruunuista. Löystyminen voidaan minimoida poistamalla kaikki kiertymistä aiheuttavat tekijät implantin ja kiinnikejatkeen välillä. CAD-CAM -tekniikalla kiertymistä tapahtuu entistä vähemmän (Ronald et al. 2007, Binon et al. 1995).

Etualueella voidaan saavuttaa tyydyttäviä ja jopa hyviä murtumislukuuden resistenssiarvoja zirkoniasta valmistettuja kiinnikejatkeita käytettäessä (Rosentritt et al, 2013). Etualueella implantin asettelu voi olla haastavaa, ja kuitenkin implantin asettelulla on vaikutusta zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen murtumisarvoihin. Suurentamalla implantin pituusakselin ja purentavoima-akselin välistä kulmaa, kasvavat murtumissitkeysarvot merkittävästi. (Thulasidas et al 2014.)

#### 4.1.2 Reuna-alueen tarkkuus implantin päällä

Kiinnikejatkeen sopivuus implantin päällä on tärkeä plakin kertymisen ehkäisemiseksi, vaikka bakteeriadheesio itse zirkonian pinnalle on melko vähäistä (Jansen et al. 1997). Jos implantin ja kiinnikejatkeen välillä on keskimäärin 6-10 µm:n rako, on implantin päälle valmistetut rakenteet epästabiliitit. Purenta voi tällöin aiheuttaa jatkuvaa liikkuvuutta rakenteessa ja johtaa kiinnitysruuvin löystymiseen (Jemt & Book 1996). Implantin ja kiinnikejatkeen välinen rako kaupallisissa zirkonia-abutmenteissa on keskimäärin 1,5 µm, kun taas se yksilöllisesti valmistetuilla kiinnikejatkeilla on suurempi, n. 2,5-7,5 µm (Hjerppe et al. 2008).

Smith et al (2014) saivat tehdasvalmisteisen zirkonisen kiinnikejatkeen ja implantin väliseksi etäisyydeksi 12,38 µm, kun taas etäisyys titaanisen kiinnikejatkeen ja implantin välillä oli 5,25 µm. Zirkonisen kiinnikejatkeen kiristysarvolla oli merkitystä marginaalisen raon suuruuteen, kun taas titaanisten kiinnikejatkeiden istuvuus ei parantunut kiristysten myötä. Kaikki saadut arvot kuitenkin viittaavat siihen, että implantin ja kiinnikejatkeen välillä on materiaalista riippumatta ientaskunesten virtausta, ja bakteeriadheesiota. Tutkitut bakteerit olivat *P.gingivalis*, *P.intermedia* ja *F.nucleatum* (Smith et al. 2014). Muidenkin tutkimusten mukaan bakteeriadheesioon on kiinnike-

jatkemateriaalilla väliä vain vähän tai ei ollenkaan (de Oliveira et al. 2012, Nascimento et al. 2014, Salihoglu et al. 2011). Bakteerien koko vaihtelee 0,2-2 µm:n välillä.

Reuna-alueen tarkkuuteen vaikuttaa myös zirkonijatkkeiden valmistus. Osittain poltetuista yttriällä stabiloidusta zirkonia-blokeista jyrityt kiinnikejatkeet istuvat implantin päällä paremmin kuin suoraan lopulliseen kovuuteen poltetuista blokeista jyrityt. Tämä johtuu jälkimmäisen materiaalin kovuudesta Hionnan yhteydessä myös poranterät kuluvat tarpeettoman paljon lopulliseen kovuuteen poltettuja zirkoniablokkeja käyttämällä. (Prasad et al. 2013.)

Karatasli et al (2011) valmistivat kokokeraamisista blokeista jyritymällä kiinnikejatkeita, joiden istuvuuksia he mittasivat stereomikroskoopilla. Osittain sintrattujen zirkoniablokkien istuvuudet vaihtelivat jyritysmenetelmästä riippuen ja paras istuvuus keskimäärin 24,6 µm, saavutettiin kun jyrityksen jälkeen zirkonia sintrattiin 1500°C 4,5 tunnin aikana. Suoraan lopulliseen kovuuteen sintratuista blokeista jyritymällä tulokset eivät olleet yhtä hyviä, sillä keskimäärin rako oli 110,1 µm. (Karatasli et al. 2011.)

Heksagonaalisen kiinnityksen implantin ja kiinnikejatkeen välillä tulee olla täysin stabiili, jottei kiertymistä implantin akselin ympäri ilmene. Alikhasi et al (2013) tutkivat kiertymistä yksilöllisesti valmistetuilla zirkonia-jatkeilla, ja havaitsivat että vapaata kiertymistä akselin ympäri on keskimäärin 8,28 astetta. Pysyvän ruuviliitoksen varmistaminen edellyttäisi alle viiden asteen kiertymisen lukuisten tutkimusten mukaan. Tutkimuksessa mittaukset tehtiin käyttämällä videomittauslaitetta (Galileo Video Measuring Machine, Starrett Precision Optical), ja aiemmin toteutetuissa tutkimuksissa elektronimikroskooppilaitteilla arvot ovat zirkonia-jatkeilla jääneet alle 3 asteen (Vigolo et al. 2006, Garine et al. 2007). (Alikhasi et al. 2013.)

Prasad et al (2013) esittelivät uuden kolmiulotteisen tekniikan mittaamaan implantin ja sen päälle valmistettujen rakenteiden yhteensopivuutta. Tekniikka perustuu liikkuvaan mikroskooppiin, joka mittaa implantin ja jatkeen välistä rakoja, ja vertaa tuloksia arvoihin, jotka perustuvat Spiral Scan Microtomography:n 3D-tuloksiin. Yleisesti tutkimuksessa todettiin, että CAD-CAM -tekniikan käyttö johtaa merkittävästi tarkempaan istuvuuteen kiinnikejatkeen ja sen päälle valmistettujen rakenteiden välille. 3D-menetelmän voidaan katsoa soveltuvan tarkkuutta vaativiin tutkimuksiin, joissa halutaan poistaa tavallisen mikroskoopin käyttöön liittyvät inhimillinen tulkintavirhe.

Samassa 3D-tutkimuksessa mitattiin kiinnikejatkeiden ja niiden päälle eri materiaaleista valmistettujen rakenteiden istuvuuksia. Parempi istuvuus saatiin, kun jyrityttiin pehmeää, osittain sintrattua zirkoniaa verrattuna täyteen kovuuteen sintrattuun zirkoniaan. Eron todettiin johtuvan lopulliseen

kovuuteen sintratun zirkonian suuremmasta taivutuslujuudesta, materiaalin lujuudesta. Lisäksi tutkimuksen yhteydessä poranterät jouduttiin kokeen 10 testikappaleen jyrinnän aikana vaihtamaan kolme kertaa. (Prasad et al. 2013.)

#### 4.1.3 Kliinisten riskitekijöiden merkitys zirkoniarakenteiden kestävyys

Parafunktioilla, kuten bruksismilla, on suuri merkitys kaikkien kruunurakenteiden kliiniseen kestävyys. Keraamirestauraatio antagonistina sekä implanttikantoisuus johtavat myös herkemmin pintakeraamien lohkeiluun. Purentakiskon käyttö öisin voi merkittävästi vähentää keraamiin kohdistuvaa rasitusta. 3,5 vuoden seurantajaksolla 81,6 %:ssa zirkoniapohjaisista proteettisista rakenteista ei ilmennyt teknisiä komplikaatioita. Näitä ongelmia, kuten kruunun pinnan murtumista, esiintyi 15 % 3,5 vuoden seurannan jälkeen ja ne olivat yleisin syy rakenteiden menetykselle. Pienet keraamin liuskoittumiset voivat jäädä havaitsematta tai ne voidaan kiillottaa, ja vain suuret murtumat johtavat rakenteen uusimiseen. (Koenig et al. 2013.)

Vähäinen bukkolinguaalinen ja labio-palatinaalinen tila voi johtaa implantin asetuksessa tilanteisiin, joissa implantin hankala asento joudutaan myöhemmin korjaamaan proteettisen rakenteen avulla. Yksilöllisesti muotoillut kiinnikejatkeet ovat tällöin indikoituja, mutta liian kapeat kiinnikejatkeen seinämät voivat heikentää rakennetta pitkällä aikavälillä. Canullo et al (2013) valmistivat zirkoniasta kiinnikejatkeita, joissa seinämän paksuus oli ohuimmassa kohdassa vain 0,3 mm, ja kiinnikejatke oli 25 asteen kulmassa implantin akseliin nähden. Voima kohdistettiin dynaamisesti kruunujen kärkiin. Tutkimuksessa ei ilmennyt merkittäviä eroja suorien ja 25 asteen kulmaan muotoiltujen kiinnikejatkeiden välillä. Suorissa kiinnikejatkeissa murtumalinja oli lähellä kiinnikejatkeen kaulaosaa, kun taas kulmaan muotoilluissa kiinnikejatkeissa murtumisen havaittiin alkavan inkisaalikärjestä. (Canullo et al. 2013.)

Ihanteellisessa purennassa sivuliikkeet ovat kulmahammaskantoiset, ja vaikka syödessä taka-alueelle kohdistuu suuri purentarasitus, raportoitiin 5-vuoden seurantajaksolla 38 molaarialueelle valmistetun zirkoniapohjaisen kruunun toimivan erinomaisesti. Vain muutamassa kruunussa havaittiin pintakeraamin murtumista. (Lops et al. 2013.)

## 4.2 Titaani

Titaanista voidaan valmistaa runkorakenteita implanttien päälle ja niiden passiivinen istuvuus on erinomainen. Titaanista valmistetut kiinnikejatkeet saattavat kuitenkin ulkonäöllisesti merkittävästi alueilla johtaa harmaaseen kuulto on implantin ympäröimässä limakalvossa ja pintapoliinin polttaminen titaanin päälle on haastavaa (Yildirim et al. 2013). Metallokeramiset kruunut ovat

titaanisen kiinnikejatkeen päällä ensisijainen luonnollisen näköinen ratkaisu, koska metalli kuulaa myös kokokeraamisen kruunun läpi (Nakamura et al. 2002). Zirkonia on noussut hyvin yleisesti käytetyksi kiinnikejatkemateriaaliksi titaanin rinnalle, mutta edelleen titaanilla on ominaisuuksia, jotka puoltavat sen käyttöä kliinisesti. Titaanisten kiinnikejatkeiden päälle valmistetuilla kruunuilla on tutkimusten mukaan merkittävästi suuremmat murtumisarvot, kuin muilla kiinnikejatkemateriaaleilla (Sghaireen et al. 2013).

Mühlemann et al valmistivat titaanisten kiinnikejatkeiden päälle kruunuja ja rasittivat rakenteita staattisesti. Keskimäärin 1042 N:n kohdalla ilmeni plastista deformaatiota, mutta kruunu tai kiinnikejatkeet eivät murtuneet taivutustestissä (Mühlemann et al 2014). Foong et al (2013) tutkivat titaanisten kiinnikejatkeiden kestävyyttä syklisessä rasituksessa ja havaitsivat, että koekappaleiden murtumat johtuivat joko titaaniruuvien taipumisesta tai kiinnikejatkeen ja implantin plastisesta taipumisesta (Foong et al. 2013). Titaaniset kiinnikejatkeet, joiden päälle valmistettiin metallokeramiin kruunu, eivät murtuneet myöskään rasiustestissä, vaan ruuvien murtuminen ja metallisten osien taipuminen yhdessä implantin kanssa johtivat rakenteen hajoamiseen (Sghaireen et al. 2013).

Lalithamma et al (2014) tutkivat titaanisten kiinnikejatkeiden ja implanttien välistä rakoa. Kiristysvaiheessa rakenteen kestävyuden ja bakteerikolonisaation minimoimisen kannalta ideaalisessa tilanteessa implantin ja kiinnikejatkeen välillä ei ole mittaustekniikalla havaittavaa rakoa ja kontaktit ovat tiiviit kauttaaltaan ympäri implantin. Titaanisen kiinnikejatkeen ja implantin välisen marginaalisen raon raportoitiin olevan tehdasvalmisteisissa 7,51  $\mu\text{m}$ , ja yksilöllisissä valetuissa kiinnikejatkeissa 12,38  $\mu\text{m}$ , joten ryhmien välillä oli merkittävä ero. (Lalithamma et al. 2014.) Titaaniset kiinnikejatkeet istuivat implantin päällä jonkin verran paremmin kuin CAD-CAM -tekniikalla valmistetut zirkoniset kiinnikejatkeet.

Istuvuutta tarkasteltaessa tulee minimoidun implantin ja kiinnikejatkeen välisen raon lisäksi kiinnikejatkeen kiertyvyyden implantin ympärillä olla mahdollisimman vähäistä. Useat tutkimukset ovat osoittaneet suoran yhteyden kiinnikejatkeen kiertymisen ja ruuvien löystymisen välillä. Titaanisia kiinnikejatkeita tarkasteltaessa oli niiden kiertyminen implantin akselin ympäri ilman rasiusta hyvin vähäistä, keskimäärin 0,99 astetta (Alikhasi et al. 2013).

Carvalho et al (2014) käyttivät FEA-tekniikkaa (finite element analysis) mitatessaan sekä implanttiin että kiinnikejatkeeseen kohdistuvia kuormia. He tutkivat zirkonisiin ja titaanisiin kiinnikejatkeisiin kohdistuvia jännitteitä, sekä sitä, kuinka jännitteet välittyvät implantiin, ja samalla arvioivat kiinnikejatkeen kiinnitystavan vaikutusta jännitysten muodostumiseen. Tutkimuksen mukaan jännitteeseen vaikuttivat enemmän kiinnikejatkeen kiinnitysmuoto, heksagonaalinen tai implantin

sisäinen kiinnitys (eng. internal fixation), kuin käytetty materiaali. Titaanisten kiinnikejatkeden mekaaniset ominaisuudet olivat parempia kuin zirkonisilla kiinnikejatkeilla. (Carvalho et al. 2014.)

### 4.3 Kromi-koboltti

Jalometalliseokset ovat edelleen sopivimpia materiaaleja tarkan istuvuuden vaativissa rungoissa, ja suurten purentavoimien alueilla. Kromi-kobolttin käyttö kiinnikejatkemateriaalina on lisääntynyt jyräntekniikoiden kehittyessä, sillä sen valaminen perinteisin menetelmin on ollut hankalaa. Kromi-koboltti on materiaalina erittäin edullinen etenkin kultaan verrattuna (Beddis et al. 2014). Danilo et al (2014) tutkivat CAD/CAM –tekniikalla valmistettujen kolmen yksikön kromi-koboltti – runkojen istuvuuksia implanttien päällä, ja vertasivat sitä perinteisellä valutekniikalla valmistettujen runkojen istuvuuksiin. CAD-CAM –tekniikalla implantin ja kiinnikejatkeen välinen rako vaihteli 0-8,33 µm:n välillä, kun taas perinteisellä valutekniikalla sadut arvot olivat 2,78-55,56 µm:n välillä. (Danilo et al. 2014).

### 4.4 Kulta

Kultaseosmetalliset kiinnikejatkeet ovat kestäviä keraamien alla, ja ne säilyvät muuttumattomina staattisessa rasituksessa. Mekaanisessa testissä lopullinen murtuminen tapahtui kiinnikejatketta kiinnittävässä ruuvissa, joka taipuu ensin ja lopulta johtaa joko kruunumateriaalin tai ruuvin murtumiseen. (Protopapadaki et al. 2013.) Lasikeraamiset kruunut kestävät zirkonisten kiinnikejatkeiden päällä merkittävästi pienemmän staattisen rasituksen titaania tai kultaa sisältäviin kiinnikejatkeisiin verrattuna (Mühlemann et al. 2014, Protopapadaki et al. 2013).

### 4.5 Alumiinioksidi

Alumiinioksidista valmistetut kiinnikejatkeet ovat zirkonian ohella vaaleita sävyiltään. Yildirim et al (2013) havaitsivat rasitustestissä kiinnikejatkeiden murtuvan keskimäärin 280 N voimasta, ja murtuminen tapahtui kiinnikejatkeiden ruuvin kannan läheisyydessä. Kruunu ja ruuvi pysyivät muuttumattomina. Tutkimuksen mukaan zirkoniasta valmistetuilla kiinnikejatkeilla oli jopa kaksi kertaa suurempi kyky vastustaa murtumista kuin alumiinioksidista valmistetuilla. Tämä selittyy zirkonian suuremmalla murtumissitkeydellä. (Yildirim et al. 2003.)

Alumiinioksidi voidaan lujittaa zirkoniolla, ja tällaisten kiinnikejatkeiden istuvuuksia mittasivat Karatasli et al (2011). Keskimäärin rako implantin ja kiinnikejatkeen välillä oli 64,9 µm, joka tässä tutkimuksessa oli parempi kuin metallisten kiinnikejatkeiden ja lähes yhtä hyvä kuin zirkoniasta

valmistettujen kiinnikejatkeiden. Mittaukset suoritettiin stereomikroskoopilla. (Karatasli et al. 2011.)

## 5. Kruunumateriaalit

Kruunurakenteilla implantin päällä on tärkeä rooli sekä ulkonäön että purentavoimien välittämisen kannalta. Luutuneesta implantista puuttuu periodontaaliligamentin ja proprioseptiikan tuoma suo-  
jamekanismi. Tämä voi osaltaan selittää eroavaisuuksia oikean hampaan ja implantin päälle valmis-  
tettujen kruunujen murtumistyypeissä. Kruunuissa käytettyjen materiaalien ominaisuuksia on esi-  
tely taulukossa 1.

Materiaali	Murtumissitkeys MPa m <sup>1/2</sup>	Elastinen modulus GPa	Lujuus MPa
In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)	4,8	240	630
Empress 2 (litiumdis- likaatti)	2,9	105	306
IPS Empress (leusiitti- vahvisteinen lasikeramia)	1,2	65	106
In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik)	3,6	265	440

Taulukko 1. Kruunuissa käytettyjen materiaalien ominaisuuksia.

(Mukaillen Guazzatoa M. et al. 2004)

### 5.1 Zirkonia

Zirkonia on ulkonäöllisesti luonnollinen keraami, ja sen vuoksi sitä voidaan käyttää kruunumateri-  
aalina joko sellaisenaan tai niin, että sen pinnalle poltetaan posliini. Johansson et al (2014) vertasi-  
vat korkeakuultavien zirkoniakruunujen murtumissitkeyksiä zirkoniakruunuihin, joiden päälle pol-  
tettiin posliini. Tulokset osoittivat, että posliinipoltto heikentää merkittävästi zirkonian murtumis-  
sitkeyttä. Tutkimukset tehtiin molaarialueille valmistetuilla kruunuilla, ja posliinikerroksen pak-  
suus oli lähes kauttaaltaan 1 mm. (Johansson et al. 2014.)

### 5.1.1 Mekaaniset ominaisuudet

Zirkoniarakenteen ikääntymisen vaikutukset sen mekaanisiin ominaisuuksiin vaativat yhä jatkotutkimuksia. Zirkonian mekaanisten ominaisuuksien muuttumista syljen vaikutuksesta on tutkittu, ja näyttöä olisi, että zirkonian kovuus ja materiaalin tiiveys laskevat, kun taas monokliinisen faasin osuus lisääntyy syljessä (Swab et al. 1991). Zirkonian hionta, sekä korkea paine ja lämpötila voivat johtaa murtumisiin. Hionnan todettiin vähentävän zirkoniamateriaalin taivutuslujuutta puoleen (Luthardt et al. 2002). Zirkonian taivutuslujuus on tutkimuksesta riippuen noin 700MPa (Giordano et al. 2006) tai 900-1200MPa (Piconi et al. 1998).

Martinez-Rus et al (2012) tutkivat perinteisesti valmistettujen zirkoniakruunujen kestävyyttä yläinkisiivialueella. Tutkimuksessa muotoiltiin d11 muotoa vastaava kruunu, joka kiinnitettiin titaanista tai zirkoniasta valmistettuun kiinnikejatkeeseen. Rakenteeseen kohdistettiin voima 30 asteen kulmassa ja maksimaalinen murtumiseen johtava voima rekisteröitiin. Titaanisen kiinnikejatkeen päällä kruunut kestivät 495,9 N voiman, kun taas zirkonisen kiinnikejatkeen päällä maksimaalinen voima oli keskimäärin 340 N. Zirkoniset kiinnikejatkeet murtuivat lopulta kokonaan, ja kruunut säilyvät ehjinä. (Martinez-Rus et al. 2013.) Etualueella maksimaalisen purentavoiman on mitattu olevan 158-400 N (Paphangkorakit et al. 1997).

Tonino et al. tutkivat hiekkapuhalluksen vaikutusta zirkonian ja pintakeraamin välillä. Fraktografiassa analyysissä hiekkapuhalletuissa zirkonia-kruunuissa ei ollut murtumisen jälkeen pintaposliinin irtoamista zirkonia-rakenteesta, kun taas posliini irtosi pinnoilta, joita ei oltu käsitelty hiekkapuhaltamalla. Zirkoniakruunu pystyy hajottamaan purennasta johtuvaa okklusaalista energiaa pintaposliinin sisällä niin, että murtumislinjan saavuttaessa zirkoniapinnan, on jäljelle jäänyt energia riittävä aiheuttamaan vain mikrofraktuuroita zirkonian pintaan. Tutkimuksessa premolaarialueen kruunut kestivät aksiaalisen 1638 N:n voiman fossaan kohdistettuna. Yksikään kruunu ei murtunut kokonaan, vaan ainoastaan pintaposliini lohkesi. (Tonino et al. 2014.)

Bonfante et al (2012) tutkivat syklisen rasituksen vaikutusta zirkoniakruunuihin kulmahammasalueella. Zirkonisiin kiinnikejatkeisiin kiinnitetyt kruunut kestävät n. 2 440 000-4 200 000 syklisen 800 N rasituksen, joka kohdistettiin 15 asteen kulmassa implantin pituusakseliin nähden. Zirkonian pinnalle oli tutkimuksessa poltettu joko posliini tai pinta oli lasikeramiaa. Syklisen rasituksen lisäksi rakenteita pidettiin kosteassa kuvastamaan suun olosuhteita. Murtuminen jaettiin kahteen osaan: ensimurtuminen ja lopullinen murtuminen. Ensimmäisen murtumisen raportoitiin kohdistuvan kruunun alueelle, mutta lopullisesti rakenne hajosi kiinnikejatkeen kohdalta. (Bonfante et al. 2012.) Lo-



pulliseen kovuuteen sintratuista blokeista jyrsimällä valmistetuissa kruunuissa voidaan todeta olevan vähemmän pinnan lohkeilua kuin osittain sintratuissa.

Molaarialueilla purentavoima vaihtelee noin 700-1221 N välillä (Ferrario et al. 2004). Kamio et al (2014) tutkivat molaarialueelle valmistettujen zirkoniapohjaisten kruunujen kestävyyttä ja murtumismalleja. Implanttien päälle kiinnitettyyn titaaniseen kiinnikejatkeeseen suunniteltiin zirkoniarunko, jonka paksuus vaihteli eri ryhmien välillä 0,5-1,2 mm. Rakenteiden päälle valmistettiin vielä joko posliinista tai yhdistelmämuovista pinta. Murtumislukuusmittauksissa ryhmien välillä ei todettu merkittävää eroa. Kuitenkin ryhmissä, joissa zirkoniarunko oli paksumpi ja muotoiltu mukaillemaan hampaan anatomiaa, olivat murtumisarvot jonkin verran suurempia verrattuna ryhmään, jossa zirkoniarungon paksuus oli vain 0,5 mm. Keskimäärin murtumisarvot vaihtelivat 3,15-6,5 kN:n välillä, kun voima kohdistettiin staattisesti molaarien fossan pohjiin. Kokokeraamiset kruunut kestivät rasituksen hieman paremmin kuin yhdistelmämuovilla päällystetyt. (Kamio et al. 2014.)

Johansson et al (2014) testasivat molaarialueille valmistettujen kokokeraamikruunujen murtumislukuuksia. Monoliittisilla korkeakuultavilla ytriumilla stabiloiduilla zirkoniakruunuilla arvot olivat merkittävästi korkeampia kuin samoista materiaaleista valmistetut kruunut, joiden päälle oli poltettu posliini. Voima kohdistettiin okklusaalisesti molaarin fossaan 10 asteen kulmassa, ja mitattiin lopullinen murtumisarvo. Keskimääräisesti zirkoniakruunut kestivät 2795-3038 N voiman, ja zirkoniakruunut posliinipoltolla kestivät 1480-1808 N voiman. Murtumiset olivat pinnan murtumisia, joihin ei siis liittynyt adhesiivien murtumista tai koko rakenteen täydellistä hajoamista. (Johansson et al. 2014.)

Taguchi et al (2014) mittasivat myös molaarialueelle valmistettujen zirkoniakruunujen kestävyyskäsiä. Voima kohdistettiin kohtisuoraan molaarin fossaan ja murtumisarvoa vastaava voima kirjattiin. Keskimäärin zirkoniakruunut kestivät 3110 N voiman ja noin puolet testikappaleista murtui pinnasta ja puolet rakenteen ytimestä. Tässä tutkimuksessa murtumisarvot eivät poikenneet merkittävästi metallokeramisten kruunujen keskimääräisistä arvoista (3090 N). Metallokeramisissa kruunuissa pinta lohkesi kaikissa tapauksissa. (Taguchi et al. 2014.)

### 5.1.2 Reuna-alueen tarkkuus kiinnikejatkeen päällä

Martinez-Rus et al (2013) mittasivat titaanisten ja zirkonisten kiinnikejatkeiden päälle jyrsimällä valmistettujen zirkoniakruunujen istuvuuksia ennen ja jälkeen sementoinnin. Kiinnikejatkeen materiaalilla ei ollut merkitystä istuvuuksiin. Ennen sementointia rako zirkoniakruunun ja zirkonisen

kiinnikejatkeen välillä oli 52,1  $\mu\text{m}$ , kun se sementoinnin jälkeen oli selkeästi suurempi, 98,7  $\mu\text{m}$ . Titaanisen kiinnikejatkeen päällä vastaavat arvot olivat ennen sementointia 56,2  $\mu\text{m}$  ja sementoinnin jälkeen 101,8  $\mu\text{m}$ . Istuvuudet olivat merkittävästi parempia kuin samassa tutkimuksessa testattujen jyrsimällä tai prässäämällä valmistettujen litiumdisilikaattikruunujen. (Martinez-Rus et al 2013.)

## 5.2 Vahvistettu lasikeramia

Litiumdisilikaattikruunu on luonnollisen näköinen vaihtoehto keraamisen kiinnikejatkeen päälle sementoituna. Kullasta valmistetun kiinnikejatkeen päällä kruunujen murtumissitkeysarvot ovat huomattavasti suuremmat kuin zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen päällä, mutta kallis hinta johtaa yleensä keraamijatkeen valintaan (Kim et al. 2009). Litiumdisilikaatin taivutuslujuus on 350-450 MPa, ja syklisessä rasituksessa materiaalin väsyminen on tutkimusten mukaan melko vähäistä. CAD/CAM-tekniikalla jyrsityt litiumdisilikaattikruunut ovat olleet käytössä vuodesta 2006. (Guess et al. 2010.)

Johansson et al (2014) vertailivat litiumdisilikaatti- ja zirkoniakruunujen murtumislujuuksia. Mo-laarialueelle valmistettujen litiumdisilikaattikruunujen murtumisarvot olivat 1856 N kun voima kohdistettiin keskifossaan. Purentaolosuhteissa näiden kruunujen pitäisi siis kestää myös suuria purentavoimia, ja kuitenkin murtuminen on hyvin yleinen ongelma. Tällöin ongelma on usein rakenteen kokonaisuudessa, ja mahdollisesti purentavoimien ominaisuuksissa. (Johansson et al. 2014.)

### 5.2.1 Lasikeraaminen kruunu zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen päällä

Zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen päälle valmistettu litiumdisilikaattikruunu on usein käytetty ratkaisu esteettisen alueen implanttikiinnitteisissä kruunuissa. Useissa tutkimuksissa niiden lujuusarvot ovat kuitenkin kliinisesti käytetyistä kruunumateriaaleista pienimmät. Sghaireen et al (2013) saivat etualueelle valmistetuilla kruunuilla lujuusarvoiksi keskimäärin 274 N 50°:een kulmassa kohdistetussa rasituksessa, ja kaikissa testatuissa kappaleissa murtuivat sekä kruunu että kiinnikejatke (Sghaireen et al. 2013). Protopapadaki et al (2013) saivat vastaaviksi arvoiksi staattisessa rasituksessa zirkoniajatkeiden päälle rakennetuille litiumdisilikaattikruunuille keskimäärin 413,7 N. Koska etualueilla esteettisyys on hyvin tärkeää valittaessa materiaaleja, on ammatillisesti hyväksyttävää käyttää niin esteettisiä materiaaleja kuin mahdollista, kunhan lujuusarvot ylittävät purentavoimat tällä alueella. (Protopapadaki et al. 2013.)

Inkisiivialueella jyrityt litiumdisilikaattikruunut kestivät titaanisten kiinnikejatkeiden päällä 559 N voiman, joka kohdistettiin 30 asteen kulmassa kruunuun. Zirkoniasta valmistettujen kiinnikejatkeiden päällä vastaava arvo oli 393 N. Perinteisesti prässäämällä valmistettujen litiumdisilikaattikruunujen vastaavat arvot olivat titaanijatkeen päällä 482 N ja zirkoniajatkeen päällä 363 N. Titaanijatkeen päälle valmistetut kruunut murtuivat täysin, mutta zirkoniajatkeen päällä sekä kruunuissa että kiinnikejatkeissa oli murtumalinjoja. (Martinez-Rus et al. 2012.)

Martinez-Rus et al (2013) tutkivat litiumdisilikaattikruunujen istuvuuksia kiinnikejatkeiden päällä. CAD-CAM –tekniikalla valmistetut litiumdisilikaattikruunut istuivat ennen sementointia titaanisten kiinnikejatkeiden päällä yhtä hyvin kuin zirkoniasta valmistettujen kiinnikejatkeiden päällä. Keskimäärin rako kruunun ja zirkoniajatkeen välillä oli 75,2 µm. Sementoinnin jälkeen tämä arvo oli 113,5 µm. Samassa tutkimuksessa prässättyjen litiumdisilikaatti-kruunujen marginaalinen rako oli zirkoniasta valmistettujen kiinnikejatkeiden päällä keskimäärin 64,2 µm, ja sama arvo sementoinnin jälkeen oli 106,2 µm. Tutkimuksessa havaittiin, että kiinnikejatkemateriaaleilla ei ollut merkitystä istuvuuksiin, mutta kruunusysteemillä ei. (Martinez-Rus et al. 2013.)

### 5.2.2 Lasikeraaminen kruunu titaanisen kiinnikejatkeen päällä

Prasad et al:n 3D-tekniikkaan perustuvassa tutkimuksessa leusiittivahvisteisilla lasikeraamirakenteilla oli erittäin hyvä istuvuus tutkimuksessa käytettyjen kiinnikejatkeiden päällä. Tulos on selitetty mahdollisesti hyvin paljon pienemmän taivutuslujuuden ( $\geq 125$  MPa) ja murtumislujuuden vuoksi, jolloin jyrittävyys paranee. Istuvuudet olivat merkittävästi parempia kuin esimerkiksi zirkoniarakenteiden. (Prasad et al. 2013.)

Kersten et al (2000) tutkivat SEM:llä Empress-kruunujen istuvuutta Brånemark-implanttien päällä, ja saivat implantin ja kruunun välisen raon mitoiksi 20-40 µm. Purentasimulaation jälkeen rako ei suurentunut. Arvot eivät poikenneet merkittävästi vertailumateriaaleista, joita olivat In-Ceram –keraamikruunut, mutta metallokeramisten kruunujen istuvuus oli selkeästi parempi raon ollessa vain keskimäärin 5 µm. Tässä tutkimuksessa litiumdisilikaattikruunut implanttien päällä eivät kestäneet edes ruuvien kiristystä, joten niitä ei voida ajatella käytettävän ilman metallista kruunun sisäistä vahvistusta. (Kersten et al. 2000.)

Martinez-Rus et al:n tutkimuksessa sekä prässätyt että jyrityt litiumdisilikaatti -kruunut titaanisten kiinnikejatkeiden päällä istuivat merkittävästi huonommin sementoinnin jälkeen kuin ennen sementointia. Jyrittyjen litiumdisilikaatti-kruunujen ja implantin välisen raon mitattiin olevan 77,5 µm ennen sementointia ja 118,3 µm sementoinnin jälkeen. (Martinez-Rus et al. 2013.)

### 5.3 Alumiinioksidi

Alumiinioksidikruunuja voidaan käyttää etualueilla keraamista valmistetun kiinnikejatkeen päällä. Sen murtumisarvot eivät ole kuitenkaan yhtä hyvät kuin zirkonialla (Tinschert et al. 2001, Martinez-Rus et al. 2012, Esquivel-Upshaw et al. 2013, Tonino et al. 2014, Giordano et al. 2006). Alumiinioksidin taivutuslujuus on 450-600 MPa (Giordano et al. 2006).

Tonino et al (2014) tutkivat premolaarialueelle valmistettuja alumiinioksidikruunuja titaanisten kiinnikejatkeiden päällä, ja saivat keskimääräiseksi murtumisarvoksi 1165 N fossaan kohdistettuna. Murtumislinja lähti lasikeraamipinnalta ja eteni alumiinioksidirunkoon aiheuttaen koko rakenteen katastrofaalisen murtumisen. Fraktografisessa tutkimuksessa selvisi, että implanttikantoisissa rakenteissa suurimmat jännitykset ovat pintaposliinin ja ytimen liitoskohdassa, joista murtumalinja etenee joko ydinrakenteeseen tai jatkaa kontaktikohdassa ja johtaa pintaposliinin lohkeamiseen. (Tonino et al. 2014.)

Alumiinioksidikruunu zirkoniasta valmistetun kiinnikejatkeen päällä kesti 50°:een rasituksessa keskimäärin 498 N voiman, ja lähes kaikissa koekappaleissa murtui sekä kiinnikejatke että kruunu. Tutkimuksessa alumiinioksidikruunut hiekkapuhallettiin lisäksi alumiinioksidijauheella. (Sghaireen 2013.)

### 5.4 Yhdistelmämuovilla kerrostettu zirkonia

Taguchi et al (2014) valmistivat taka-alueelle zirkoniamolaareita, joiden pinta kerrostettiin yhdistelmämuovilla. Osaan kruunuista levitettiin opaakkimonomeeri ennen kerrostusta. Kerrostus tehtiin epäsuoralla tekniikalla, ja polymerisointi 5 minuutin valokovetuksella ja lisäksi uunissa 110 celsiusasteessa 15 minuutin ajan. Opaakkimonomeerilla käsitellyt kruunut murtuivat keskimäärin 2840 N voimasta, joka kohdistettiin molaarin fossaan kohtisuorasti. Kruunut ilman monomeerikäsitelyä murtuivat keskimäärin 2500 N voimasta.

Tutkimuksessa siis havaittiin, että opaakkiprimeri yhdistelmämuovin alla voisi vahvistaa sidosta, sillä murtumisljuusarvot olivat merkittävästi pienempiä ryhmässä, jossa käsittelyä ei tehty. Lisäksi ryhmässä, jossa primeria ei käytetty, kruunut murtuivat useammin adhesiivin kohdalta. (Taguchi et al. 2014.)

Lisää tutkimuksia tarvitaan muovien käytöstä implanttikantoisten kruunujen yhteydessä, vaikkakin lupaavia tuloksia on jo saatu.

## 6. Pohdinta

Implanttihoidon tavoitteet kuten pitkäaikainen toiminta ja esteettinen rakenne voidaan toteuttaa onnistuneesti keraameista jrsintäteknikkaa käyttämällä. CAD-CAM -tekniikka on helpottanut ja nopeuttanut sekä yksilöllisten kiinnikejatkeiden että kruunujen valmistusta, eikä sen käytöllä ole useiden tutkimusten mukaan vaikutusta rakenteiden istuvuuksiin.

Kiinnikejatkeen tarkka istuvuus implantin pinnalla on tärkeää sekä materiaalin mekaanisten ominaisuuksien maksimoinnin takia, että plakin kertymisen ehkäisemiseksi. Epätarkkuudet istuvuudessa voivat johtaa myös ruuvikiinnitteisten rakenteiden löystymiseen. Istuvuuden lisäksi tulee kiinnittää huomiota rakenteiden kiertymisen minimoimiseen eikä aktiivisen ja passiivisen istuvuuden välillä saisi olla suurta eroa.

Zirkoniasta valmistetut kiinnikejatkeet kestävät purentavoimia etualueella, ja kiinnikejatkeen päälle rakennettu kokokeraaminen kruunu parantaa rakenteen pysyvyyttä huomattavasti. Kiinnikejatkeen reunat tulee pyöristää, ettei terävä inkisaalireuna johda painetta päälle asetettavaan kruunuun. Zirkoniakruunujen merkittävänä haittana on pidetty päälle poltetun posliinin lohkeilua liuskoina, ja vaikka pienet lohkeamat voidaan korjata kiillottamalla, tulee zirkoniarakenteita valmistettaessa kiinnittää suurta huomiota purentaan ja hiontaan. Zirkonian ominaisuuksia kehitetään jatkuvasti. Nykyisten värjättyjen ja läpikuultavien zirkoniamateriaalien pinnalle ei esteettisistä syistä välttämättä tarvitse polttaa erillistä rakennekeraamia. Tällöin on kuitenkin otettava huomioon läpikuultavan zirkonian alhaisempi lujuus verrattuna perinteisen opaakkisen zirkonian lujuuteen. Zirkoniakruunuja voidaan valmistaa sekä etu- että taka-alueille.

Titaanisten kiinnikejatkeiden päälle valmistettujen kruunujen murtumisarvot ovat merkitsevästi suurempia kuin muiden kiinnikejatkemateriaalien päälle valmistetuilla. Etualueella luonnollisen ulkonäön merkitys kuitenkin korostuu ienreunassa, ja zirkonian käyttö kiinnikejatkemateriaalina on tällöin indikoitu. Zirkonian ja titaanin ohella kromi-koboltin käyttö kiinnikejatkemateriaalina on lisääntynyt jrsintäteknikoiden kehittymisen myötä ja se on materiaalina hyvin edullinen etenkin kultaan verrattuna. Pitkäaikaistuloksia zirkoniasta kiinnikejatkemateriaalina on vielä vähän mutta tähänastiset tulokset ovat lupaavia. Jopa 11-vuoden seurantajaksolla onnistumisprosentti kiinnikejatkeilla on todettu olevan 96,3. Lisää tutkimuksia kuitenkin tarvitaan.

## Viitteet

- Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys*. 2009 Sep;31(7):758-63.
- Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jul-Aug;28(4):996-1002.
- Beddis HP, Ridsdale L, Chin JS, Nixon PJ. An audit of the quality of base metal cast restorations provided within the restorative department of a UK dental institute. *Br Dent J*. 2014 Sep;217(6):E11.
- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995 Mar-Apr;8(2):162-78.
- Bonfante EA, Suzuki M, Lubelski W, Thompson VP, de Carvalho RM, Witek L, Coelho PG. Abutment design for implant-supported indirect composite molar crowns: reliability and fractography. *J Prosthodont*. 2012 Dec;21(8):596-603.
- Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci*. 2013 Jan-Feb;21(1):20-4.
- Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1096-102.
- Çavuşoğlu Y, Sahin E, Gürbüz R, Akça K. Fatigue resistance of 2 different CAD/CAM glass-ceramic materials used for single-tooth implant crowns. *Implant Dent*. 2011 Oct;20(5):374-8.
- Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*. 2006 Oct 21;201(8):501-7.
- Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun;28(3):661-9.
- Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Nov;22(11):1308-14.
- Esquivel-Upshaw JF, Clark AE, Shuster JJ, Anusavice KJ. Randomized clinical trial of implant-supported ceramic-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: preliminary results. *J Prosthodont*. 2014 Feb;23(2):73-82.
- Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*. 2004 Aug;32(6):451-7

- Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013 May;109(5):304-12.
- de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2015 Jan;113(1):22-8.
- Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Nov-Dec;22(6):928-38.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004 Jun;20(5):441-8.
- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010 Sep-Oct;23(5):434-42.
- Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(6):297-303.
- Hjerppe J, Lassila L, Rakkolainen T, Närhi T, Vallittu P. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Jan-Feb; 26(1):132-8
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ (1997) Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 12: 527–540.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:620–625.
- Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steverin P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014 Feb;72(2):145-53.
- Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H. Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Aug 12.
- Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.
- Kersten S, Tiedemann C. Strength and marginal fit of full and partial porcelain crowns on Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Feb;11(1):59-65.

- Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013 Feb;22(1):66-70.
- Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2009 Apr;101(4):226-30.
- Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1164-74.
- Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):125-41.
- Lalithamma JJ, Mallan SA, Murukan PA, Zarina R. A comparative study on microgap of premade abutments and abutments cast in base metal alloys. *J Oral Implantol.* 2014 Jun;40(3):239-49.
- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014 Oct;58(4):208-16.
- Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jan-Feb;28(1):281-7.
- Lujan-Climent M, Martinez-Gomis J, Palau S, Ayuso-Montero R, Salsench J, Peraire M. Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dentate adults. *Eur J Oral Sci.* 2008 Jun;116(3):229-36.
- Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):487-91.
- Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec;27(6):1448-55.
- Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Mar-Apr;28(2):480-7.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013 Oct;57(4):236-61.
- Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Jan;25(1):74-81.
- Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil* 2002; 29:805–809.



- Nascimento Cd, Pita MS, Fernandes FH, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Mar;25(3):337-43.
- de Oliveira GR, Pozzer L, Cavaliere-Pereira L, de Moraes PH, Olate S, de Albergaríá Barbosa JR. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconia and titanium implant abutments: an in vivo human study. *J Periodontal Implant Sci.* 2012 Dec;42(6):217-23..
- Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997 Jan;42(1):11-7.
- Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):569-74.
- Passos SP, Linke B, Larjava H, French D. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Oct 27.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. 1998 Aug;19(16):1489-94.
- Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont.* 2013 Sep-Oct;26(5):451-7.
- Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent.* 2013 Nov;110(5):389-96.
- Ronald E. Jung, Bjarni E. Pjetursson, Roland Glauser, Anja Zembic, Marcel Zwahlen and Niklaus P. Lang. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Feb;19(2):119-30.
- Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014 Aug;42(8):1019-26.
- Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):219-25.
- Salihoğlu, U, Boynueğri, D, Engin, D, Duman, AN, Gökalp, P. & Balos, K. (2011) Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: an in vivo human study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 26: 101–107.
- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995 Aug;74(2):145-50.
- Sghaireen MG. Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Oct 9.

Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):561-7.

Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*. 15 December 1991, Volume 26, Issue 24, pp 6706-6714

Taguchi K, Komine F, Fushiki R, Blatz MB, Kamio S, Matsumura H. Fracture resistance of single-tooth implant-supported zirconia-based indirect composite-layered molar restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Aug;25(8):983-91.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001 May-Jun;14(3):231-8.

Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu PR. Influence of Implant Angulation on the Fracture Resistance of Zirconia Abutments. *J Prosthodont*. 2015 Feb;24(2):127-35.

Traini T, Sorrentino R, Gherlone E, Perfetti F, Bollero P, Zarone F. Fracture strength of zirconia and alumina ceramic crowns supported by implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr 29.

Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Jan;23(1):12-8.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina pro-cera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jul-Aug;21(4):575-80.

Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003 Oct;90(4):325-31

Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Apr;24(4):384-90.

Zembic A, Philipp AO, Hämmerle CH, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Sep 2.

Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Aug;20(8):802-8.