

Henrika Niemi, Essi Ojala

ZIRKONIARUNKOISTEN KRUUNU- JA SILTAPROTEESIEN KLIININEN SEURANTATUTKIMUS
OPETUSHAMMASHOITOLASSA

Syventävien opintojen kirjallinen työ
Kevätlukukausi 2016

Turun yliopisto
Lääketieteellinen tiedekunta
Hammaslääketieteen laitos

Tutkielman oppiala: Hammasprotetiikka
Ohjaaja: Johanna Tanner, Jenni Hjerppe
Ulkopuolinen arvioija: Timo Närhi

Laajuus: 30 opintopistettä

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	2
2	KIRJALLISUUSKATSAUS	3
	2.1 Biomateriaali zirkonia	3
	2.1.1 Termistöä ja taustaa	3
	2.1.2 Hammaskeraamien luokittelu	4
	2.1.3 Zirkonian rakenne ja erityispiirteet	5
	2.1.4 Valmistusprosessi	7
	2.2 Zirkonian käyttökohteet hammaslääketieteessä	8
	2.2.1 Käyttö kruunu- ja siltaprotetiikan runkorakenteena	8
	2.2.2 Käyttö kruunu- ja siltaprotetiikassa monoliittisena rakenteena	9
	2.2.3 Käyttö pinta- ja kaviteettikiinnitteisissä silloissa	11
	2.3 Tutkimusnäyttö	12
	2.3.1 Zirkoniarunkoisten restauroitoiden toimintaennuste sekä heikkoudet kruunu- ja siltaprotetiikassa	12
	2.3.2 Zirkoniarakenteiden sementointi	14
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS	16
4	AINEISTO JA MENETELMÄT	16
5	TULOKSET	20
6	POHDINTA	22
	LÄHTEET	25

1 JOHDANTO

Zirkoniakeraamin käyttö korjaavan hammashoidon ja hammasprotetiikan materiaalina on lisääntynyt sen mekaanisten ja esteettisten ominaisuuksien ansiosta viimeisten vuosikymmenten aikana (Zarone ym. 2011). Kruunu- ja siltarakenteita on perinteisesti valmistettu metallokeraamisina. Tällöin metallista valetaan runko, jonka päälle joko prässätään tai kerrostetaan optisilta ominaisuuksiltaan hampaan kiillettä muistuttava pinnoitekeraami. Metallokeraamisilla kruunu- ja siltarakenteilla on hyvä toimintaennuste. Metallirakenteet eivät kuitenkaan täytä nykypäivän ulkonäkövaatimuksia, joten keraamisten materiaalien kehitys on ollut nopeaa ja niiden käyttö on lisääntynyt hammashoidon materiaaleina (Kelly ja Benetti 2011). Zirkonia on käyttökelpoinen keraami ja vaihtoehtoinen materiaali metallille kruunu- ja siltaprotetiikan runkorakenteena sekä hampaiston etu- että taka-alueella. Tämän lisäksi zirkonian käyttö implanttikantoissa proteettisissa rakenteissa on lisääntynyt ja vilkkaan tutkimuksen alla. (Zarone ym. 2011.)

Huolimatta zirkonian hyvistä lujuusominaisuuksista pinnoitekeraamin lohkeilu on osoittautunut yleiseksi ongelmaksi zirkoniarunkoisissa restauroatioissa. Lisäksi zirkoniarakenteiden sidostaminen on hankalaa, joten myös retention menetys on raportoitu ongelmaksi. (Koenig ym. 2013.) Muun muassa näihin ongelmiin pyritään tutkimustyöllä ja materiaalikehityksellä löytämään ratkaisuja.

Tässä työssä käsitellään zirkoniarunkoisten kruunu- ja siltaproteesien kestävyyttä kliinisessä käytössä. Työ koostuu kirjallisuuskatsauksesta ja kliinisestä seurantatutkimuksesta, jossa tarkastellaan Turun hyvinvointitoimialan suun terveydenhuollon opetushammashoitolassa hammaslääketieteen opiskelijoiden toimesta valmistettuja zirkoniarunkoisia kruunu- ja siltaproteeseja (toimintaikä 2,1–6,8 vuotta). Kirjallisuuskatsausosiossa esitellään biomateriaali zirkonia ja sen käyttökohteet hammaslääketieteessä sekä paneudutaan julkaistuihin tutkimustuloksiin zirkoniasta kiinteän protetiikan materiaalina. Oman kliinisen tutkimuksen tavoitteena on selvittää, miten opetushammashoitolassa valmistetut zirkoniarunkoiset kruunu- ja siltaproteesit ovat kestäneet ja onko niissä esiintynyt ongelmia restauration käyttöönoton jälkeen.

2 KIRJALLISUUSKATSAUS

2.1 BIOMATERIAALI ZIRKONIA

2.1.1 Termistöä ja taustaa

Zirkonia on alkuaine zirkoniumin (Zr) täydellisesti hapettuessa syntyvää zirkoniumdioksidia (ZrO_2). Termiä zirkonia ei tule sekoittaa metalliseen alkuaineeseen zirkoniumiin eikä myöskään zirkoniin, joka on korujalokivenä käytetty zirkoniumsilikaatti ($ZrSiO_4$). (Matinlinna 2008.) Zirkoniumia ei esiinny luonnossa puhtaana alkuaineena vaan maaperässä zirkonimineraaleissa, joista se pystytään puhdistamaan. Kemiallisella käsittelyllä ja tarkoin hallitulla tuotantoprosessilla saadaan aikaan keraamiksi luokiteltava zirkoniumdioksidi. (Matinlinna 2014.)

Ensimmäisen kerran zirkoniaa valmisti saksalainen kemisti Martin Heinrich Klaproth vuonna 1789 reaktiotuotteena kuumentaessaan zirkonikorukiveä. Kun materiaalin kehitystä jatkettiin kohti biolääketieteellistä käyttötarkoitusta 1960-luvun lopulla, kokeiltiin siihen yhdistää useita metallioksiedeja kuten magnesium-, kalsium- tai yttriumoksidia stabiloimaan materiaalin eri kiderakenteita huoneenlämpötilassa. Näin pystyttiin parantamaan keraamilta vaadittavia mekaanisia lujuusominaisuuksia. Seuraavina vuosikymmeninä keskityttiin yttriumoksidistabiloituun, kiderakenteeltaan tetragonaaliseen zirkoniaan. (Piconi ja Maccauro 1999.) Yttriumoksidistabiloitu tetragonaalinen zirkonia onkin osoittautunut erityisen kovaksi materiaaliksi, jolla on suuri taivutus- ja murtolujuus (Matinlinna 2014).

Zirkonian käyttö biomateriaalina lääketieteessä alkoi 1980-luvun alussa. Sitä käytettiin kulumiskestäväyytensä ja lujuutensa ansiosta lonkkanivelortopediassa sekä nivelpään että -kuopan korvaamiseen. Satojatuhansia zirkoniasta valmistettuja lonkkaproteeseja asetettiin potilaille menestyksekkäästi, kunnes noin 400 proteesia menetettiin lyhyellä aikavälillä vuonna 2001. Ilmeisesti autoklaavisterilointi sai aikaan materiaalin heikentymistä ja lonkkaproteesit menetettiin murtumien vuoksi. Zirkonian käyttö lonkkanivelproteeseissa väheni vuodessa 90 %. Toisaalta samaan aikaan materiaalista kiinnostuttiin hammaslääketieteessä sen esteettisten ja mekaanisten ominaisuuksien vuoksi, minkä ansiosta zirkonian tuotanto jatkoi nousuaan. (Chevalier 2006, Matinlinna 2014.) Kuten Chevalier (2006) katsausartikkelissaan toteaa, syitä vuoden 2001 lonkkaproteesien menetyksiin on spekuloitu paljon. Ne yhdistetään kiderakenteeltaan osittain epästabiilin zirkonian ominaisuuteen heikentyä ajan kuluessa vaihtelevissa lämpötiloissa veden

vaikutuksesta. Myös zirkonian tuotantoprosessi vaikuttaa materiaalin stabiliteettiin ja kestävyys.

Zirkoniakeraamin biokompatibiliteetti eli kudosityhteensopivuus, esteettisyys ja lupaavat biomekaaniset ominaisuudet vauhdittivat materiaalin käyttöönottoa hammaslääketieteessä 1990-luvun loppupuolella, ja siitä tuli vaihtoehtoinen materiaali metallille kruunu- ja siltaprotetiikassa (Matinlinna 2014). Zirkonian käyttökohteita hammaslääketieteessä käsitellään tarkemmin luvussa 2.2.

2.1.2 Hammaskeraamien luokittelu

Keraamit ovat hammashoidossa käytettäviä metallittomia kovia materiaaleja. Ne sisältävät metallioksideja ja ovat väriltään vaaleita. Keraameilla on korkea sulamislämpötila ja alhainen sähkön- ja lämmönjohtavuus. Niillä on korkea puristuslujuus mutta huono vetolujuus, ja ovat näin ollen hauraita materiaaleja. Lisäksi keraamit ovat inerttejä eivätkä liukene veteen. Myös esteettisyytensä ja kudosityhteensopivuutensa ansiosta keraamit soveltuvat hammaslääketieteen materiaaleiksi. (Matinlinna 2014.) Hammashoidon materiaaleina käytössä olevat keraamit jaetaan kolmeen eri ryhmään: perinteisiin lasikeraameihin, lujitettuihin lasikeraameihin ja oksidikeraameihin. Ne eroavat toisistaan mekaanisilta ja optisilta ominaisuuksiltaan. (Kelly ja Benetti 2011.)

Perinteiset lasikeraamit eli hammasposliinit ovat hammashoidon keraameista ulkonäöltään eniten luonnonhammasta muistuttavia, koska niiden optiset ominaisuudet vastaavat hampaan kiilteen ominaisuuksia. Niitä käytetään nykyisin lähinnä pinnoitekeraameina. Ne pohjautuvat maasälpään (CaSi_3O_8), kvartsiin (SiO_2) ja kaoliiniin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) ja muodostavat amorfisen lasifaasin, jossa ei ole säännöllistä kiderakennetta. Lisäksi lasikeraamit sisältävät metallioksideja, kuten alumiini-, kalsium-, kalium- ja natriumoksidia. Perinteisten lasikeraamien lujuusominaisuudet ovat kuitenkin keraameista heikoimmat, mikä on johtanut keraamisten materiaalien yhä jatkuvaan kehittämiseen. (Kelly ja Benetti 2011, Matinlinna 2014.)

Keraamien mekaanisten ominaisuuksien parantamiseksi lasimatriksiin lisätään lujitepartikkeleita siten, että optiset ominaisuudet kuten väri ja läpikuultavuus kuitenkin säilyvät hyvinä. Partikkelit ovat joko kidemäisiä tai korkean sulamispisteen lasipartikkeleja. Lisäämällä 17–25 % kidemäistä leusiittia lasimatriksiin saadaan aikaan keraami, joka sopii pinnoitemateriaaliksi kruunuihin ja siltoihin. Lisäämällä enemmän leusiittia (40–55 %)

saadaan aikaan lujempi keraami, jota voidaan käyttää kokokeraamisena rakenteena. Leusiittikiteet säilyttävät hyvin lasikeraamin läpikuultavuuden. Lisäksi leusiittikiteet etsautuvat valikoituvasti, jolloin saadaan aikaan hyvä mikromekaaninen sidostettavuus. Nämä myönteiset ominaisuudet ovat lisänneet leusiitin käyttöä hammaskeraamien lujitepartikkeleina. Vaihtoehtoisesti lisäämällä litiumdisilikaattia (70 %) tai alumiinioksidia eli aluminaa (55–70 %) tai zirkoniumdioksidia eli zirkoniaa saadaan aikaan kokokeraamisina rakenteina käytettäviä lujitettuja lasikeraameja. (Kelly ja Benetti 2011, Matinlinna 2014.) Lujitettuja lasikeraameja on käytetty pisimpään kruunuprotetiikassa hampaiston etualueilla. Taka-alueella, jossa purentavoimat ovat suuria, näissä materiaaleissa on esiintynyt enemmän ongelmia. (Miyazaki ym. 2013, Matinlinna 2014.) Litiumdisilikaattilujitteisten lasikeraamirakenteiden lujuus vaikuttaisi kuitenkin olevan riittävä myös taka-alueen yksittäisten restauraatioiden valmistamiseen (Conrad ym. 2007).

Kiteisten lujitepartikkelien määrän lisääminen lasimatriksiin johdatti lopulta kiteisten oksidikeraamien, alumiinioksidin (Al_2O_3) ja zirkoniumdioksidin (ZrO_2), käyttöön hammashoidon materiaaleina. Aluminassa ja zirkoniassa ei ole siis lainkaan lasimatriksia, vaan ne ovat rakenteeltaan täysin kiteisiä. Oksidikeraamien lujuusominaisuudet ovat ylivoimaisia muihin keraameihin verrattuna, mutta opaakkeina materiaaleina ne eivät ole optisilta ominaisuuksiltaan lasikeraamien veroisia. Ne eivät siis ilman pinnoitekeraamia täytä etualueen proteettisten rakenteiden esteettisiä vaatimuksia. Lisäksi oksidikeraamit ovat vaikeasti työstettäviä perinteisin valmistusmenetelmin. Niitä ei voida helposti prässätä täysin tiiviiksi materiaaliksi: jauhe voidaan pakata 70 %:iin sen täydellisestä tiivistymisasteesta. Lopullisessa tiivistyspoltossa se kutistuu vielä noin 30 %. Kutistuminen tulisi voida ennustaa täysin, jotta proteettinen rakenne istuisi moitteettomasti. Oksidikeraamien käyttö kruunu- ja siltaprotetiikassa tulikin mahdolliseksi vasta tietokoneohjatun suunnittelu- ja valmistusmenetelmän eli CAD/CAM-tekniikan kehittymisen myötä. (Kelly ja Benetti 2011, Matinlinna 2014.)

2.1.3 Zirkonian rakenne ja erityispiirteet

Zirkonialla on kolme eri kiderakennetta: monokliininen, tetragonaalinen ja kuutiollinen. Kirjallisuudessa zirkonialla tarkoitetaan melko vakiintuneesti tetragonaalista osittain yttriumoksidistabiloitua zirkoniakeraamia (Y-TZP). Huoneenlämpötilassa zirkonia esiintyy monokliinisessä muodossa. Kiderakenne muuttuu tetragonaaliseksi 1170 celsiusasteessa. Yli 2370 celsiusasteessa zirkonia on kuutiollisessa muodossa. (Matinlinna 2014.)

Hammaslääketieteessä käytetyt zirkoniamateriaalit sintrataan eli tiivistyspoltetaan 1100–1500 °C lämpötilassa, riippuen materiaalivalmistajasta. Sintrausuunin jäähtyessä kohti huoneenlämpötilaa, muutos tetragonaalisesta faasimuodosta monokliiniseen aiheuttaa zirkoniassa noin 3–5 % tilavuuden kasvun, mikä saa aikaan materiaalin spontaanin hajoamisen. Zirkonia täytyy siis stabiloida, jotta siitä saadaan käyttökelpoinen ja kestävä keraami. Lisäämällä pieni määrä (3 Mol%) yttriumoksidia, saadaan materiaali osittain stabiloitua tetragonaaliseen muotoon myös huoneenlämpötilassa. (Piconi ja Maccauro 1999, Kelly ja Denry 2008.)

Huolimatta osittaisesta yttriumoksidistabiloinnista zirkonian tetragonaalinen kiderakenne ei ole täysin vakaa ja muutos takaisin monokliiniseen muotoon on mahdollinen. Paikallisen kiderakenteen muutoksen voi aiheuttaa kuormituksen (esimerkiksi zirkonian pinnan poraaminen) synnyttämä yksittäinen särö keraamin pinnalla. Kiderakenteen muutoksen aiheuttama paikallinen tilavuuden kasvu särön kärjessä pysäyttää särön etenemisen. (Kelly ja Benetti 2011.) Tämä johtuu siitä, että särön eteneminen vaatisi tilavuuden muutoksen vuoksi lisää energiaa (Thompson ym. 2011). Zirkonian erinomaisten lujuusominaisuuksien ajatellaankin johtuvan tästä paikallisen kuormituksen aiheuttamasta kiderakenteen muutoksesta (eng. transformation toughening). Tämän ansiosta zirkonia ei myöskään ole yhtä hauras materiaali kuin muut hammaskeraamit. (Kelly ja Denry 2008.)

Kiderakenteen muutos tetragonaalisesta monokliiniseen voi olla myös spontaania ja hallitsematonta aiheuttaen zirkonian lujuusominaisuuksien heikkenemistä. Tällainen ilmiö on esimerkiksi zirkonian heikentyminen vaihtelevissa lämpötiloissa veden vaikutuksesta (eng. low temperature degradation, aging). Ajan kuluessa materiaalin pinnan kiderakenne muuttuu osittain tetragonaalisesta monokliiniseen, mikä aiheuttaa pinnan epätasaisuutta ja mikrohalkeamien muodostumista. Vesimolekyylit pääsevät tunkeutumaan pintakerrosta syvemmälle aiheuttaen kaskadimaista vierekkäisten kiderakenteiden muuttumista monokliiniseksi, jolloin mikrohalkeamien koko kasvaa. Tämä heikentää materiaalia ja erityisesti sen taivutuslujuus huononee. Raekoolla, valmistusprosessista aiheutuvalla materiaalin sisäisellä jännityksellä (residual stress) sekä kiderakennetta stabiloivalla aineella ja sen pitoisuudella on vaikutusta zirkonian taipumukseen heikentyä ajan kuluessa, joten nämä asiat tulee ottaa huomioon materiaalin valmistuksessa. (Kelly ja Denry 2008, Lughu ja Sergo 2010.)

Toistaiseksi ei ole voitu kliinisesti osoittaa, että zirkonian heikentyminen vaihtelevissa lämpötiloissa veden vaikutuksesta aiheuttaisi ongelmia zirkonian käytölle hammashoidon materiaalina. Tällä hetkellä pisin julkaistu kliininen seuranta zirkoniasilloista on 10 vuotta, eikä tässä ajassa zirkoniarungon haurastumista havaittu (Sax ym. 2011). Aiheesta on tehty kuitenkin useita in vitro -tutkimuksia, joissa on laboratorio-olosuhteissa eri menetelmin saatu aikaan kiderakenteen muuttumista monokliiniseksi ja näin ollen zirkonian heikentymistä (Keuper ym. 2013). Vaikka materiaalin lujuusominaisuudet, kuten taivutuslujuus, alenevat, ovat ne siltikin parempia kuin muiden hammashoidossa käytössä olevien keraamien (Flinn ym. 2012). Zirkonian epävakaasta kiderakenteesta johtuva materiaalin heikentyminen on kuitenkin hyvin tunnettu ilmiö, joka täytyy tiedostaa (Keuper ym. 2013). Varsin ikävällä tavalla tämä tuli ilmi vuoden 2001 lonkkaproteesien menetysten yhteydessä, mistä puhuttiin jo luvussa 2.1.1.

Zirkoniolla on tällä hetkellä käytössä olevista hammaskeraameista suurin taivutuslujuus ja murtositkeys (Denry ja Kelly 2014). Nämä mekaaniset ominaisuudet ovat erityisen hyvät, kun zirkonian raekoko on suhteellisen pieni (0.2–0.5 mikrometriä) (Denry ja Kelly 2008). Zirkonian taivutuslujuus (900–1400 MPa) ja murtositkeys (5–10 MPa m^½) ovat perinteiseen hammasposliinin verrattuna kymmenkertaisia (Miyazaki ym. 2013). Tämä selittää zirkonian käytön yleistymistä hammashoidon materiaalina.

2.1.4 Valmistusprosessi

Zirkonian valmistus- ja tuotantoprosessissa jokaisen vaiheen on oltava tarkoin kontrolloitu, jotta saavutetaan mekaanisilta ominaisuuksiltaan halutunlainen keraami. Materiaali prässäetään tietynlaisesta jauheseoksesta blokiksi, joka esisintrataan sopivassa lämpötilassa. Itse proteettinen restauraatio jyrksitään siihen tarkoitetulla laitteistolla. Lopullisen sintrauksen kestolla ja lämpötilalla pystytään vaikuttamaan zirkonian kiderakenteeseen ja raekokoon, jotka vaikuttavat suoraan materiaalin mekaanisiin ominaisuuksiin. (Denry ja Kelly 2014.)

Proteettiset zirkoniarestauraatiot valmistetaan CAD/CAM-tekniikalla jyrsimällä joko esisintratuista tai täysin sintratuista blokeista. Sintrauspoltossa keramiapartikkelit sidostuvat toisiinsa ja materiaalista tulee tiivistä – se saavuttaa jopa 99 % teoreettisesta tiivistymisasteestaan. Täysin sintrattujen blokkien jyrsiminen vaatii raskasta laitteistoa, sillä materiaali on kovaa ja vaikeasti työstettävää. Tällöin laite jyrksii heti oikean kokoisen

restauration, jolloin marginaalisen saumaistuvuuden tulisi ainakin teoriassa olla hyvä. (Denry ja Kelly 2008, Matinlinna 2014.) Täysin sintratun zirkoniamateriaalin jyrsiminen aiheuttaa kuitenkin materiaalin pintaan säröjä ja faasimuutosta tetragonaalisesta monokliiniseen (Luthardt ym. 2004). Nämä saattavat heikentää materiaalin pitkäaikaisennustetta. Esisintratuista zirkoniablokeista jyrsitään tietokonesuunnittelun avulla ensin suurempi restaurotio, joka myöhemmin lopullisessa sintrauspoltossa kutistuessaan saavuttaa oikean koon (Denry ja Kelly 2008, Matinlinna 2014). CAD/CAM-tekniikan kehittymisen ansiosta saavutetaan kliinisesti hyväksyttävä restauration marginaalinen saumaistuvuus, eikä sen pitäisi enää olla ongelma (Miyazaki ym. 2013). Zirkoniarestaurotioiden marginaalisen saumaistuvuuden onkin osoitettu olevan samaa luokkaa kuin perinteisten metallokeramisten restaurotioiden (Biscaro ym. 2012).

Jyrityn restauration pintakäsittelyllä ajatellaan olevan merkitystä materiaalin ominaisuuksiin. Standardisoituja suosituksia eri pintakäsittelymenetelmien käytöstä ei kuitenkaan ole. Eri pintakäsittelytekniikoita ovat pinnan hiekkapuhaltaminen, hiominen timanttikorilla, kiillottaminen timanttipastalla, pinnoitekeramien kerrostus ja/tai lasituspoltto. Tavoitteena on saada pinnan karheus pois niin, ettei kuormiteta materiaalia ja aiheuteta siihen turhaa rasitusta. (Denry ja Kelly 2008, Miyazaki ym. 2013, Denry ja Kelly 2014.)

2.2 ZIRKONIAN KÄYTTÖKOHEET HAMMASLÄÄKETIEESSÄ

Zirkoniaa käytetään kiinteän protetiikan materiaalina, juurikanavanastoissa, hammasimplanteissa ja implanttijatkeissa sekä ortodontiassa braketeissa (Matinlinna, 2014). Käyttö on erityisesti vakiintunutta ja yleistä kruunu- ja siltaprotetiikassa sekä implanttiprotetiikassa.

2.2.1 Käyttö kruunu- ja siltaprotetiikan runkorakenteena

Yttriumoksidistabiloitua tetragonaalista zirkoniaa (Y-TZP) käytetään kruunu- ja siltaprotetiikan runkomateriaalina, jolloin materiaailta vaadittu paksuus on vähintään 0,5 mm. Runko jyrsitään zirkoniablokeista CAD/CAM-tekniikkaa käyttäen. Rungon päälle joko i) kerrostetaan käsityönä, ii) prässätään jauheseoksesta uunissa kovalla paineella ns. lostwax-tekniikalla tai iii) jyrsitään CAD/CAM-tekniikkaa käyttäen pinnoitekeramikerros. (Miyazaki

ym. 2013). Tällöin restauroatio täyttää esteettiset vaatimukset, vaikka pinnoitekeraamin mekaaniset ominaisuudet eivät ole zirkonian veroisia.

Useat kliiniset tutkimukset ovat osoittaneet, että zirkoniarunkoisille kruunu- ja siltaproteeseille tyypillisin ongelma on pinnoitekeraamin lohkeilu. Zirkoniarungon muotoilulla näyttäisi olevan merkitystä pinnoitekeraamin lohkeiluun. (Miyazaki ym. 2013.) Huolellisesti suunniteltu, ns. anatomisesti muotoiltu, zirkoniarunko näyttäisi estävän rakenteen pinnoitekeraamin lohkeilua (Larsson ym. 2012, Ferrari ym. 2015). Lisäksi näyttäisi siltä, että nämä rakenteet kestävät suurempaa kuormitusta kuin rakenteet, joissa zirkoniarunko on tasapaksu, eikä sitä ole anatomisesti muotoiltu (Larsson ym. 2012). Myös zirkoniarungon pinnan käsittelyllä on mitä luultavimmin merkitystä pinnoitekeraamin taipumukseen lohkeilla. Hiekkapuhallus on yleisesti käytössä oleva tapa zirkonian pinnan karhennukseen. Tällä tavoin saadaan aikaan mekaaninen sidostuminen zirkonian ja pinnoitekeraamin välille. (Miyazaki ym. 2013.)

In vitro -tutkimukset ovat osoittaneet, että zirkoniarunkoisten restauroatioiden murtolujuudet ovat suurempia kuin hampaiston taka-alueen purentavoimat (900–1200 N) riippumatta menetelmästä, jolla pinnoitekeraami on runkorakenteen päälle valmistettu (Breur ym. 2009, Turk ym. 2015). Tästäkin huolimatta pinnoitekeraamin lohkeilu on laajasti raportoitu kliininen ongelma. Onkin esitetty, että pinnoitekeraamin lohkeilu voitaisiin välttää ja zirkonian hyvät ominaisuudet säilyttää valmistamalla koko restauroatio zirkoniasta eli käyttämällä sitä monoliittisena rakenteena (Miyazaki ym. 2013, Kelly ja Denry 2014).

2.2.2 Käyttö kruunu- ja siltaprotetiikassa monoliittisena rakenteena

Zirkonian käyttö monoliittisena rakenteena kruunu- ja siltaprotetiikassa kiinnostaa yhä enemmän sekä tutkijoita että klinikoita. Useita laboratoriotutkimuksia aiheesta on jo tehty. Zirkonian lujuusominaisuuksia pystytään hyödyntämään monoliittisessä rakenteessa välttäen pinnoitekeraamin lohkeilu. (Miyazaki 2013, Denry ja Kelly 2014.)

Zirkonia on todella kovaa materiaalia, joten huolen aiheeksi on noussut sen aiheuttama mahdollinen vastapurijan (kiilteen) kulumisen (Miyazaki ym. 2013). Kuitenkin useat in vitro -tutkimukset ovat osoittaneet, että zirkonia kuluttaa vastapurijaa saman verran tai jopa hieman vähemmän kuin muut hammaskeraamit. Jyrsimisen jälkeen zirkoniarestauraation pinta jää rosoiseksi, joten se täytyy käsitellä ennen sementointia. Menetelmällä, jolla zirkonian pinta käsitellään, näyttäisi olevan vaikutusta vastapurijan kulumiseen:

lasituspoltettu zirkonia aiheuttaa vastapurijan kulumista enemmän kuin kiillotettu zirkonia. (Jung ym. 2010, Basunbul ym. 2011, Yang ym. 2012, Janyavula ym. 2013.) Zirkoniarestauraation purentaan sovittamisen ja hiomisen jälkeen sen purupinta suositellaankin vielä kiillotettavaksi suussa huolellisesti uudelleen. Näin minimoidaan vastapurijan kulumisen. (Passos ym. 2014.)

Zirkonia ei monoliittisena rakenteena täytä täysin keraamilta vaadittavia ulkonäkövaatimuksia. Viime aikoina on kehitetty läpikuultavampaa zirkoniaa, joka vastaa optisilta ominaisuuksiltaan paremmin luonnonhammasta ja jota näin ollen voitisiin käyttää monoliittisena rakenteena myös hampaiston etualueiden restauroatioissa. (Miyazaki ym. 2013.) Laboratoriotutkimuksissa on todettu, että monoliittisen zirkoniamateriaalin esteettiset ominaisuudet ovat paremmat kuin runkozirkoniolla (Stawarczyk ym. 2016), mutta translusenttisuus ei ole kuitenkaan yhtä hyvä kuin kiilteellä ja dentiinillä (Sulaiman 2015) tai litiumdisilikaatilla (Harianawala ym. 2014). Estetiikkaan voidaan vaikuttaa maalaamalla zirkoniakeraamin pinta ennen sintrausta, jolloin restauroatiosta saadaan yksilöllisempi (Miyazaki ym. 2013). Denryn ja Kellyn katsausartikkelin (2014) mukaan zirkoniakeraamin sävyyn voidaan vaikuttaa valmistusvaiheessa esimerkiksi lisäämällä jauheseokseen oksideja tai pieniä pitoisuuksia metallisuoloja – tämä ei ole kuitenkaan ollut täysin ongelmaton ja eri värisävyn saavuttaminen on hankalaa. Katsausartikkelissa myös todetaan, että läpikuultavampaa zirkoniaa voidaan valmistaa suurentamalla materiaalin raekoko: tällöin rakeiden välisiä rajapintoja on vähemmän, joten materiaalista tulee valoa läpäisevämpää. Tiedetään kuitenkin, että suurempi raekoko huonontaa zirkonian lujuusominaisuuksia. (Denry ja Kelly 2014.) Johansson ym. (2014) vertasivat in vitro -tutkimuksessaan monoliittisen läpikuultavan zirkoniakeraamin, pinnoitekeraamilla päällystetyn läpikuultavan zirkoniakeraamin, pinnoitekeraamilla päällystetyn tavanomaisen zirkoniakeraamin sekä monoliittisen litiumdisilikaattilasikeraamin murtumislujutta toisiinsa. Ainakin tässä tutkimuksessa monoliittisellä läpikuultavalla zirkoniakeraamilla saavutettiin suurin murtolujuus muihin ryhmiin verrattuna. (Johansson ym. 2014.)

Vaikka tulokset zirkonian käytöstä monoliittisena rakenteena näyttävät melko lupaavilta, ei kliinisiä tutkimuksia aiheesta ole juurikaan julkaistu. Suun olosuhteita sekä restauroatiolle aiheuttavia purentarasituksia on haastavaa jäljitellä laboratorio-olosuhteissa. Kliinisiä seurantatutkimuksia tarvitaan ja aika näyttää, vakiintuuko materiaalin käyttö monoliittisena rakenteena.

2.2.3 Käyttö pinta- ja kaviteettikiinnitteisissä silloissa

Vaihtoehtoja yhden hampaan puutoksen korvaamiseksi ovat implantti, tavanomainen vaippakruunusilta, pinta-/kaviteettikiinnitteinen silta tai kahden jälkimmäisen siltatyypin ydistelmä eli hybridisilta. Kaviteettikiinnitteisen sillan etuna on kudossäästö verrattuna kruunupreparoinnin vaativiin siltoihin. Metallokeramisilla kaviteettikiinnitteisillä silloilla on todettu olevan hyvä toimintaennuste (Stokholm ym. 1996). Kokokeramiset rakenteet vastaavat kuitenkin paremmin nykypäivän esteettisiä vaatimuksia. Kuitenkin kaviteettikiinnitteisissä silloissa, joiden materiaalina käytettiin lujitettua lasikeraamia (litiumdisilikaatti) todettiin runsaasti keramian murtumia ja rakenteen irtoamisia. Kahdeksan vuoden jälkeen toiminnassa oli ainoastaan 38 % silloista. (Harder ym. 2010.)

Chaarin ym. (2015) tutkimuksessa zirkoniaa käytettiin menestyksekkäästi yhden hampaan korvaavissa taka-alueen kaviteettikiinnitteisissä silloissa. Kaviteettikiinnityksen lisäksi sillan runko ulotettiin molempiin tukihampaisiin bukkaalisella sekä oraalisella siivekkeellä vastustamaan ei-aksiaalisia purentavoimia sekä lisäämään kiillesidospinta-alaa. Viiden vuoden jälkeen toiminnassa oli 95,8 % silloista. Yksi tutkimuksessa olleista kolmestakymmenestä sillasta menetettiin toistuvan irtoamisen vuoksi ja kolmessa sillassa oli pinnoitekeraamin lohkeilua. (Chaar ym. 2015.) Tutkimuksessa, jossa yhden hampaan puutoksen korvaavat taka-alueen zirkoniasillat olivat pelkästään kaviteettikiinnitteisiä – siivekkeitä ei siis lisätty runkorakenteeseen – havaittiin yhden vuoden seuranta-aikana huomattavasti enemmän teknisiä ongelmia: pinnoitekeraamin lohkeilua (13,3 %), rungon murtumia (10 %) sekä retention menetystä (20 %). (Ohlmann ym. 2008.)

Vaikuttaisi siltä, että zirkonia voisi olla sopiva materiaali yhden hampaan puutoksen korvaaviin taka-alueen kaviteettikiinnitteisiin siltoihin, kunhan rungon muoto suunnitellaan vastustamaan erisuuntaisia purentavoimia. Bukkaalisilla ja oraalisilla lisäsiivekkeillä näytetään saavan riittävästi lisätukea rakenteelle. (Abou Tara ym. 2011, Chaar ym. 2015.) Kyseessä on kuitenkin erityistä osaamista ja tarkkuutta vaativa tekniikka, eikä kliinistä tutkimusta rakenteiden kestävydestä ole vielä tehty tarpeeksi. Lisätutkimusta tarvitaan ennen zirkonian laajempaa käyttöönottoa kaviteettikiinnitteisten siltojen materiaaliksi (Chaar ym. 2015).

2.3 TUTKIMUSNÄYTTÖ

2.3.1 Zirkoniarunkoisten restauroitoiden toimintaennuste sekä heikkoudet kruunu- ja siltaprotetiikassa

Metallirunkoisten restauroitoiden kliinisestä käytöstä on olemassa pitkäaikaista tutkimusnäyttöä ja niillä on todettu olevan hyvä toimintaennuste (Tan ym. 2004). Esteettisyytensä ja kudosityhteensopivuutensa vuoksi kokokeraamisten restauroitoiden käyttö kiinteässä protetiikassa on kuitenkin voimakkaasti lisääntynyt. Keraameista erityisesti zirkoniolla on erinomaisten mekaanisten ominaisuuksiensa vuoksi laajat käyttökohteet kiinteän protetiikan materiaalina. (Le ym. 2015.) Zirkoniarunkoisten restauroitoiden toimintaennusteesta julkaistut kliiniset tutkimukset ovat kuitenkin suurimmaksi osaksi ei-kontrolloituja lyhyen seuranta-ajan tutkimuksia, joiden aineisto on melko suppea, eivätkä niiden tulokset ole keskenään suoraan vertailukelpoisia. Vain joitakin satunnaistettuja tutkimuksia on tehty. (Le ym. 2015.)

Viimeisten systemaattisten katsausten mukaan viiden vuoden toimintaennuste zirkoniarunkoisille hammaskantoisille siltaproteeseille on 90,4–93,3 %, mikä vastaa metallirunkoisten siltaproteesien toimintaennustetta (Pjetursson ym. 2015, Le ym. 2015). Yleisimmät syyt restauration menetykselle ovat pinnoitekeraamin lohkeamat, runkomurtumat ja sekundaarikaries (Le ym. 2015). Runkomurtumia esiintyy kuitenkin zirkoniarunkoisissa restauroatioissa huomattavasti vähemmän kuin muissa kokokeraamisissa restauroatioissa (Pjetursson ym. 2015). Pinnoitekeraamin lohkeilun lisäksi yleinen tekninen komplikaatio, joka ei kuitenkaan välttämättä johda restauration menetykseen, on retention menetys. (Le ym. 2015.) Zirkoniarunkoisissa restauroatioissa näyttäisi esiintyvän enemmän retention menetystä kuin metallirunkoisissa ja muissa kokokeraamisissa restauroatioissa (Pjetursson ym. 2015). Sinkkifosfaattisementillä ja lasi-ionomeerisementillä kiinnitetyissä siltaproteeseissa esiintyy enemmän retention menetystä kuin restauroatioissa, joiden kiinnittämiseen on käytetty yhdistelmämuovisementtiä. (Le ym. 2015.) Zirkoniarunkoisten hammaskantoisten kruunuproteesien viiden vuoden toimintaennuste on 95,9 %, mikä niin ikään vastaa metallirunkoisten rakenteiden toimintaennustetta. Yleisimmät syyt kruunuproteesien restauration menetykselle olivat endodonttiset ja parodontaaliset syyt, pinnoitekeraamin lohkeamat ja retention menetys. (Larsson ym. 2014.) Zirkoniarunkoisten restauroitoiden tekniset ongelmat ilmaantuvat yleensä kahden ensimmäisen vuoden aikana restauration käyttöönoton jälkeen (Le ym. 2015).

Zirkoniarunkoisten proteettisten rakenteiden ongelmana on niiden kliinisen käyttöönoton alusta asti ollut pinnoitekeraamin lohkeilu, joka on edelleen suurin yksittäinen komplikaatio ja syy rakenteiden menetykselle (Le ym. 2015). Ongelman laajuus saattaa johtua muun muassa siitä, että ensimmäisen sukupolven zirkoniarunkoisissa restauraatioissa on käytetty pinnoitekeraamina lämpölaajenemiskertoimeltaan zirkonian kanssa yhteensopimatonta materiaalia (Pjetursson ym. 2015). Pinnoitekeraamin lohkeamien on todettu useimmiten saavan alkunsa purupinnan karheuksista. Lohkeilulla on havaittu eräässä tutkimuksessa olevan yhteys vastapurijan materiaaliin ja erityisesti haitallisiin purentatottumuksiin. Pinnoitekeraamin lohkeilun riski kasvaa, mikäli vastapurijan materiaali oli keraami. Potilaille, joilla on haitallisia purentatottumuksia, kuten bruksaustaipumusta, on todettu olevan hyötyä purentakiskon yökäytöstä pinnoitekeraamin lohkeilun ehkäisyssä. (Koenig ym. 2013.)

Tietous zirkoniarakenteiden suunnittelusta, käsittelystä ja valmistamisesta on lisääntynyt. Viime aikoina on kiinnitetty huomiota muun muassa runkorakenteen hyvään anatomiseen muotoiluun ja pinnoitekeraamin paksuuteen. Anatomisesti muotoiltu runkorakenne antaa hyvän tuen pinnoitekeraamille ja samalla pystytään paremmin kontrolloimaan pinnoitekeraamin paksuutta. (Le ym. 2015.) Joissakin tutkimuksissa, joissa on vertailtu zirkonia- ja metallirunkoisia siltaproteeseja, ei havaittu tilastollisesti merkittävää eroa pinnoitekeraamin lohkeilun määrässä näiden kahden materiaalin välillä (Sailer ym. 2009, Christensen ym. 2010, Ohlmann ym. 2012.)

Zirkoniarunkoisissa rakenteissa on havaittu esiintyvän enemmän sekundaarikariesta kuin metallirunkoisissa tai muissa kokokeraamisissa siltaproteesissa (Pjetursson ym. 2015). Zirkonian kliinisen käyttöönoton alkuvaiheessa restauraation jyrsimiseen käytetyllä laitteistolla ei saavutettu riittävää restauraation saumaistuvuutta, ja sekundaarikarieksen esiintyvyys oli huomattavan korkea (Sax ym. 2011). Jyrsintälaitteistot ovat kuitenkin tämän jälkeen kehittyneet (Larsson ym. 2014). Mikäli prototyypilaitteistolla jyrsimät rakenteet jätetään huomioimatta, sekundaarikarieksen esiintyvyys on huomattavasti alhaisempaa (Le ym. 2015). Jyrsimällä restauraatio kokonaan sintratuista blokeista saavutetaan hieman parempi saumaistuvuus kuin käyttämällä esisintrattuja blokkeja. Ero ei kuitenkaan ole merkittävä – kummallakin menetelmällä saavutetaan riittävä saumaistuvuus. (Larsson ym. 2014.)

Zirkonian on todettu olevan riittävän luja materiaali käytettäväksi kiinteän protetiikan runkorakenteena, ja näillä rakenteilla on hyvä kliininen toimintaennuste. Kuitenkin materiaalin käyttöön liittyy yhä haasteita esimerkiksi saumaistuvuuteen, rungon muotoiluun ja pinnoitekeraamin runsaaseen lohkeiluun liittyen. (Pjetursson ym. 2015.) Laajemman potilasaineiston ja pidemmän seuranta-ajan kliinisiä tutkimuksia tarvitaan, ennen kuin zirkonian käytölle protetiikan runkorakenteena voidaan antaa laajempia yleisiä suosituksia (Le ym. 2015).

2.3.2 Zirkoniarakenteiden sementointi

Zirkoniarakenteiden sementoimiseen on käytössä monia erilaisia tekniikoita ja materiaaleja ja tutkimusta aiheesta on tehty paljon viime vuosina – yhteneviä suosituksia ei kuitenkaan vielä ole (Papia ym. 2014, Tzanakakis ym. 2016). Zirkonian sidostamisesta on julkaistu lukuisia in vitro -tutkimuksia, mutta kliinisiä seurantatutkimuksia on tehty vasta vähän (Kern 2015). Pääosin laboratoriotutkimusten tulokset kuitenkin tukevat kliinisten tutkimusten tuloksia (Inokoshi ym. 2014, Kern 2015). Tiedetään, että samoja menetelmiä, joita käytetään silikapohjaisten keraamien sidostamiseen, ei voida sellaisenaan soveltaa kemiallisesti melko reagoimattomaan zirkoniaan. (Thompson ym. 2011.) Zirkonian ja kiinnityssementin välille on vaikeaa saada aikaiseksi lujaa ja luotettavaa sidosta (Papia ym. 2014).

Riittävän lujan sidoksen aikaansaamiseksi jyrityn zirkoniarestauraation pinta täytyy ennen sementointia esikäsitellä; ilman esikäsitelyä sidoslujudet ovat alhaisia (Papia ym. 2014). Sidoslujus määräytyy zirkoniarestauraation ja kiinnityssementin välisestä mikromekaanisesta sekä kemiallisesta retentiosta (Thompson ym. 2011). Mikromekaaninen retentio määräytyy restauration sementoitavan pinnan rakenteesta. Zirkoniassa ei ole etsautuvaa lasifaasia, joten sen pintaa ei saada happokäsittelyllä karhennettua. Useimmiten zirkonian sidostuspinnan karhentamiseen käytetäänkin hiekkapuhallusta. (Papia ym. 2014.) Huolenaiheena kuitenkin on, että hiekkapuhallus aiheuttaa zirkonian pintaan mikrohalkeamia ja kiderakenteen muutosta tetragonaalisesta monokliiniseen, mikä heikentää materiaalin lujuusominaisuuksia (Zhang ym. 2004, Karakoca ym. 2009, Thompson ym. 2011).

Kun preparointi on riittävän retentiivinen, zirkoniarestauraatio voidaan periaatteessa sementoida perinteisillä sementeillä, joiden käyttö perustuu pelkästään mikromekaaniseen retentioon. Kuitenkin yhdistelmämuovisementin käyttö on suositeltavaa tietyissä kliinisissä

tilanteissa, esimerkiksi, kun pilari on toivottua lyhyempi tai koonisempi. (Thompson ym. 2011.) Paremman retention lisäksi yhdistelmämuovisementin käytöllä saavutetaan parempi saumatiiviys kuin perinteisillä kiinnityssementeillä (Tsanakakis ym. 2016). Koska zirkonia opaakkina materiaalina läpäisee valoa heikosti, yhdistelmämuovisementin tulee olla kaksoiskovetteista (Kim ym. 2013).

In vitro -tutkimusten perusteella menetelmiä, joilla sidoslujuutta näytetään saavan kasvatettua, ovat zirkonian pinnan hiekkapuhallus tai pinnan tribokemiallinen käsittely ja happamien primereiden käyttö sidostuksessa. Primereiden käyttö tulisi yhdistää pinnan mikromekaaniseen käsittelyyn tai silikapinnoitukseen. (Papia ym. 2014, Tzanakakis ym. 2016.) Tribokemiallisesta käsittelystä puhutaan, kun hiekkapuhallukseen käytetään piioksidipäällystettyä alumiinioksidihiekkaa, jolloin karhennettu pinta lisäksi silikoituu. Silikoitu pinta voidaan edelleen silanoida tartunta-aineilla eli silaaneilla. (Thompson ym. 2011.) Pitkäaikaisesti luotettavin sidos näytetään saavan aikaan käyttämällä sementtiä, joka sisältää fosfaatti-esteriryhmän sisältäviä MDP-monomeerejä tai käyttämällä sidostukseen näitä monomeerejä sisältävää primeria (Tzanakakis ym. 2016). Kliiniset tutkimukset osaltaan tukevat näkemystä, että luotettava sidos saadaan aikaiseksi käyttämällä hiekkapuhallusta kohtalaisella paineella yhdistettynä happamia monomeerejä sisältävien primereiden ja/tai yhdistelmämuovisementtien käyttöön. (Kern 2015).

Laboratoriossa zirkoniarestauraatio esikäsitellään useimmiten hiekkapuhaltamalla. Suuhunsovituvaiheessa sidostettava pinta saattaa kontaminoitua syljellä, verellä tai silikonia sisältävällä sovituspastalla, mikä heikentää sidoslujuutta. Riittävän sidoslujuuden turvaamiseksi zirkonian pinta täytyy ennen sementointia puhdistaa epäpuhtauksista. (Yang ym. 2007, Klosa ym. 2014.) Varmin tapa on hiekkapuhaltaa sidostettava pinta uudelleen (Klosa ym. 2014, Ishii ym. 2015). Hiekkapuhalluslaitteen puuttuessa pinta puhdistetaan usein esimerkiksi etanolilla tai ultraäänellä. Nämä ovat kuitenkin ilmeisesti riittämättömiä menetelmiä epäpuhtauksien poistamiseksi. (Klosa ym. 2014.)

3 TUTKIMUKSEN TAVOITE

Oman tutkimuksen tavoitteena oli luoda rekisteri opetushammashoitolassa valmistetuista zirkoniarunkoisista kruunu- ja siltaproteeseista, sekä tutkia näiden rakenteiden toimintaennustetta retrospektiivisessä kliinisessä seurantatutkimuksessa.

4 AINEISTO JA MENETELMÄT

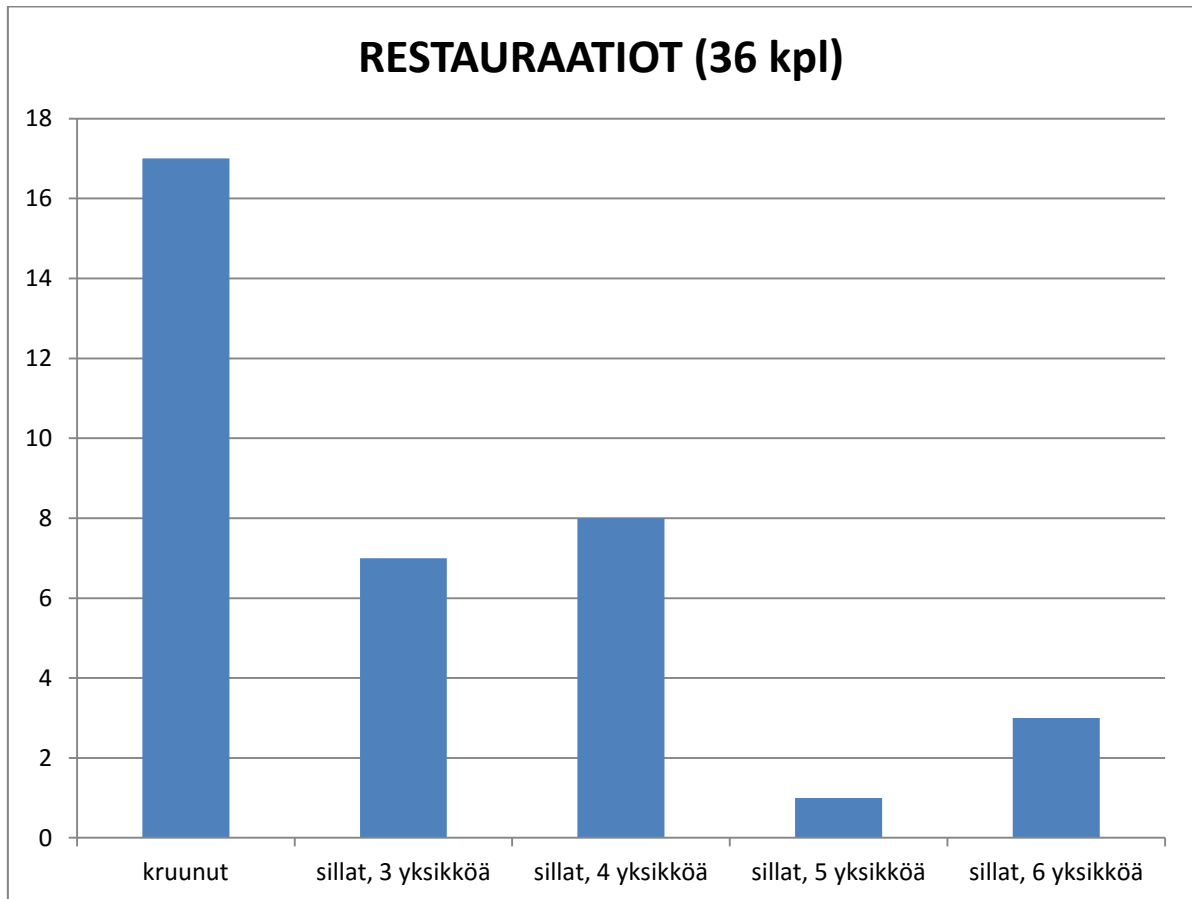
Tutkimuksessa seurattiin Turun kaupungin hyvinvointitoimialan opetushammashoitolassa hammaslääketieteen opiskelijoiden toimesta valmistettuja zirkoniarunkoisia kruunu- ja siltaproteeseja. Mukaan otettiin kaikki vähintään vuoden toiminnassa olleet restauraatiot. Näin ollen aikavälillä 04/2009–10/2013 sementoidut zirkoniarunkoiset kruunu- ja siltaproteesit valikoituivat mukaan tutkimukseen. Aineisto kerättiin opetushammashoitolan potilasrekisteristä ja potilaat kutsuttiin kliiniseen seurantatutkimukseen.

Rekisteristä kerättiin yhteensä 30 potilaan tiedot ja heistä 23 saapui tutkimuskäynnille. Potilaista kuusi ei joko päässyt tai halunnut osallistua tutkimukseen. Yhden potilaan zirkoniarunkoinen kruunuproteesi oli menetetty 2,3 vuotta sementoinnin jälkeen, joten tarvittavat tiedot kerättiin suoraan potilastiedoista sekä puhelimitse potilaalta. Tutkimuksessa oli siis mukana yhteensä 24 potilaan kruunu- ja siltaproteesit.

Potilaista 17 oli naisia (71 %) ja 7 miehiä (29 %). Potilaiden keski-ikä oli tutkimushetkellä 62,7 vuotta. Havaintoyksiköitä eli erillisiä restauraatioita oli yhteensä 36, joista 17 oli yksittäisiä kruunuja ja 19 siltaproteeseja. Siltaproteeseissa yksiköiden lukumäärä vaihteli kolmesta kuuteen. Restauraatioden jakautumista on havainnollistettu taulukossa 1. Siltarakenteissa oli väliosia joko yksi (12/19) tai kaksi (4/19) sekä kolmelle potilaalle oli valmistettu kruunut yhteenkytkettynä rakenteena ja nämä rakenteet kirjattiin aineistoon siltaproteeseina. Kaikki 36 restauraatiota sijaitsivat yläleuassa. Restauratioista 23 sijaitsi etualueella (64 %) ja 13 taka-alueella (36 %). Yksi silloista korvasi sekä taka- että etualueen hammaspuutoksia, mutta se kirjattiin etualueen sillaksi. Lisäksi tämä oli ainut siltaproteesi, jossa oli riippuva ulokeosa. Yhden restauraation purenta oli jätetty zirkonialle (kliiniset valokuvat 1 ja 2). Kaikissa muissa restauraatioissa purentakontaktit olivat pinnoitekeraamilla (kliiniset valokuvat 3 ja 4).

Kruunu- ja siltaproteeseja oli valmistettu kolmessa eri hammaslaboratoriossa, eikä materiaalivalmistajia tai käytettyjä menetelmiä pystytty tarkemmin rekisteröimään. Restauraatioista 23 oli sementoitu itse-etsaavalla yhdistelmämuovisementillä (Relyx Unicem; 3M ESPE), seitsemän yhdistelmämuovisementillä (Panavia; Ivoclar Vivadent AG tai Variolink II; Kuraray America, Inc.) ja neljä fosfaattisementillä. Lisäksi kahta silloista ei koekäytön jälkeen pystytty irrottamaan ja sillat olivat tutkimushetkellä edelleen sementoitu tilapäisellä sementillä (TempBond; Kerr Corporation).

Tutkimuskäynnillä selvitettiin potilastyytyväisyyttä ja tehtiin kliininen tutkimus. Lisäksi restauraatiot valokuvattiin. Kliininen tutkimus perustui soveltaen Irena Sailerin tutkimusryhmän (Zürichin yliopisto) käyttämään tutkimuskaavakkeeseen. Restauration alueelta rekisteröitiin kiinnityskudosten osalta plakki, ienverenvuoto, syventyneet ientaskut ($\geq 4\text{mm}$) ja ienvetäymät. Löydöksiä verrattiin kontrollialueeseen, joka pyrittiin valitsemaan siten, että se vastasi mahdollisimman hyvin restaurationaaluetta. Mikäli mahdollista, valittiin kontrollialueeksi vastaavat hampaat vierekkäiseltä leukaneljännekseltä. Restauration ja kontrollialueen kaikki pinnat arvioitiin ja tulos kirjattiin huonoimman arvon mukaan: mikäli yhdelläkin pinnalla esiintyi plakkia/ienverenvuotoa/syventyneitä ientaskuja/ienvetäymiä, tällöin tulos kirjattiin positiiviseksi. Lisäksi arvioitiin restaurationin puhdistettavuutta sekä siltaproteesien yhdysosien paksuutta. Restauraatioista etsittiin pinnoitekeraamin lohkeamia, rungon murtumia sekä viitteitä retention menetyksestä. Lisäksi tarkasteltiin marginaalista istuvuutta sekä mahdollista sekundaarikarieksen esiintymistä, anatomista muotoilua, väriä, kontakteja viereisiin hampaisiin sekä restaurationin okklusaalista kulumista. Myös restaurationin toimivuutta purennassa tarkasteltiin. Mahdollista parafunktioiden esiintymistä selvitettiin potilasta haastatteleamalla sekä hampaiston kuluneisuutta arvioimalla.



TAULUKKO 1. Tutkimuksessa mukana olleet restauraatiot. Silloiksi on merkitty myös yhteenkytketyt kruunut, joita oli yksi neljän yksikön rakenne ja kaksi kuuden yksikön rakennetta.



VALOKUVAT 1 JA 2. Siltaproteesi (yhteenkytketyt kruunut dd. 13-23) kuvattuna bukkalisesti ja okklusaalisesti; pinnoitekeraami ylettyy inkisaalikärjen yli peittäen näkyvät pinnat. Purenta on zirkoniolla.



VALOKUVAT 3 JA 4. Zirkoniarunkoinen siltaproteesi 24,(25),26 kuvattuna okklusaalisesti ja bukkalisesti; pinnoitekeraami peittää zirkoniarunkoa kauttaaltaan.

5 TULOKSET

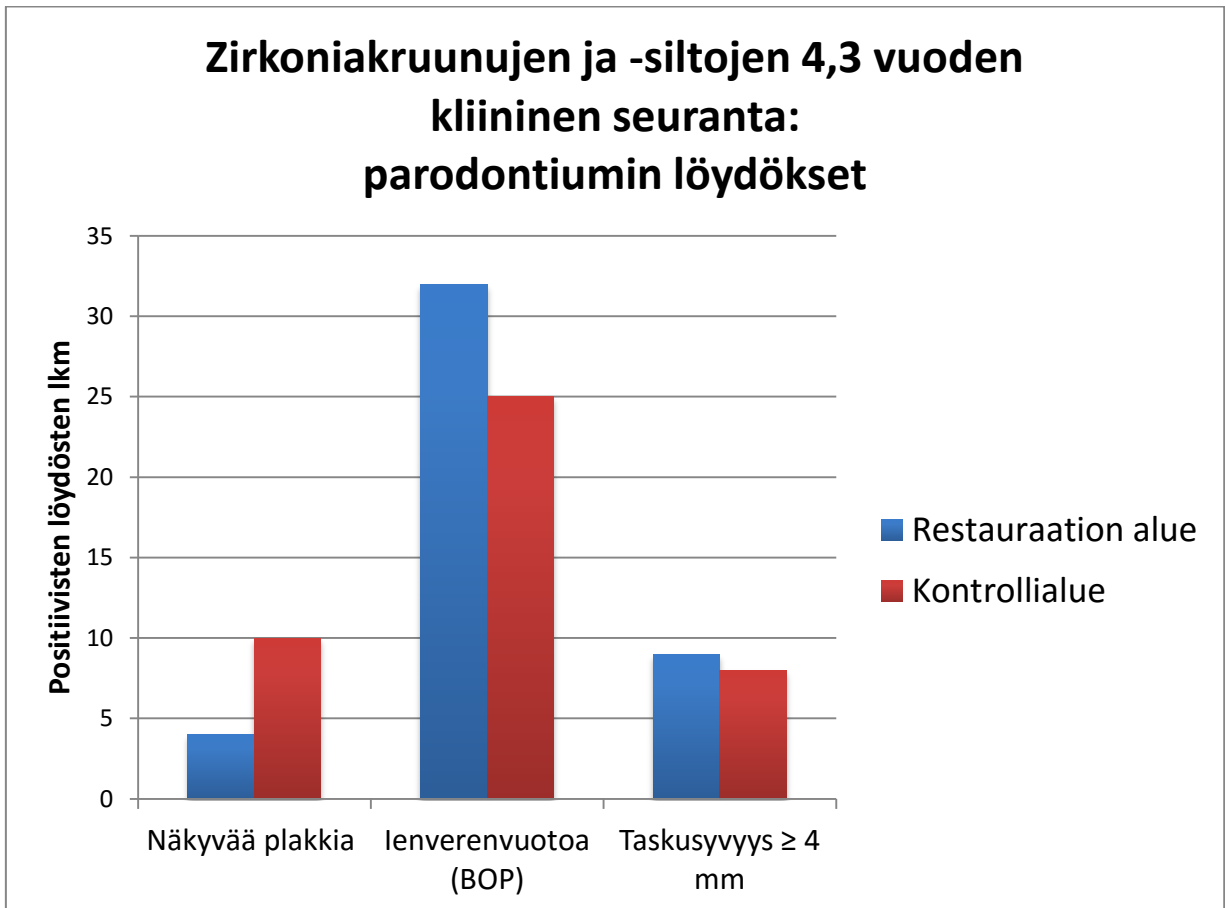
Tutkimushetkellä kruunujen ja siltojen keskimääräinen toimintaikä oli 4,3 vuotta (2,1–6,8 vuotta). Restauraatioista toiminnassa oli 97,2 %. Yksi kruunu oli menetetty 2,3 vuotta sementoimisen jälkeen. Kyseessä oli juurihoidettu hammas, jossa poiston yhteydessä diagnosoitiin juuren vertikaalifraktuura. Yksi vähäinen pinnoitekeraamiin ulottuva lohkeama (eng. chipping) havaittiin etualueen siltaproteesissa. Muita teknisiä komplikaatioita ei havaittu.

Ienverenvuotoa esiintyi 89 %:ssa restauraatioista ainakin yhdellä pinnalla. Kontrollialueella ienverenvuotoa havaittiin vähemmän (69 %). Plakkia sen sijaan rekisteröitiin restauraatioiden alueella vähintään yhdellä pinnalla vähemmän kuin kontrollialueella (11 % vs. 28 %). Taskusyvyyksissä ei havaittu merkittävää eroa. Parodontiumin löydöksiä on havainnollistettu taulukossa 2.

Zirkoniarunkoisissa silloissa 32 %:ssa arvioitiin olevan selvästi ahtaat puhdistusvälit. Näissä kaikissa restauraatioissa esiintyi ienverenvuotoa. Puhdistusvälien ahtaus johtui pääosin siltaproteesien yhdysosien suuresta korkeudesta verrattuna okklusaalisen tilan määrään. Restauraatioista 25 %:ssa kontakti viereiseen hampaaseen puuttui. Ahtaita puhdistusvälejä on kuvattu kliinisessä valokuvassa 5.

Tutkimuskäynnillä olleista potilaista 78 % oli erittäin tyytyväisiä restauration toimivuuteen sekä ulkonäköön. Kolme potilasta (13 %) esitti jotain kritiikkiä restaurationista. Kritiikki liittyi siltaproteesin liialliseen pulteuteen/ulkonevuuteen, väärään väriin tai vaikeaan puhdistettavuuteen. Kaksi potilaista määritteli itsensä tyytymättömäksi restaurationiin. Toinen näistä potilaista ei ollut tottunut etualueen kiinteään siltaproteesiin vuosikymmeniä kestäneen irtoproteesin käytön jälkeen (kliininen valokuva 6). Toisella potilaista oli restauration alueella ajoittaista kiputuntemusta. Kliinisessä tutkimuksessa ja röntgentutkimuksessa ei kuitenkaan havaittu poikkeavaa.

Potilaista 22 % raportoi bruksaavansa. Heistä kaikilla havaittiin ainakin jonkin asteista kuluneisuutta hampaistossa. Näistä potilaista vain yhdellä oli stabilisaatiokisko käytössä. Lisäksi yksi ei-bruksaaja käytti stabilisaatiokiskoa nivelreuman vuoksi. Bruksaustaipumuksen arviointi perustui tutkimuksessa potilaan kertomaan. Voimakastakin hampaiston kuluneisuutta havaittiin potilailla, jotka eivät raportoineet bruksaavansa.



TAULUKKO 2. Parodontiumin positiiviset löydökset restauration alueella ja kontrollialueella. Positiivinen löydös kirjattiin, kun vähintään yhdellä restauration pilarihampaan tai kontrollihampaan pinnalla havaittiin ienverenvuotoa, plakkia tai syventynyt tasku.



VALOKUVA 5. Ahtaat puhdistusvälit.



VALOKUVA 6. Siltaproteesi korvaa laajoja kudospuutoksia.

5 POHDINTA

Suurin osa opetushammashoitolassa valmistetuista zirkoniarunkoisista kruunuista ja siltaproteeseista oli etualueen restauraatioita. Lisäksi kaikki restauraatiot sijaitsivat yläleuassa. Näyttäisi siltä, että zirkonian käyttö kiinteän protetiikan runkorakenteena opetushammashoitolassa painottuu esteettisen alueen restauraatioihin. Myös taka-alueelle on valmistettu tämän seurantatutkimuksen mukaan onnistuneesti zirkoniarunkoisia rakenteita.

Tutkimuksen yksi löydöksistä oli ienverenvuodon esiintyminen restauraatioiden alueella huolimatta plakin niukasta määrästä. Lisäksi ienverenvuotoa esiintyi enemmän restauraatioiden alueella kuin kontrollialueella. Yksi mahdollisista syistä runsaaseen ienverenvuotoon voisi olla paksuista yhdysosista johtuvat restauraatioiden niukat puhdistusvälit, jolloin potilaiden omahoidon toteuttaminen on myös hankalaa. Tutkimusdataa käsiteltäessä huomattiin, että parodontiumin löydökset olisi voinut kirjata tarkemmin. Koska parodontiumin löydöksiä ei kirjattu pintakohtaisesti (neljä tai kuusi pintaa), tulosten perusteella ei voida arvioida tarkasti esim. ienverenvuodon esiintymisen määrää. Vuotoprosentti kertoo vain sen, kuinka monen restauraation alueella tai kontrollialueella esiintyy ienverenvuotoa vähintään yhdellä pinnalla. Tältä osin

tutkimuskriteeristöä olisi voinut tarkentaa. Lisäksi tutkimuksessa havaittiin useiden restaaraatioiden marginaalisella sauma-alueella lieviä puutteita: sauman epäjatkuvuutta ja karheutta. Tässä tutkimuksessa ei rekisteröity marginaalisen sauman sijaintia suhteessa ienreunan kulkuun (supragingivaalinen, marginaalinen, subgingivaalinen), mikä voisi myös vaikuttaa ienverenvuodon esiintyvyyteen. Oulun yliopistossa on tehty laajemman potilasaineiston seurantatutkimusta hammaslääketieteen opiskelijoiden toimesta valmistetuista zirkoniarunkoisista kruunu- ja siltaproteeseista (Näpänkangas ym. 2015, Pihlaja ym. 2016). Myös heidän tutkimuksessaan raportoitiin zirkoniarunkoisten kruunujen sauma-alueilla ienverenvuotoa huolimatta plakin niukasta esiintyvyydestä. Heidän tutkimuksessaan rekisteröitiin zirkoniarunkoisten kruunujen marginaalisen sauman sijainti. Tutkimustuloksista ei kuitenkaan voi päätellä, oliko se yhteydessä ienverenvuodon esiintyvyyteen. (Näpänkangas ym. 2015).

Zirkoniarunkoisten siltaproteesien väliosien rungon minimipaksuus määräytyy materiaalivalmistajien ilmoittamien ohjeiden mukaan. Zirkonian käyttöä tulisikin mahdollisesti välttää tilanteissa, joissa purentakorkeudessa ei ole riittävästi okklusaalista tilaa niin, että materiaalipaksuuden minimivaatimukset täyttyvät ja samalla luodaan riittävät puhdistusvälit. Toisaalta pinnoitekeraamia ei tarvitse purupinnalla välttämättä ulottaa yhdysosan päälle. Tällöin yhdysosan paksuus pienenee ja tilaa jää todennäköisemmin riittäville puhdistusväleille.

Kruunu- ja siltaproteeseista toiminnassa oli 97,2 %; yksi kruunu oli menetetty 2,3 vuotta sementoinnin jälkeen. Lisäksi yksi vähäinen pinnoitekeraamiin ulottuva lohkeama havaittiin. Yllättävää tässä tutkimuksessa olikin vähäinen pinnoitekeraamin lohkeilu, joka kuitenkin on yleisesti raportoitu zirkoniarunkoisten kruunu- ja siltaproteesien ongelma. Tähän voinee vaikuttaa tarkka preproteettinen suunnittelu ja purentaan hionta, jotka kuuluvat opetushammashoitolan yleisiin hoitokäytäntöihin. Lisäksi potilaiden purenta kontrolloidaan pian restaaraation sementoimisen jälkeen huolellisesti. Turun opetushammashoitolaan valikoituu potilaiksi usein melko iäkkäitä henkilöitä, joilla purentavoimat ovat yleisesti pienempiä kuin nuoremmilla. Tämän tutkimuksen potilaiden keski-ikä olikin 62,7 vuotta. Lisäksi suurin osa tutkimuspotilaista oli naisia (71 %), joilla purentavoimat ovat miehiä pienempiä. Restaaraatioista suurin osa sijaitti etualueella (64 %), jossa purentavoimat ovat pienempiä kuin taka-alueella ja luonteeltaan ei-aksiaalisia. Nämä tekijät yhdessä mahdollisesti selittävät pinnoitekeraamin lohkeilun vähäisyyttä tässä tutkimuksessa. Oulun

yliopistossa tehdyssä seurantatutkimuksessa pinnoitekeraamin lohkeilua esiintyi neljässä prosentissa zirkoniarunkoisista kruunuproteeseista. (Näpänkangas ym. 2015). Zirkoniarunkoisissa siltaproteeseissa pinnoitekeraamin lohkeilua esiintyi 14,7 %:ssa restauroitioista (Pihjala ym. 2016). Neljän vuoden jälkeen toiminnassa oli 89 % kruunuista (Näpänkangas ym. 2015). Silloista toiminnassa oli 100 % 4,9 vuoden seuranta-ajan jälkeen (Pihlaja ym. 2016).

Restauroitioissa esiintyi jonkin verran merkkejä okklusaalisesta kulumisesta. Tutkimuksessa ei kuitenkaan pystytty arvioimaan, olivatko pinnan karheudet ja kulumisfasetit purentatoiminnasta johtuvia vai olivatko ne syntyneet jo restauroitio purentaan sovitukseen ja hiomisen yhteydessä.

Kyseessä oli potilasaineistoltaan (potilaiden lukumäärä, ikä- ja sukupuolijakauma) melko suppea retrospektiivinen seurantatutkimus, jonka avulla saatiin tietoa siitä, miten zirkoniaa on käytetty kiinteän protetiikan materiaalina Turun opetushammashoitolassa. Aineiston pienuus ja mm. se seikka, että kaikki restauroitiot olivat yläleuassa, estävät tulosten soveltamisen laajempaan populaatioon. Tässä tutkimuksessa saatuja tuloksia voidaan kuitenkin hyödyntää esim. suunniteltaessa proteettista hoitoa ja pohdittaessa käytettävän materiaalin indikaatioita ja kontraindikaatioita. Tulokset yhdysosien paksuuden ongelmallisuudesta korostavat purentaan vertikaalisen tilan huomioimista zirkoniarunkoista siltaproteesia suunniteltaessa.

Tutkimusrekisterin keräämistä on tarkoitus jatkaa, aineistoa kasvattaa ja nyt julkaistua aineistoa jatkoseurata. Tämä tutkimus on osaltaan luomassa pohjaa hoidon laadun arvioinnille ja hoitotulosten systemaattiselle seurannalle Turun kaupungin opetushammashoitolassa.

LÄHTEET

Abou Tara, M., Eschback S., Wolfart S., Kern M. Zirconia ceramic inlay-retained fixed dental prostheses – first clinical results with a new design. *J Dent* 2011; 39(3): 208–211.

Basunbul, G., Nathanson, D. Human enamel wear against four dental ceramics in vitro. 89th IADR 2011; Abstract No. 1650.

Beuer, F., Scheweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H. F., Gernet, W., Edelhoff, D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009; 25(1): 121–128.

Biscaro, L., Bonfiglioli, R., Soattin, M., Vigolo, P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 2013; 22(1): 36–41.

Chaar, M. S., Kern, M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with modified design. *J Dent* 2015; 43(12): 1411–1415.

Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 2006; 27(4): 535–543.

Christensen, R. P., Ploeger, B. J. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 2010; 141: 1317–1329.

Conrad, H. J., Seong, W. J., Pesun, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5): 389–404.

Denry, I., Kelly, J. R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014; 93(12): 1235–1242.

Denry, I., Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent mater* 2008; 24(3): 299–307.

Ferrari, M., Sorrentino, R., Cagidiaco, C., Goracci, C., Vichi, A., Gherlone, E., Zarone, F. Short-term clinical performance of zirconia single crowns with different framework designs: 3-year clinical trial. *Am J Dent* 2015; 28(4): 235–240.

Flinn, B. D., deGroot, D. A., Mancl, L. A., Raingrodski, A. J. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012; 108(4): 223–230.

Harder, S., Wolfart, S., Eschbach S., Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* 2010; 38(11): 875–881.

Harianawala, H. H., Kheur, M. G., Apte, S. K., Kale, B. B., Sethi, T. S., Kheur, S. M. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont* 2014; 6: 456–461.

Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., Van Meerbeek, B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* 2014; 93(4): 329–334.

Ishii, R., Tsujimoto, A., Takamizawa, T., Tsubota, K., Suzuki, T., Shimamura, Y., Miyazaki, M. Influence of surface treatment of contaminated zirconia on surface free energy and resin cement bonding. *Dent Mater J* 2015; 34(1): 91–97.

Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., Burgess, J. O. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2013; 109(1): 22-29.

Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., Vult Von Steyern, 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; 72(2); 145–153.

Jung, Y. S., Lee, J. W., Choi, Y. J., Ahn, J. S., Shin, S. W, Huh, J. B. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia of dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010; 2(3): 111-115.

Karakoca, S., Yilmaz, H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 91(2): 930–937.

Kelly, J. R., Benetti, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56(1): 84–96.

Kelly, J. R., Denry, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24(3): 289–298.

Kern M. Bonding to oxide ceramics – laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater* 2015; 31(1): 8–14.

Keuper, M., Eder, K., Berthold, C., Nickel, K. G. Direct evidence for continuous linear kinetics in the low-temperature degradation of Y-TZP. *Acta Biomater* 2013; 9(1): 4826–4835.

Kim, M. J., Kim, K. H., Kim, Y. K., Kwon, T. Y. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *J Adv Prosthodont* 2013; 5(4): 464–470.

Klosa, K., Warnecke, H., Kern, M. Effectiveness of protecting a zirconia bonding surface against contaminations using a newly developed protective lacquer. *Dent Mater* 2014; 30(8): 785–792.

Koenig, V., Vanheusden, A. J., Le Goff, S. O., Mainjot, A. K. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent* 2013; 41(12): 1164–1174.

Larsson, C., El Madhoun, S., Wennweberg, A., Vult von Steyern, P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different desing: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(7): 820–826.

Larsson, C., Wennerberg, A. The clinical success of zirconia-Based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2014; 27(1): 33–43.

Le, M., Papia, E., Larsson, C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil* 2015; 42(6): 467–480.

Lughi, V., Sergo, V. Low temperature degradation – aging – of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010; 26(8): 807–820.

Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M. H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004; 20(7): 655–662.

Matinlinna, J. P. *Handbook of Oral Biomaterials*. Pan Stanford Publishing 2014, USA.

Matinlinna, J. P. Täsmällisyyttä terminologiaan – Zirkonia, zirkoni, zirkoniumoksidi, zirkoniumdioksidi vai zirkonium?. Suomen hammaslääkärilehti 2008; 15(2): 33–34.

Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., Kobayashi, T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res 2013; 57(4): 236–261.

Näpänkangas, R., Pihjala, J., Raustia, A. Outcome of zirconia single crowns made by predoctoral dental students: a clinical retrospective study after 2 to 6 years of clinical service. J Prosthet Dent 2015; 113(4): 289–294

Ohlmann, B., Eiffler C., Rammelsberg P. Clinical performance of all-ceramic cantilever fixed dental prostheses: results of a 2-year randomized pilot study. Quintessence Int 2012; 43: 643–648.

Ohlmann, B., Rammelsberg, P., Schmitter, M., Schwarz, S., Gabbert, O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. J Dent 2008; 36(9): 692–696.

Papia, E., Larsson, C., du Toit, M., Vult von Steyern, P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2014; 102(2): 395–413.

Passos, S. P., Torrealba, Y., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C., Nychka, J. A. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. J Prosthodont 2014; 23(8): 593–601.

Piconi, C., Maccauro, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20(1): 1–25.

Pihjala, J., Näpänkangas, R., Raustia, A. Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. J Prosthet Dent 2016; 116(1): 40–46.

Pjetursson, B. E., Sailer, I., Makarov, N. A., Zwahlen, M., Thoma, D. S. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. Dent Mater 2015; 31(6): 624–639.

Sailer I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Luthy, H., Hämmerle, C. H. Five-year clinical results of zirconia frameworks for fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383–388.

Sailer, I., Gottner, J., Kanelb, S., Hämmerle, C. H. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22(6): 553–560.

Sax, C., Hämmerle, C. H., Sailer, I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011; 14: 183–202.

Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener B., Wimmer, T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 59: 128–138.

Stokholm, R., Isidor, F. Resin-bonded inlay retainer prostheses for posterior teeth: A 5-year clinical study. *Int J Prosthodont* 1996; 9(2): 161–166.

Sulaiman, T. A. Monolithic zirconium dioxide as a full contour restorative material with special emphasis on the optical and mechanical properties. *Väitöskirja, Turun yliopisto* 2015.

Tan, T., Pjetursson, B. E., Lang, N. P., Chan, E. S. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 654–666.

Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., Smith, R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71–82.

Turk, A. G., Ulusoy, M., Yuce, M., Akin, H. Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks. *J Adv Prosthodont* 2015; 7(6): 454–459.

Tzanakakis, E. G., Tzoutzas, I. G., Koidis, P. T. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent* 2016; 115(1): 9–19.

Yang, B., Wolfart S., Scharnberg M., Ludwig K., Adelung R., Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2007; 86(8): 749–753.

Yang, D. H., Park, J. H., Yang, H. S., Park, S. W., Lim, H. P., Yun, K. D. Antagonist enamel wear to 3 CAD/CAM full contour zirconia ceramics. 90th IADR 2012; Abstract No. 1381.

Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011; 27(1): 83–96.

Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., Thompson, V. P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71(2): 381–386.