

Opinnäytetyö (AMK)

Hammasteknikkokoulutus

2018

Riikka Uusitalo

HAMMASLABORATORIOSSA KÄYTETTÄVÄT KERAAMIT

– oppimateriaalin suunnittelu ja materiaalikatsaus

Riikka Uusitalo

HAMMASLABORATORIOSSA KÄYTETTÄVÄT KERAAMIT

- oppimateriaalin suunnittelu ja materiaalikatsaus

Hammaskeraamit ovat yleisesti käytössä hammasprotetiikan materiaaleina ja näiden kehitys on ollut nopeaa erityisesti viime vuosikymmenien aikana. Tästä huolimatta hammastekniikan opiskelijoille ei ole juurikaan saatavilla suomenkielistä materiaalia aiheeseen liittyen. Koska materiaalien tuntemus on olennaisessa osassa laadukkaan proteettisen tuotteen valmistuksessa, katsottiin aiheen suomenkieliselle materiaalioppaalle olevan tarvetta. Hammaskeraamilla tarkoitetaan tässä työssä sellaista keraamia, josta valmistetaan epäsuoralla tekniikalla eli suun ulkopuolella hammaskudosta korvaava proteettinen tuote.

Työn tarkoituksena oli suunnitella materiaalioppaan rakenne ja koota tätä noudattaen materiaalikatsaus. Katsauksessa on koottu yhteen tieto yleisimmistä hammaslaboratoriossa käytettävistä keraameista ja se rakentuu seitsemästä eri osiosta, jotka ovat: historia, hammaskeraameihin liittyviä termejä, keraamit –rakenne ja soveltuvuus biomateriaaleiksi, hammaskeraamien rakenne, hammaskeraamien ominaisuuksia, hammaskeraamien luokittelu ja eri keraamiryhmien kuvaukset. Työssä ei koottu lopullista materiaaliopasta, mutta tämä voitaisiin tuottaa katsauksen pohjalta myöhemmässä vaiheessa. Työ on laadultaan toiminnallinen oppinnäytetyö. Materiaalikatsauksen laatimisessa on hyödynnetty kuvailevaa kirjallisuuskatsausta.

Hammaskeraamien voidaan katsoa olevan vain yksi keraameihin kuuluva materiaaliyryhmä. Materiaalikatsauksessa kuvataan millaisia materiaaleja ovat keraamit ja miksi näitä hyödynnetään biomateriaaleina. Hammaskeraamien tarkastelu aloitetaan rakenteen kuvaamisella, jossa perehdytään materiaalien kahteen perusrakenteeseen: lasiin ja kiteisiin. Katsauksessa hammaskeraamit luokitellaan ryhmiin mikroskooppisten ainerakenteidensa perusteella. Kyseiseen jaotteluun päädyttiin, sillä keraamin rakenne määrittelee myös sen ominaisuudet ja käyttökohteet. Luokittelun mukaisten keraamiryhmien osalta esitellään näiden rakenne, erityisominaisuudet sekä käyttökohteet. Katsaukseen sisältyy osa hammaskeraamien ominaisuuksista, jossa käsitellään hammaskeraamien esteettisiin ominaisuuksiin vaikuttavia tekijöitä sekä lämpölaajenemiskertoimen vaikutusta eri materiaaleja yhdistettäessä.

Vaikka materiaalit kehittyvät nopeasti, ovat keraamien perusrakenteet säilyneet hyvin samankaltaisina. Aineiston keruun yhteydessä vahvistui näkemys siitä, että hammaskeraamien osalta suomenkielistä materiaalia on saatavilla hyvin vähäisesti. Suomenkielisellä materiaalilla voitaisiin edistää tietoisuutta eri materiaaleista ja näiden ominaisuuksista.

ASIASANAT:

hammaskeraami, lasikeraami, oksidikeraami, hammastekniikka, oppimateriaali, materiaalikatsaus

BACHELOR'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Degree Programme in Dental Technology

2018 | Total number of pages 73

Riikka Uusitalo

CERAMICS USED IN DENTAL LABORATORY

- learning material planning and material overview

Dental ceramics are widely used as prosthodontic materials and their development has been rapid over the last decades. Material knowledge is essential when designing and manufacturing high quality dental prosthetic restorations. There is scarcely any study material available for students in Finnish concerning dental ceramics. The aim of this thesis was to provide a comprehensive overview of the materials, as well as plan the structure for potential future learning material. The learning material itself was not compiled in this thesis, but it can be created later, utilizing the material overview.

The material overview summarizes the information of the most common dental ceramics used in the dental laboratory and it consists of seven chapters: history, terms related to dental ceramics, ceramics – structure and use as biomaterials, structure of dental ceramics, characteristic features of dental ceramics, classification of dental ceramics and description of different ceramic groups. This is a functional thesis. Material overview is written using a descriptive literature review method.

Development in the materials is fast, but the basic structures of the ceramics have remained much the same. The need for Finnish material in the dental ceramics became evident during the analysis of the existing literature. Having more material in Finnish would further increase awareness of the available materials and their characteristic features.

KEYWORDS:

dental ceramic, glass-ceramic, polycrystalline ceramics, dental technology, learning material, material overview

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO	1
2 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA LÄHTÖKOHDAT	2
2.1 Kehittämistyö ja opinnäytetyön tavoite	2
2.2 Kehittämistyön suunnitelma ja toteutus	3
2.3 Materiaalioppaan rakenne	5
3 HAMMASKERAAMIEN HISTORIA	7
3.1 Posliinivalmistuksen historia	7
3.2 Ensimmäiset hammasposliinit	10
3.3 Lasikeraamien historia	11
3.4 Rakennekeraamien historia	13
4 HAMMASKERAAMEISTA KÄYTETTÄVÄT TERMIT	15
5 KERAAMIT – RAKENNE JA SOVELTUVUUS BIOMATERIAALEIKSI	16
6 HAMMASKERAAMIEN RAKENNE	18
6.1 Lasi hammaskeraamien raaka-aineena	20
6.1.1 Silikaattilasien rakenne	20
6.1.2 Lasiin lisättävät oksidit	23
6.2 Kiteet	25
6.3 Lasikeraamien rakenne	27
6.4 Lasikeraamien kiteyttäminen (kristallisointi)	28
6.5 Keraamien sintraus	29
7 HAMMASKERAAMIEN OMINAISUUKSIA	31
7.1 Hammaskeraamien optiset ominaisuudet	31
7.2 Lämpölaajenemiskerroin (CTE)	37
8 HAMMASKERAAMIEN LUOKITTELU	40
8.1 Hammaskeraamien työstömenetelmät ja käyttökohteita	41
8.2 Keraamien kaupallisia nimikkeitä	43
9 POSLIINIT	45

9.1 Perinteinen posliinivalmistus	45
9.2 Maasälpäposliinit	46
10 LUJITETUT LASIKERAAMIT	49
10.1 Leusiittivahvisteiset lasikeraamit	51
10.2 Litiumdisilikaatilla vahvistetut lasikeraamit	53
10.3 Fluoriapatiitilla vahvistetut lasikeraamit	57
10.4 Zirkonialla vahvistetut lasikeraamit	59
11 KITEISET OKSIDIKERAAMIT – RAKENNEKERAAMIT	62
11.1 Alumiinioksidi	62
11.2 Zirkonia (zirkoniumdioksidi)	63
12 POHDINTA	68
LÄHTEET	70

KUVAT

Kuva 1. Hammaskeraamien rakenteet	19
Kuva 2. (a) Piidioksidimolekyylin rakenne (b) Silikaattilasien rakenne (Hollauer, n.d.)	20
Kuva 3. Piidioksidin faasimuutos-systeemi - mineraalisen kvartsin muutos lasiksi (Heikkinen 2014)	21
Kuva 4. Silikaattilasien ja kvartsin rakenne (TWI Group, 2017)	22
Kuva 5. Lasiin lisättävien oksidien vaikutus lasin rakenteeseen (Hummel 1998)	24
Kuva 6. Keraamien mikroskooppinen rakenne (Kelly & Benetti 2011)	26
Kuva 7. Nestefaasisintraus, <i>liquid phase sintering</i> (Hench & Wilson 1993, 19)	30
Kuva 8. Kiinteäfaasisintraus, <i>solid state sintering</i> (Hench & Wilson 1993, 19)	30
Kuva 9. Valon kulkeutuminen synnyttää materiaalin optiset ominaisuudet (muokattu: Powers & Wataha 2017, 201)	32
Kuva 10. UV-valon vaikutuksesta fluoresoiva hammas näyttää hehkuvan sisältä päin (Pocket Dentistry 2015)	33
Kuva 11. Opalisointi hampaassa, hampaan kärki näyttää sinertävältä (Ultradent Products inc. n.d.)	34
Kuva 12. Munsellin systeemi (Schils 2010; Heuer n.d.)	35
Kuva 13. Fluoresenssin vaikutus väriarvoon (Trujillo n.d.)	36
Kuva 14. CTE-erojen vaikutus pintakeraamin lohkeamiseen (Powers & Wataha 2017, 201)	38
Kuva 15. Lämpölaajenemiskertoimen vaikutus eri keraameja yhdistettäessä (VITA Zahnfabrik 2007)	39
Kuva 16. Keraamit eri työstömenetelmille (Ivoclar Vivadent 2017a)	41
Kuva 17. Posliineiksi luokitellaan korkean lasipitoisuuden sisältävät keraamit, kuten lasikeraamit	45

Kuva 18. Leusiittivahvisteisen lasikeraamin käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)	51
Kuva 19. Litiumdisilikaattivahvisteisen lasikeraamin käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)	53
Kuva 20. Litiumdisilikaatti-keramia on saatavilla nappeina prässäystekniikalle sekä jyrstävänä blokkeina ja kiekkoina CAD/CAM-tekniikalle (Labor Gredig 2017; 360SDM Dental Milling Center 2014)	54
Kuva 21. Fluoriapatiittikiteillä vahvistetut lasikeraamit: IPS e.max Ceram & IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent 2017b; Ivoclar Vivadent 2009a)	57
Kuva 22. Zirkonialla vahvistettujen lasikeraamien käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)	60
Kuva 23. Vita Suprinity PC. Jyrstetty kruunu ja valmis tuote kristallisoinnin jälkeen (Core Ceramic Studio 2005; H.A.B. Dental laboratory n.d.)	60
Kuva 24. Zirkonian kidemuotojen muutos lämpötilan muuttuessa (Jin 2005)	64
Kuva 25. Tilavuuden muutos zirkonian kidemuotojen muuttuessa	64
Kuva 26. Zirkonian faasimuutossitkistymisen (Sulaiman 2015, 16)	66
Kuva 27. Zirkonian valonläpäisevyys (Glidewell laboratories 2018)	67

TAULUKOT

Taulukko 1. Hammaskeraamit: materiaalioppaan rakenne	6
Taulukko 2. Keraamien ryhmittely (Nykänen 2005; Askeland ym. 2011)	16
Taulukko 3. Hammaskeraameissa esiintyviä alkuaineita ja näiden oksideja	18
Taulukko 4. Keraamien käyttökohteita ja työstömenetelmät	42
Taulukko 5. Keraamien kaupallisia nimikkeitä	44
Taulukko 6. Maasälpäposliinien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)	46
Taulukko 7. Lujitetut lasikeraamit	49
Taulukko 8. Lasikeraamien taivutuslujuudet	50
Taulukko 9. Leusiittivahvisteisten lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)	52
Taulukko 10. Litiumdisilikaatilla vahvistettujen lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)	55
Taulukko 11. Fluoriapatiitilla vahvistettujen lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Peerapong ym. 2011)	58

1 JOHDANTO

Teknologian ja materiaalien kehittymisen myötä on markkinoille tullut useita erilaisia hammasalan keraameja. Nämä ovat vakiinnuttaneet paikkansa protetiikan materiaaleina ja ovat yleisesti käytössä hammaslaboratorioissa ympäri Suomea. Hammaskeraamilla tarkoitetaan tässä työssä keraamia, josta voidaan valmistaa epäsuoralla tekniikalla eli suun ulkopuolella hammaskudosta korvaava tuote esimerkiksi hammaskruunu tai -silta.

Keraamit eivät ole yksi yhtenäinen materiaalityyppi, vaan eri tuotteiden väliset ominaisuudet vaihtelevat. Proteettiseen työhön valitun materiaalin rakenne määrittelee sen ominaisuudet, oli kyse sitten estetiikasta tai lujuusominaisuuksista. Hammaskeraameista puhuttaessa esille nousevat termit, kuten lasikeraami, lämpölaajenemiskerroin, kristallisoitipoltto, opaakkisuus tai e.max ovat kaikki osaltaan kytköksissä keraamin rakenteeseen. Jotta hammasteknikko osaa yhdessä klinikon kanssa valita työhön parhaiten soveltuvan materiaalin, on eri valmisteiden väliset ominaispiirteet ensin tunnistettava.

Opinnäytetyön tarkoituksena on suunnitella oppimateriaali hammaslaboratoriossa käytettävistä keraameista, sillä aiheen suomenkielistä materiaalia on saatavilla hyvin rajallisesti. Suunnitelman pohjalta laaditaan materiaalikatsaus, jonka tarkoituksena on luoda yleissilmäys yleisimmin hammaslaboratorioissa käytettäviin keraameihin. Materiaalikatsauksen pohjalta on mahdollista myöhemmässä vaiheessa toteuttaa varsinainen materiaaliopas. Suunnitellun oppimateriaalin kohderyhmänä ovat ensisijaisesti hammastekniikan opiskelijat, mutta sitä voivat hyödyntää työssään sekä opetuksessa myös muut alan toimijat.

Työssä eri keraamilaadut on jaettu ryhmiin mikrorakenteensa perusteella. Keraamit on jaettu lasikeraameihin, oksidikeraameihin ja hybridikeraameihin. Lasikeraamit on jaettu vielä edelleen maasälpäposliineihin ja lujitettuihin lasikeraameihin. Hybridikeraameja ei tarkastella tässä työssä tarkemmin. Kyseiseen luokitteluun on päädytty, sillä keraamien käyttökohteet ja näille soveltuvat työstömenetelmät ovat tiiviisti kytköksissä materiaalin rakenteeseen. Käytettyjen materiaalien tuntemuksella voidaan katsoa olevan vaikutusta työn laatuun mm. soveltuvien materiaalivalintojen sekä valittujen työstömenetelmien kautta. Materiaalituntemuksella voidaan vaikuttaa myös alan uusien innovaatioiden syntymiseen.

2 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA LÄHTÖKOHDAT

Hammastekniikan opiskelijoille ei ole olemassa painettua suomenkielistä opetusmateriaalia hammasalan keraameista. Aiheesta saatavilla oleva aineisto on usein pirstaleista eikä varsinaista opetuskäyttöön tarkoitettua materiaalia ole juurikaan saatavilla. Yleisesti hammastekniikan suomenkielistä opetusmateriaalia on saatavilla hyvin vähän ja teokset ovat pääosin vanhoja. Keraamien osalta materiaalikehitys on ollut nopeaa erityisesti viime vuosikymmenien aikana ja uusia materiaaleja kehitellään jatkuvasti. Tästä johtuen vanhat oppimateriaalit eivät vastaa tämän päivän tietoa aiheesta.

Keraamit ovat vakiinnuttaneet paikkansa hammasalan biomateriaaleina ja vaikka uuden teknologian myötä erilaisia keraamisia ratkaisuja voidaan valmistaa myös suoraan kliinikon vastaanotolla, tapahtuu suuri osa näiden tuotteiden valmistuksesta edelleen hammaslaboratoriossa. Tämän vuoksi hammastekniikan opiskelijoiden sekä alalla jo toimivien ammattilaisten on tärkeää tuntea ja tunnistaa eri hammasalan keraamit sekä niiden hammastekniset sovellutukset.

2.1 Kehittämistyö ja opinnäytetyön tavoite

Ammattikorkeakoulun opinnäytetyö voi olla laadultaan kehittämistyö. Tällaista kehittämistyötä on aiemmin kutsuttu toiminnalliseksi opinnäytetyöksi. Kehittämistyön tavoitteena on ohjeistaminen sekä opastaminen käytännön toimissa. Kehittämistyön tuotos voi olla mm. jokin ammatilliseen käyttöön suunnattu opas tai ohjeistus, esimerkiksi oppimateriaali tai näihin liittyvä kehityssuunnitelma (Vilkkä & Airaksinen 2003, 9.) Tämä opinnäytetyö on laadultaan kehittämistyö, johon sisältyy kuvaileva kirjallisuuskatsaus.

Kehittämistyö pitää sisällään piirteitä, joiden perusteella tätä voidaan verrata projektiin (Vilkkä & Airaksinen 2003, 48). Projektille voidaan määritellä kolme tavoitetta, jotka ovat kehitys-, välitön- sekä konkreettinen tavoite (Silfverberg 2007). Tämän opinnäytetyön kehitystavoite on hammasteknikkokoulutuksen ja opetuksen kehittäminen suomenkielisen oppimateriaalin suunnittelun avulla. Opinnäytetyön välittömänä tavoitteena on laatia suunnitelma oppimateriaalikokonaisuudesta hammastekniikan opiskelijoille alalla käytävistä hammasalan keraameista. Suunnitelmaan sisältyy luonnos oppaan rungosta

sekä sisällön laatiminen. Kehittämistyön toiminnallinen osuus eli produkti on oppimateriaalin rakenteen suunnittelu sekä sisällön tuottaminen. Oppaan sisällön tuottaminen on toteutettu opinnäytetyöraportin yhteydessä olevalla kuvailevalla kirjallisuuskatsauksella.

Työn toimeksiantajana toimii Turun ammattikorkeakoulun hammastekniikan koulutusohjelma. Kehittämistyön tavoitteena on toiminnan selkeyttäminen, jolloin syntyvä tuotos kohdennetaan käytettäväksi ennalta määritellylle kohteelle tai kohderyhmälle (Vilkkä & Airaksinen 2003, 38). Tämän opinnäytetyön kohderyhmänä ovat ensisijaisesti hammastekniikan opiskelijat ja opettajat, jotka voivat hyödyntää suomenkielistä materiaalia opinnoissaan sekä työssään.

2.2 Kehittämistyön suunnitelma ja toteutus

Opinnäytetyön suunnittelu alkoi aiheen valinnalla. Aiheen valintaa pohjustivat ajankohtaisuus sekä omakohtainen kokemus saatavilla olevan suomenkielisen oppimateriaalin puutteellisuudesta. Kehittämistyön teoriapohjaan syventyminen alkoi kesällä 2017. Vitekehyksen perusteella kehittämistyön kohteeksi rajautuivat seuraavat tutkimuskysymykset:

1. Millaisia materiaaleja ovat keraamit ja millaisten ominaisuuksien vuoksi näitä hyödynnetään hammasalan biomateriaaleina?
2. Mitä hammasalan keraameja hammastekniikassa käytetään ja millaisista rakenteista nämä koostuvat?
3. Millaisia ominaisuuksia eri hammaskeraameilla on?
4. Miten hammaskeraamit voidaan luokitella niin, että luokittelu ohjaa hahmottamaan eri keraamilaatujen eroavaisuudet ja näiden sijoittumisen eri ryhmiin rakenteensa perusteella?
5. Minkälaisiin käyttötarkoituksiin eri keraamilaatuja voidaan hammastekniikassa käyttää ja millaisia työstömenetelmiä näiden työstämisessä voidaan hyödyntää?

Narratiivinen kirjallisuuskatsaus

Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen yhtenä muotona on narratiivinen kirjallisuuskatsaus. Narratiivisella katsauksella pyritään laajaan kuvaukseen käsiteltävästä aiheesta ja sen avulla epäyhtenäistä tietoa pyritään järjestämään yhtenäiseksi, samalla helppolukaiseksi

kokonaisuudeksi. Narratiivisesta katsauksesta voidaan erottaa kolme toteuttamistapaa: toimituksellinen, kommentoiva ja yleiskatsaus. Narratiivisessa yleiskatsauksessa tutkimusaineiston hankinnassa ei käytetä lähtökohtaisesti systemaattista seulaa. Tästä huolimatta menetelmällä on mahdollista päätyä kirjallisuuskatsaukselle ominaiseen yhtenäiseen synteysiin. (Salminen 2011, 6-8.)

Työssä koottu materiaalikatsaus on koottu hyödyntäen narratiivista yleiskatsausta. Kyseinen metodi auttaa saatavilla olevan tiedon ajantasaistamisessa, vaikka se ei tarjoa analyttisintä lopputulosta (Salminen 2011, 6-8). Metodi on yleisesti käytössä opetuksen alalla, jossa sitä voidaan hyödyntää mm. ajankohtaisen tiedon tuottamisessa opiskelijoille. (Salminen 2011, 6-8).

Aineiston keruu ja analyysi

Narratiiviseen katsaukseen valitut aineistot voivat erota toisistaan menetelmällisesti ja siinä voidaan hyödyntää myös muuta materiaalia, kuin tieteellisiä julkaisuja (Salminen 2011, 6-8). Materiaalikatsauksessa hyödynnetty aineisto koostuu aihepiiriä käsittelevistä tutkimuksista, teoksista sekä artikkeleista. Kaikki hyödynnetyt materiaalit eivät ole sisällöltään tieteellisiä julkaisuja, vaan katsauksessa on hyödynnetty myös mm. tuotevalmistajilta saatavilla olevia tietoja. Koska monet materiaaleista ovat suhteellisen uusia, ei näistä ole täysimääräisesti saatavilla tieteelliset kriteerit täyttävää tutkimustietoa. Aineistojen haussa on hyödynnetty alan tietokantoihin tehtyjä hakuja pääosin englanninkielisillä asiasanoilla ja näiden yhdistelmillä. Lisäksi lähdeaineiston haussa on hyödynnetty Google Scholarin hakua sekä Googlen teoshakua. Lähdeaineistot on valittu työn tarkoituksen mukaisesti aineistolähtöistä sisällönanalyysimenetelmää noudattaen. Aineistoista on merkitty hyödynnettäviksi tutkimuskysymysten kannalta oleelliset kokonaisuudet ja ilmaukset.

Lähdeaineisto on analysoitu hyödyntäen aineistolähtöistä sisällönanalyysiä. Sisällönanalyysillä pyritään tuottamaan aineistosta yleisessä muodossa oleva tiivistetty tuotos (Kyngäs & Vanhanen 1998). Menetelmä valikoitui käytettäväksi, sillä se soveltuu työn tarkoitukseen koostaa saatavilla olevasta aineistosta yhtenäinen tiivistys. Sisällönanalyysiä käytettäessä on tutkimuksen luotettavuuden kannalta tärkeää, että yhteys tuloksen ja aineiston osalta tuodaan riittävän selvästi ilmi. Sisällönanalyysin haasteena on aineiston luotettava pelkistäminen ja siitä muodostettavat kategoriat ilman, että työn tekijän subjektiivinen näkemys aiheuttaa asiavirheitä. (Kyngäs & Vanhanen

1998.) Tämä pyritään ottamaan huomioon aineistoa analysoitaessa osana työn luotettavuuden arvioimista.

2.3 Materiaalioppaan rakenne

Seuraavassa on esitetty suunnitelma materiaalioppaan rakenteesta. Suunnitelmaan on koottu yhteenveto niistä aihealueista, jotka nousivat esille lähdeaineistojen pohjalta. Työssä laadittava materiaalikatsaus noudattaa suunnitelman mukaista rakennetta, jolloin sitä hyödyntäen on mahdollista laatia myöhemmässä vaiheessa varsinainen materiaaliopas.

Hammaskeraamien opas on jaettu seitsemään eri osioon (taulukko 1). Oppaan *luvuissa yksi ja kaksi* perehdytään hammaskeraamien historiaan ja käytettävään termistöön. *Luvussa kolme* käsitellään keraameja yleisesti sekä niiden soveltuvuutta hammasalan biomateriaaleiksi. *Neljännessä luvussa* syvennyttään hammaskeraamien rakennusaineisiin eli tarkemmin siihen, mitä ovat lasi, kiteet ja näiden yhdistelmä lasikeraamit. Lisäksi osiossa perehdytään keraamien prosessointimenetelmistä kiteyttämiseen (kristallisointiin) ja sintraukseen. *Luvussa viisi* tarkastellaan hammaskeraamien ominaisuuksista optisia ominaisuuksia ja lämpölaajenemiskertoimen merkitystä eri materiaaleja yhdistettäessä. *Kuudennessa luvussa* luokitellaan hammaskeraamit ryhmiin mikrorakenteensa perusteella, jonka jälkeen oppaan *seitsemännessä* ja viimeisessä luvussa perehdytään tarkemmin jaottelun mukaisten keraamiryhmien rakenteisiin.

Taulukko 1. Hammaskeraamit: materiaalioppaan rakenne

1. Hammaskeraamien historia
Posliinivalmistuksen ja hammaskeraamien historia – kehittämisestä tähän päivään.
2. Hammaskeraameihin liittyviä termejä
Millaisia termejä hammaskeraameista voidaan käyttää. Mitä tarkoittavat e.max, zirkonia tai zirkonium.
3. Keraamit – rakenne ja soveltuvuus biomateriaaleiksi
Millaisia materiaaleja ovat keraamit ja miten ne soveltuvat käytettäviksi hammasalan biomateriaaleina.
4. Hammaskeraamien rakenne
Millaisista yhdisteistä hammaskeraamit rakentuvat. Mitä ovat lasi, kiteet ja lasikeraamit. Millaisia menetelmiä ovat kiteyttäminen (kristallisointi) ja sintraus.
5. Hammaskeraamien ominaisuuksia
Keraamien käyttöön liittyviä ominaisuuksia: optiset ominaisuudet – miten nämä vaikuttavat proteettisen työn estetiikkaan. Lämpölaajenemiskerroin (CTE) – mitä tulee huomioida yhdistettäessä keraamia toiseen materiaaliin.
6. Hammaskeraamien luokittelu
Eri keraamien jakaminen ryhmiin mikrorakenteen perusteella. Työstömenetelmät ja listaus materiaalien kaupallisista nimikkeistä.
7. Eri keraamiryhmien kuvaukset
Syvennyttään tarkemmin edellisen osion mukaisiin keraamiryhmiin. Materiaalit on jaettu lasikeraameihin ja oksidikeraameihin sekä edelleen omiin alaryhmiinsä. Hybridikeraamit on jätetty tarkastelun ulkopuolelle.

3 HAMMASKERAAMIEN HISTORIA

Ensimmäiset viittaukset hammastekniikan synnystä juontavat juurensa Keski-Italiassa sijainneeseen varhaiseen Etruriaan (700 ekr.) sekä Rooman ensimmäiselle vuosisadalle (1-100 jkr). Varhaisilla aikakausilla hampaiden korvaamiseen käytettiin useita erilaisia materiaaleja, kuten puuta ja eläinten luita. Etruskit valmistivat tekohampaita norsun sekä muiden eläinten luista ja proteesi kiinnitettiin paikoilleen kulta-kehikon avulla. (Kaminski & DuPois 2009.) Eläinten luista ja hampaista kaiverretut tekohampaat olivat käytössä pitkään ennen keraamisten materiaalien käyttöä. Muun muassa Yhdysvaltain ensimmäinen presidentti George Washington käytti virtahevon luusta kaiverrettuja kokoprotee-seja, joihin oli istutettu ihmisen hampaita sekä osittain hevosen ja aasin hampaita (Bodies The Exhibition 2014). Huokoiset eläinten luut olivat kuitenkin taipuvaisia ime-mään itseensä sylkeä ja muita epäpuhtauksia, jolloin näiden ongelmana olivat värjäyty-minen ja epähygieenisuus. Myöhemmin käyttöön tulivat eläinten hampaiden lisäksi ih-misten hampaat, joita irrotettiin mm. kuolleilta ja orjilta. Myös köyhät saattoivat myydä omia hampaitaan rahan tarpeessa. (Kaminski & DuPois 2009.)

Keraamisten materiaalien käyttö hampaiden korvaajana mullisti hammasproteesien val-mistuksen. Ensimmäiset keraamiset hammasproteesit valmistettiin posliinista, jonka val-mistus juontaa juurensa aina 600-luvun Kiinaan. Euroopassa ensimmäiset posliiniset hammasproteesit valmistettiin vasta 1700-luvulla ranskalaisten apteekkari Alexis Ducha-teaun sekä hammaslääkäri Nicholas Dubois de Chemantin toimesta. (Kaminski & Du-Pois 2009.)

3.1 Posliinivalmistuksen historia

Keraamisia, posliinin tyyppisiä esineitä on tiettävästi valmistettu Kiinassa jo Shang-dy-nastian aikaan 1600-1046 ekr., mutta viitteitä varsinaisen posliinin valmistuksesta löytyy vasta Tang-dynastian ajoilta 600-luvulta (Heikura 2013). Venetsialainen kauppias ja tut-kimusmatkailija Marco Polo matkusti Kiinaan 1300-luvun tienoilla ja matkan seurauksena posliinia ryhdyttiin tuomaan Eurooppaan Silkkitietä pitkin. Kiinalaiset onnistuivat pitkään salaamaan valmistusmenetelmän eurooppalaisilta ja salaperäisyytensä vuoksi varhai-nen valkea posliini tunnettiin nimellä ”valkea kulta”. Euroopassa tuontiposliinin myötä le-vinnyt posliinikuume ajoi monia ruhtinashuoneita vararikon partaalle. (Dorset 2007.)

Euroopassa posliinin valmistuksen läpimurto koettiin vasta 1700-luvun alussa, kun Saksilais syntyisen kemistin Johann Friedrich Böttgerin ja tiedemies Ehrenfried Walter von Tschirnhausen kokeet johtivat myös aidoksi posliiniksi nimitetyn kovaposliinin keksimiseen. Kovaposliiniksi nimitetään runsaasti kaoliinia sisältävää posliinia, jolla on pehmeään posliiniin verrattuna korkeampi polttolämpötila. Böttger keksi, että korkeassa polttolämpötilassa kaoliini-savi ja maasälpä sulautuivat silikaattilasiasisäältäväksi posliiniksi. Tämä korkean piidioksidipitoisuuden sisältämä posliini toimi jatkossa myös ensimmäisten hammaskeraamien perustana. (Kelly & Benetti 2011.)

Vuonna 1701 vasta 19-vuotias Saksilaisen apteekkarin oppipoika Böttger nousi valtaapitävien tietoisuuteen, kun silminnäkijöiden mukaan hänen onnistui valmistaa silloisen Preussin pääkaupungissa Berliinissä kultaa, lisäämällä sulatettujen hopeakolikoiden joukkoon muita aineita. Huijarit olivat kautta aikojen luvanneet valmistaa kultaa hyväuskoisia rahoittajia huijatakseen, mutta petoksesta kiinni jääneitä odotti usein rangaistuksena teloitus. Tieto Böttgerin poikkeuksellisesta kultanvalmistustaidosta kiiri nopeasti Preussin kuninkaalle Fredrik Vilhelm I :lle, joka kutsui Böttgerin luokseen esittelemään kultanvalmistustaitoaan hänelle sekä paikalle kutsutulle vaikutusvaltaiselle yleisölle. Böttger ei kuitenkaan epäonnistumisen pelossa tarttunut kutsuun, vaan katsoi parhaakseen paeta Saksiin Wittenbergiin. (Kelly & Benetti 2011.)

Fredrik I ei ilahtunut Böttgerin pakomatkasta, vaan Böttger etsintäkuulutettiin ja vangittiin pian Wittenbergissä Preussilaisten sotilaiden toimesta. Vankia ei kuitenkaan voitu siirtää takaisin Preussiin ilman Saksin vaaliruhtinaan August II Väkevän suostumusta. Augustus II pääsi kuitenkin pian selville siitä, miksi Böttger haluttiin toimittaa takaisin Preussiin. Saksilaiset eivät halunneet menettää arvokasta kultanvalmistajaa Preussilaisille ja Böttger sai jäädä Saksiin ja säilyttää henkensä sillä ehdolla, että hän valmistaisi Augustukselle kultaa. Böttgerille rakennettiin tarkoitusta varten laboratorio, johon palkattiin henkilökuntaa sekä hankittiin suuret määrät erilaisia kemikaaleja, mutta muutaman vuoden uurastuksista huolimatta kultaa ei onnistuttu valmistamaan. Lannistunut Böttger pakeni lopulta Itävaltaan, mutta vain viikon kestävän paon jälkeen hänet palautettiin takaisin Saksiin. (Dorset 2007.)

Epäonnistuneen pakomatkan seurauksena Böttger oli päätyä teloitettavaksi, mutta hänen pelastuksekseni koitui Augustin hovineuvos, arvostettu tiedemies Ehrenfried Walter von Tschirnhaus, jonka pitkäaikaisena tavoitteena oli valmistaa kiinalaisten ”valkoista kultaa” eli posliinia. Tschirnhaus suostutteli Augustuksen luovuttamaan Böttgerin hänen avukseen posliinin salojen selvittämiseen. (Dorset 2007.)

Tschirnaus piti kiinalaisen posliinin salaisuutena lasin lisäämistä seokseen polttoprosessin aikana. Lasin sulattaminen olisi kuitenkin edellyttänyt korkeampaa polttolämpötilaa, mitä silloisilla keramiikkauuneilla oli mahdollista saavuttaa. Ongelman ratkaisemiseksi hän oli kehittänyt suuria polttolaseja, joiden avulla lasi olisi saatu sulamaan auringon lämpöä hyödyntäen. (Dorset 2007.) Ratkaisu ei kuitenkaan lopulta löytynyt polttolämpötilan nostamisesta, vaan Tschirnauksen keksinnöstä sulattaa hiekkaa ja kalkkia (kalsiumoksidia) yhdessä, jolloin syntynyt massa vastasi epäilyttävästi Kiinasta tuotavaa posliinia. Keksinnön ydin oli kalsiumoksidin hyödyntäminen liuottajana, jolloin silika-pitoinen hiekka saatiin sulamaan tavallista matalammassa lämpötilassa. (Kelly & Benetti 2011.)

Böttger ryhtyi jalostamaan Tschirnauksen keksintöä tutkimalla lisää saven ja kalkin sekoittamista ja sulattamista korkeassa lämpötilassa. Saven osalta kaoliinisavi osoittautui ominaisuuksiltaan suotuisaksi raaka-aineeksi posliinin valmistamiseen, mutta yksinään se ei ollut riittävän vahvaa. Böttgerin oli löydettävä saven rinnalle toinen materiaali, joka täyttäisi siihen poltossa jääneet huokokset. Tschirnauksen uskomuksista poiketen tämä materiaali ei ollut lasi, vaan ratkaisu löytyi Böttgerin keksinnöstä käyttää saven lisäksi hienorakeista kipsikiveä eli alabasteria. (Dorset 2007.)

Tutkimustyön tuloksena Böttger ja Tschirnaus onnistuivat valmistamaan kivitavaraa, joka vastasi lujuudeltaan kiinanposliinia. Tuote oli kuitenkin punaruskeaa eikä valkoista ja läpikuultavaa kiinanposliinin tavoin. Useita savenvalajia kutsuttiin apuun tuotekehittelyssä, jotta posliinista saataisiin valkeaa, mutta työt keskeytyivät Tschirnauksen kuollessa vuonna 1708. Tschirnauksen muistiinpanot julkaistiin vuonna 1709 ja kahdeksan päivää myöhemmin Böttger ilmoitti ruhtinas Augustille pystyvänsä valmistamaan valkoista posliinia. Vakuutteluista huolimatta valkoisen posliinin valmistus ei ottanut onnistuakseen ja koska punainen posliini oli muiden ominaisuuksiensa puolesta riittävän laadukasta myytäväksi, avattiin Euroopan ensimmäinen posliinitehdas Meisseniin vuonna 1710. Punainen ”Böttgerin posliini” ei kuitenkaan noussut suuren yleisön suosioon ja kehitystyö valkoisen posliinin tuottamiseksi jatkui. Lopulta vuonna 1713 Leipzigin messuilla julkistettiin ensimmäinen eurooppalainen valkoinen posliini, jonka raaka aineena oli käytetty erittäin hienojakoista kaoliinia. (Dorset 2007.) Böttgerin ja Tschirnauksen keksintö yritettiin pitää tarkasti salassa Meissenin tehtaalla, mutta posliinivalmistuksen taito levisi nopeasti myös muualle Eurooppaan (Kelly & Benetti 2011).

3.2 Ensimmäiset hammasposliinit

Vuonna 1774 ranskalainen apteekkari Alexis Duchateau kehitti keraamiseksi, jota voitiin käyttää posliinihampaiden valmistuksessa. Duchateaun kehittämä materiaali ei kuitenkaan päätynyt käyttöön, sillä se kutistui liikaa polton aikana soveltuakseen proteesimateriaaliksi. Ranskalainen Nicholas Dubois de Chemant toimi hammaslääkärinä Pariisissa aina Ranskan vallankumoukseen asti. Chemant onnistui jatkokehittelemään Duchateaun posliinihampaiden työstömenetelmää niin, että kutistuman tuomat ongelmat saatiin selätettyä ja Ranskan viimeinen kuningas Louis XVI myönsi Chemantille keksinnöstä patentin. Vuonna 1792 Chemant joutui pakenemaan vallankumousta Englantiin, jossa hänelle myönnettiin myös 14-vuoden patentti posliinihampaiden valmistamiseen. (Kaminski & DuPois 2009.)

Englannissa Chemant ryhtyi yhteistyöhön Josiah Wedgwoodin kanssa ja Wedgwood Company ryhtyi toimittamaan Chemantille proteesien valmistukseen tarvittavaa posliinia. Wedgwood tunnetaan myöhemmin keramiikan teollisen vallankumouksen aloittajana sekä englantilaisen keramiikan isänä. (British Dental Association n.d.) Josiah Wedgwood kuului Darwin-Wedgwoodin sukuun ja hänen kuuluisin sukulaisensa oli hänen lapsenlapsensa Charles Darwin (BBC 2014.) Koska Chemantin posliiniset kokoproteesit valmistettiin kokonaisuudessaan posliinista, jäi näiden istuvuus heikoksi poltossa tapahtuvan kutistuman vuoksi. Huonon istuvuutensa vuoksi kokoposliiniset proteesit eivät lopulta saavuttaneet suurta suosiota. Myöhemmin posliini korvautui muilla materiaaleilla, kuten eboniitilla ja polymetyylimetakrylaatilla. Näillä saavutettiin parempi istuvuus posliiniin verrattuna. (Kaminski & DuPois 2009, 4.)

Vuonna 1808 Pariisilainen hammaslääkäri Giuseppangelo Fonzi kehitti posliinihampaat, joissa yksittäiseen hampaaseen oli liitetty platinasta valmistettu nasta. Platina soveltui materiaaliksi, sillä sen jäähdytyksessä tapahtuva kutistuma oli samaa luokkaa posliinin kanssa. Muut metallit aikaansaivat jäähdytyksessä posliinihampaan halkeamisen. Keksinntö mahdollisti posliinihampaiden liittämisen metallirunkoon mahdollistaen osaproteesien valmistuksen. Keksinnön myötä proteeseista pystyttiin valmistamaan entistä esteettisempiä ja niitä pystyttiin myös korjaamaan. (Kelly & Benetti 2011, 87.)

Vuonna 1837 Dr. John Murphy kehitti tiettävästi ensimmäisenä tekniikan, jossa joko posliinia tai värillistä lasia sulatettiin ohuen platinakalvon päälle aikaansaaden yksilöllinen inlay-paikka. Ongelmaksi muodostui kuitenkin platinakalvon vääntyminen sekä posliinin

kutistuminen polttamisen aikana. Näiden ongelmien vuoksi 1870-luvulle saakka useimmat inlayt valmistettiin poraamalla valmiista posliinihampaista. (Kaminski & DuPois 2009, 4.) Vuonna 1885 Maeshall L. Logan patentoi Richmond-kruununa tunnetun kruunutyyppin, jossa posliini poltettiin platinasta valmistetun nastapilarin päälle. Tämä kruunutyyppi oli ensimmäinen suoraan juurihoidettuun hampaaseen nastan avulla kiinnitettävä metallokeraminen proteesi. (Oxford University Press 2017.)

Dr. Charles H. Land esitteli ensimmäiset metallokeramiset yhdistelmä-inlayt vuonna 1886. Näissä maasälpäposliinista valmistetuissa inlayssä keraami oli poltettu suoraan platinakalvon päälle kaasuuunissa, jolla saavutettiin riittävän korkea polttolämpötila. Tällä tekniikalla valmistetut proteesit olivat istuvuudeltaan sekä estetiikaltaan riittävän hyviä toimiakseen suun olosuhteissa. (Kaminski & DuPois 2009, 4.) Myöhemmin vuonna 1903 Land esitteli myös toisen keksinnön, ensimmäisen posliinisen hammaskruunun ns. jacket-kruunun. Kruunu oli valmistettu samalla mekanismilla, kun aikaisemmat inlayt eli polttamalla maasälpäposliinia platinakalvon päälle. Kruunut soveltuivat estetiikkansa osalta käyttöön erinomaisesti, mutta niissä ilmeni paljon kestävyysongelmia. (Anusavice 2003, 660.)

Ensimmäiset laminaatit kehitti vuonna 1928 Dr Charles Pincus, joka valmisti platinakalvon päällä posliinista poltettuja laminaatteja Hollywood-tähdille. Ohuet posliinilaminaatit olivat kuitenkin herkkiä murtumille eivätkä kestäneet juurikaan käytössä. Pincus siirtyi valmistamaan laminaatteja posliinin sijaan akryylistä materiaalin tullessa markkinoille 1937. (Kaminski & DuPois 2009, 4.) Maasälpäposliinit olivat ominaisuuksiltaan liian heikkoja käytettäväksi kokokeramisten kruunujen valmistukseen ilman vahvistavaa metallirunkoa. Lisäksi materiaalin voimakas kutistuminen aiheutti ongelmia erityisesti riittävän marginaalisen istuvuuden saavuttamisessa. (Anusavice 2003, 661.)

3.3 Lasikeraamien historia

Lasikeraamisten materiaalien hyödyntämisen hammaslääketieteessä esitteli ensimmäisen kerran MacCulloch vuonna 1968. Hän valmisti lasikeraamista proteesihampaita ja toi esille myös ajatuksen, jossa lasikeraamista voitaisiin valmistaa kruunuja ja inlay-paikoja valamalla sulatettua materiaalia muotteihin. (Anusavice 2013, 683.)

Ensimmäisen valettavan lasikeraamisen materiaalin, kehitti vuonna 1972 David G. Grossman (Corning Glass Works) ja tuote tuli markkinoille Dentsply Internationalin kaupallistamana vuonna 1984 tuotenimikkeellä Dicor. Materiaali oli tarkoitettu kokokeraamisten tuotteiden valmistukseen, aikaisemmin valmistettujen metallokeraamisten proteesien korvaajaksi. (Shen 2013, 264.)

Dicor oli mica-kiillettä sisältävä lasikeraami, jonka koostumuksesta lasia oli 45% ja loput 55% kiteistä tetrasilikaatti-fluorimicaa. Dicorin sisältämä mica-kiille kuuluu rakenteeltaan silikaattimineraaleihin. Kristallisoitu Dicor sisälsi lasimatriksin, jota vahvistivat 1-2µm kokoiset ja 0,5µm paksut hiutalemaiset tetrasilikaatti-fluorimica kiteet ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$). (Shen 2016, 263.) Materiaalin työstämisessä yhdistyivät perinteinen lost wax-muottitekniikka ja lasin valaminen. Materiaalin käyttökohteina olivat etualueen laminaatit, inlayt ja kruunut. Ominaisuuksiltaan Dicor ei soveltunut käytettäväksi taka-alueen korjauksiin. (Kaminski & DuPois 2009, 13.)

Dicor-keraamia myytiin lasinappeina, jotka sisälsivät MgF_2 -kideytimiä. Materiaali sulatettiin kuumuutta kestäviin muotteihin, jonka jälkeen muottia kuumennettiin. Kuumennuksen aikana MgF_2 -kideytimien ympärille kasvoi materiaalia vahvistavia tetrasilikaattikiiteitä, joiden muodostuminen aikaansai materiaaliin sen lopulliset lujuusominaisuudet. Lopullinen tuote värjättiin ohuella kerroksella värillistä posliinia ja viimeisteltiin maaliväreillä lopullisen estetiikan aikaansaamiseksi. (Kaminski & DuPois 2009, 13.)

Dicoria kuvailtiin ominaisuuksiltaan läpikuultavaksi, kemiallisesti inertiksi, kestävyydeltään luonnonhammasta vastaavaksi, lämpölaajenemiseltaan keskiverroksi, hyvin työstettäväksi ja taivutuslujuudeltaan kestäväksi (150MPa). Sitä myytiin alkuun pelkästään valettavina lasinappeina, mutta tuotekehityksen myötä markkinoille tuli CAD/CAM-käyttöön soveltuva Dicor MGC (machinable glass-ceramic). Dicor MGC sisälsi 70 V-% kiteistä tetrasilikaatti fluori-micaa, ja tätä myytiin valmiiksi kristallisoituina blokkeina ja kiekoina. Dicor MGC vastasi mekaanisilta ominaisuuksiltaan valettavia lasinappeja, mutta esteettisesti se oli jonkin verran opaakimpi kuin edeltäjänsä. (Hayden ym. 2009, 13.) Dicor MGC:tä oli saatavilla Cerec-järjestelmälle (Sirona Dental Systems inc.) (Shen 2013, 263-264.)

Useita Dicorin kanssa kilpailevia valmisteita tuotiin markkinoille kuten Cera Pearl, Olympus Castable Ceramic OCC sekä muutamia litiumia sisältäviä valmisteita. Dicorin ja vastaavien kilpailevien materiaalien ongelmaksi koituivat kuitenkin hallitsematon kutistu-

minen polttoprosessin aikana sekä epätarkka marginaalinen istuvuus verrattuna metallokeraamisiin tuotteisiin. Materiaalia ei myöskään ollut mahdollista työstää suoraan vastaanotolla, vaan valmistuksen tuli tapahtua aina hammaslaboratoriossa ja valmistusmenetelmä oli verrattain monimutkainen. Ongelmien vuoksi Dicor sekä sitä vastaavat materiaalit eivät saavuttaneet suurta suosiota, mutta näiden valmisteiden pohjalta kehittyi ominaisuuksiltaan parempia ja helpommin työstettäviä materiaaleja. (Shen 2013, 263-264.)

Ensimmäisen prässästekniikalla työstettävän lasikeraamin toi markkinoille Ivoclar Vivadent vuonna 1990 tuotenimellä IPS Empress I, jonka jälkeen useat valmistajat toivat markkinoille omia vastaavia prässättäviä tuotteitaan. Mikrorakenteeltaan IPS Empress I oli leusiittikiteillä vahvistettu lasikeraami. Vuonna 1998 esiteltiin uusi kestävämpi litiumdisilikaatilla vahvistettu seuraaja prässättävälle IPS Empress I:lle: IPS Empress II. (Shen 2013, 265.) Vuonna 2005 Ivoclar esitteli parannellun litiumdisilikaattivahvisteisen materiaalin tuotenimellä IPS e.max, joka oli ominaisuuksiltaan aikaisempia valmisteita kestävämpi sekä laadukas myös esteettisiltä ominaisuuksiltaan. Uusi materiaali vastasi ominaisuuksiltaan myös kehittyvän CAD/CAM-tekniikan mukanaan tuomiin vaatimuksiin (Kaminski & DuPois 2009, 15). Myöhemmin IPS e.max tuotesarjaan on lisätty myös muista materiaaleista valmistettuja keraameja.

3.4 Rakennekeraamien historia

Zirkonian faasimuutossitkistäminen keksittiin 1970-luvun puolivälissä ja keksintö toimi läpimurtona zirkonian hyödyntämiselle protetiikan materiaalina. Ensimmäisen kerran zirkonia tuli käyttöön lääketieteen materiaalina vuonna 1969 kun Helmer ja Driskell kirjoittivat sen soveltuvuudesta biomateriaaliksi. Ensimmäisen kerran zirkoniaa hyödynnettiin kliiniseen käyttöön 1980-luvun lopulla, kun sitä ryhdyttiin käyttämään lonkkaproteeseissa. Zirkoniasta valmistettuja lonkkaproteeseja asennettiin satojatuhansia kappaleita vuoteen 2000 mennessä, kunnes huomattiin, että ajan myötä zirkoniasta valmistetut proteesit alkoivat pettää ikääntymisen aiheuttaman materiaalin heikentymisen seurauksena. (Sulaiman 2015, 13.)

Vaikka lonkkaproteeseista saadut tulokset zirkonian osalta olivat huonoja, kiinnostuttiin materiaalin mahdollisuuksista hammasalalla ja sen toimivuutta hammasprotetiikan materiaalina ryhdyttiin selvittämään. Kestävyytensä vuoksi zirkoniaa käytettiin alkuun run-

komateriaalina, jonka päälle kerrostettiin esteettisten ominaisuuksien parantamiseksi läpikuultavampaa lasikeraamia. Ongelmaksi muodostui kuitenkin rungon päälle poltetun keraamin lohkeilu. (Sulaiman 2015, 13-14.) Uudemmissa valmisteissa pintamateriaalin lohkeaminen on saatu estettyä mm. mukauttamalla päällepollettavien keraamien lämpölaajenemiskertoimia zirkonian kanssa yhteensopiviksi. Suhteellisen uutena materiaalina zirkonian tutkimus hammasprotetiikan materiaalina jatkuu edelleen.

4 HAMMASKERAAMEISTA KÄYTETTÄVÄT TERMIT

Hammasalan keraameista puhuttaessa oikea käytettävä termi on ”keraami” tai monikossa ”keraamit”. Hammaskeraameista kuulee usein käytettävän hieman virheellisesti termiä ”keramia” (Matinlinna 2008, 6). Kyseinen termi juontaa luultavasti juurensa englanninkielien sanasta ceramic/ceramics (keraami/keraamit). Matinlinnan (2008) mukaan termiä ”keramia” ei tunnisteta yleisesti tekniikan tai luonnontieteen aloilla, eikä se ole kotimaisten kielten tutkimuskeskuksen mukaan suomen kielen sana. Termiä ”keraamiikka” ei tule käyttää hammaskeraameista puhuttaessa, sillä keramiikalla tarkoitetaan ainoastaan saviteollisuudessa tai käsityöteollisuudessa savipohjaisista raaka-aineista valmistettuja savitavaroita, kuten erilaisia saviastioita tai esineitä. (Matinlinna 2008, 6).

Eräs materiaali, josta käytetyt termit aiheuttavat sekaannuksia niin puhekielessä kuin kirjallisuudessakin on hammaskeraamina käytetty zirkoniumdioksidi. Zirkoniumdioksidi (ZrO_2) on nimensä mukaisesti zirkoniumin hapettunut muoto eli oksidi, joka rakentuu zirkoniumista (Zr) sekä kahdesta (di=kaksi) happiatomista (O_2). Materiaalina zirkonium on harmaa metalli, kun taas sen hapettunut muoto zirkoniumdioksidi on valkoinen keraaminen materiaali, jota voidaan käyttää protetiikan materiaalina. Puhuttaessa valkoisesta hammasprotetiikan keraamista, zirkoniumdioksidista, ei siis voida puhua zirkoniumista, sillä tällöin puhutaan kahdesta täysin erilaisesta materiaalista. Zirkoniumdioksidista voidaan käyttää hyväksytysti termiä zirkonia. Hammaskeraameista puhuttaessa käytetty materiaali on siis zirkoniumdioksidi eli zirkonia, jonka lähtöaineena on harmaa metalli nimeltään zirkonium. (Matinlinna 2008, 4-6.)

E.max on tuttu termi hammaskeraamien parissa työskenteleville. Termi on vakiintunut puhekielessä virheellisesti yleistermiksi, jolla viitataan yleensä litiumdisilikaatilla vahvistettuun lasikeraamiin. E.max ei ole kuitenkaan materiaali, vaan Ivoclar Vivadentin markkinoima tuotesarja IPS e.max, joka pitää sisällään eri materiaaleista valmistettuja tuotteita, kuten litiumdisilikaatista (IPS e.max Press/IPS e.max CAD), fluoriapatiitista (IPS e.max Ceram/IPS e.max ZirPress) tai zirkoniasta (IPS e.max ZirCAD) valmistettuja materiaaleja. (Ivoclar Vivadent 2017c.) E.max ei siis näin ollen ole mikään tietty materiaali, vaan IPS e.max tuotesarja sisältää useita toisistaan poikkeavia keraameja.

5 KERAAMIT – RAKENNE JA SOVELTUVUUS

BIOMATERIAALEIKSI

Keraamit ovat monipuolinen ryhmä erilaisia materiaaleja ja hammasalan biomateriaalit ovat näille vain yksi mahdollinen käyttökohde. Monipuolisten ominaisuuksiensa vuoksi keraamit ovat laajasti käytössä useilla eri aloilla, kuten tekniikan ja rakentamisen aloilla sekä kulutustavaroiden valmistuksessa (Nykänen 2005).

Keraamien raaka-aineita ovat metallit ja epämetallit, yleisimmin näiden oksidit eli hapettuneet muodot. Keraameiksi luokitellaan sellaiset materiaalit, jotka valmistetaan epäorgaanisista raaka-aineista polttoprosessilla. Epäorgaanisilla yhdisteillä tarkoitetaan ei eloperäisiä yhdisteitä eli yhdisteitä, jotka eivät useimmiten sisällä hiiltä vaan muita aineita. Tällaisia epäorgaanisia yhdisteitä ovat mm. metallit ja mineraalit. (Nykänen 2005.)

Keraamien monimuotoisuuden hahmottamiseksi taulukkoon 2 on listattu materiaalien erilaisia käyttökohteita. Rakenteensa perusteella keraamit voidaan jaotella kolmeen eri ryhmään, joita ovat: lasit, oksidikeraamit ja lasikeraamit (Askeland, Fulay & Wright 2011, 571).

Taulukko 2. Keraamien ryhmittely (Nykänen 2005; Askeland ym. 2011)

<i>Käyttökohteiden mukaan</i>	<i>Rakenteen mukaan</i>
<ol style="list-style-type: none"> 1. Lasit 2. Erikoiskeraamit 3. Perinteinen keramiikka (savitavara, posliini) 4. Sementti ja betoni 5. Kivet ja mineraalit 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Lasit 2. Oksidikeraamit 3. Lasikeraamit

Käyttökohteisiin perustuvassa luokituksessa hammaskeraamit voidaan sisällyttää pääosin erikoiskeraamien ryhmään. Rakenteensa perusteella hammaskeraamit sisältyvät oksidikeraamien sekä lasikeraamien ryhmiin.

Keraamit hammasalan biomateriaaleina

Biomateriaalilla tarkoitetaan mitä tahansa sellaista materiaalia, jota käytetään biolääketieteessä elävän kudoksen hoitamiseen tai korjaamiseen. Bioyhteensopivasta materiaalista ei vapaudu myrkyllisiä tai haitallisia aineita eikä se aikaansaa biologisia reaktioita. (Anusavice 2003,171-172.) Keraamit ovat vakiinnuttaneet paikkansa hammasalan biomateriaaleina, sillä ne ovat bioyhteensopivia, kestäviä, vastaavat esteettisiltä ominaisuuksiltaan läheisesti luonnollista kudosta ja säilyttävät hyvin värinsä (Matinlinna 2014, 97).

Keraamit ovat hyvin kulutusta kestäviä eivätkä ne juurikaan reagoi muiden aineiden, kuten nesteiden, kaasujen, emästen tai happojen kanssa. Käytössä keraamit eivät juurikaan muuta ominaisuuksiaan, jolloin ne soveltuvat pitkäaikaiseen käyttöön. (Anusavice 2003, 657.) Metallit ovat toinen yleisesti käytetty biomateriaalien ryhmä. Metalleihin verrattuna keraamien etuna voidaan pitää niiden kykyä sidostua luukudoksen kanssa. Luukudos on keraamien tavoin komposiittirakenne, jossa hydroksiapatiittikiteet muodostavat kestävän rakenteen yhdessä väliaineena toimivien kollageenisäikeiden kanssa. (Hench & Wilson 1993, 75-92.)

Suoralla tekniikalla suussa suoritettuihin korjauksiin on pitkään käytetty materiaaleja, kuten amalgaamia, komposiitteja ja sementtejä. Nämä eivät kuitenkaan ole esteettisiltä- tai mekaanisilta ominaisuuksiltaan ideaaleja käytettäväksi suurten hammaskudospuutosten korvaamiseen. Käytetyn materiaalin tulisi kestää ja säilyä muuttumattomana niin rakenteensa kuin esteettisten ominaisuuksiensa puolesta useita vuosia. Keraamit vastaavat ominaisuuksiltaan hyvin näihin vaatimuksiin sekä ne ovat työstettävissä tarkasti haluttuun yksilölliseen muotoonsa. (Anusavice 2003, 659.)

6 HAMMASKERAAMIEN RAKENNE

Hammaskeraamit ovat epäorgaanisia metallien ja epämetallien oksideista koostuvia yhdisteitä, joista voidaan valmistaa hammasprotetiikan ratkaisuja korvaamaan suun puutuvaa kudosta. Hammaskeraamit kuuluvat hammasalan biomateriaaleihin, jotka voidaan jaotella neljään eri luokkaan:

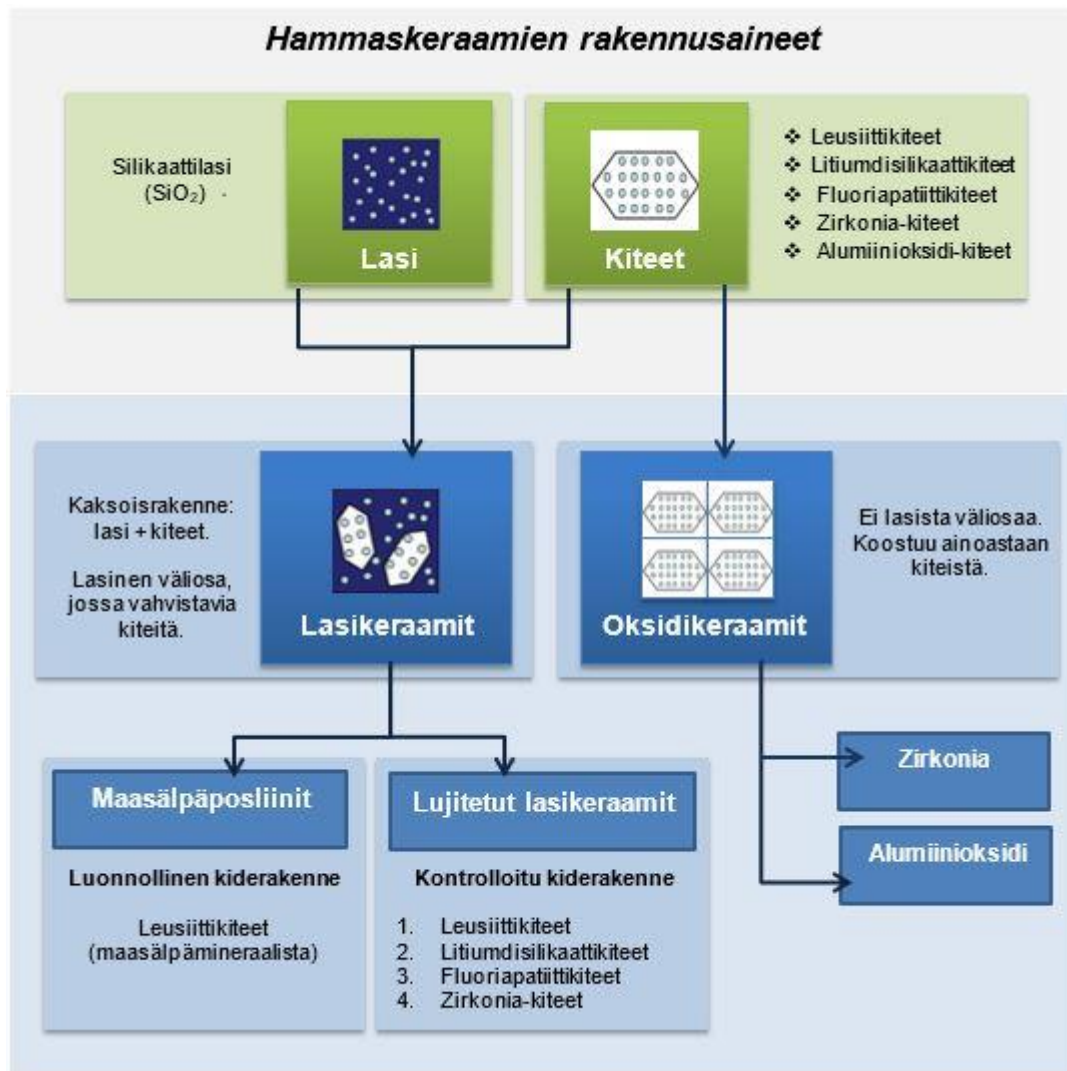
1. Keraamit
2. Metallit
3. Polymeerit
4. Komposiitit

Keraamin rakenne määrittelee sen ominaisuudet mm. estetiikan ja kestävyysominaisuuksien osalta. Alkuainetasolla hammaskeraamit koostuvat pääosin seuraavien aineiden oksidoituneista yhdisteistä: alumiini (Al), kalsium (Ca), litium (Li), magnesium (Mg), fosfori (P), kalium (K), pii (Si), natrium (Na), titaani (Ti) ja zirkonium (Zr). (Anusavice 2003, 656-658.) Taulukkoon 3 on koottu muutamia yleisimpiä hammaskeraameissa esiintyviä alkuaineita ja niiden oksideja:

Taulukko 3. Hammaskeraameissa esiintyviä alkuaineita ja näiden oksideja

<i>Alkuaine</i>	<i>Alkuaineen oksidi</i>	<i>Esimerkki yhdisteen esiintymisestä</i>
Alumiini (Al)	Alumiinioksidi eli alumina (Al_2O_3)	Lasikeraamit, alumiinioksidi
Pii (Si)	Piidioksidi eli silika (SiO_2)	Lasikeraamit (muodostaa lasisen väliosan, johon vahvistavat kiteet syntyvät)
Zirkonium (Zr)	Zirkoniumdioksidi eli zirkonia (ZrO_2)	Rakennekeraamit (zirkonia), zirkoniolla vahvistetut lasikeraamit
Litium (Li)	Litiumoksidi (Li_2O)	Litiumdisilikaatti-vahvisteiset lasikeraamit (SiO_2 - Li_2O systeemi)
Kalium (K)	Kaliumoksidi (K_2O)	Leusiittivahvisteiset lasikeraamit (leusiittikiteiden raaka-aine)

Edellä mainittujen rakennusaineiden yhdistyessä muodostuu varsinainen hammaskeraamin rakenne. Hammaskeraamit rakentuvat kahdesta perusrakenteesta: lasista ja kiteistä. Näissä lasi on yleisimmin silikaattilasia, mutta kiteiden koostumus vaihtelee (Anusavice 2003, 657). Lasia ja kiteitä yhdistämällä saadaan muodostettua eri hammaskeraamien rakenteet (kuva 1).



Kuva 1. Hammaskeraamien rakenteet

Lasi itsessään ei olisi riittävän kestävä materiaali proteettisten tuotteiden valmistukseen ja tästä syystä kiteet toimivat hammaskeraameissa vahvistavina komponentteina. Lasikeraameissa kiteet voivat syntyä polttoprosessissa luonnollisista raaka aineista (maasälpämineraalit), jolloin syntyvä keraami lukeutuu maasälpäposliinien ryhmään. Jos kidemuodostus tapahtuu kontrolloidusti, synteettisistä raaka-aineista valmistettuun keraamiseksiokseen, on kyseessä lujitettu lasikeraami (kuva 1).

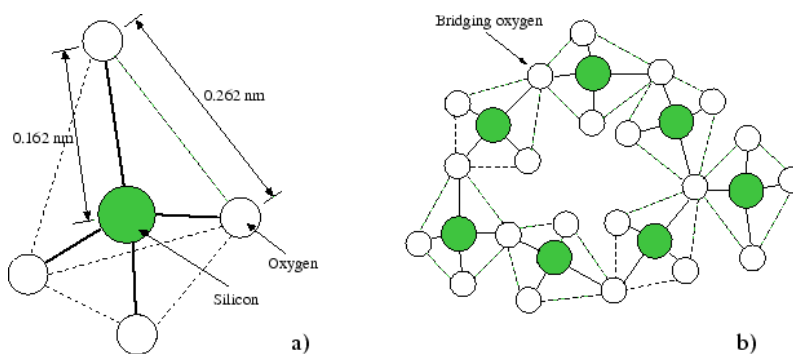
6.1 Lasi hammaskeraamien raaka-aineena

Lasi on yksi keraamisiin materiaaleihin kuuluva ryhmä (Nykänen 2005). Lasi määritellään epäorgaaniseksi, amorfiseksi materiaaliksi, jonka valmistus tapahtuu sulatetun raaka-aineen nopealla jäädyttämisellä. Amorfisuus tarkoittaa, että atomeilla ei ole rakenteessa jatkuvaa säännönmukaista rakennetta. (Tähtivaara 2008, 3.) Amorfisen lasin vastakohtana voidaan pitää kiteistä materiaalia, jonka rakenne on säännöllinen.

Lasi toimii perusrakenteena lasia sisältävissä hammaskeraameissa eli lasikeraameissa. Lasikeraameihin kuuluvat lujitetut lasikeraamit ja maasälpäposliinit. Lasi muodostaa keraamin sisäisen, verkkomaisen tukirakenteen, joka sitoo muut rakenneosat yhteen. Kaikki hammaskeraamit eivät sisällä lasia. Tällaisia täysin kiteisiä keraameja ovat hammaskeraameista oksidikeraamit. Erilaisia lasityyppejä on olemassa satoja, mutta hammaskeraameissa käytettävä lasi on pääosin piidioksidilasia eli silikaattilasia. (Anusavice 2003, 657.)

6.1.1 Silikaattilasin rakenne

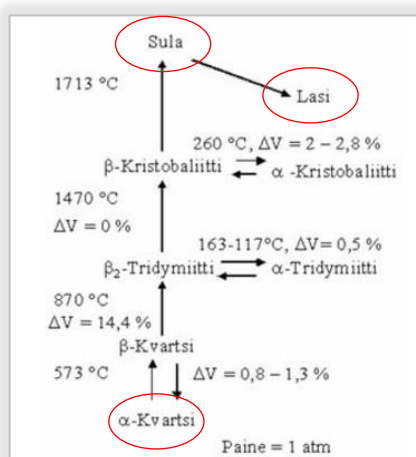
Piidioksidi (SiO_2) on piin ja hapen yhdiste, joka tunnetaan myös nimellä silika. Silikaattilasin rakenne koostuu pii-happi tetraedreistä (SiO_4), jossa yhtä piiatomia ympäröi neljä happiatomia. (Arunachalam 2012, 203.) Tetraedri on monitahokas, jossa on neljä tahkoa ja tahkot ovat muodoltaan kolmoita. Varsinainen lasin rakenne syntyy piidioksidi molekyylien liittyessä yhteen (kuva 2). Molekyylien välisiä yhteen liittäviä happiatomeita kutsutaan silloittaviksi happiatomeiksi.



Kuva 2. (a) Piidioksidimolekyylin rakenne (b) Silikaattilasin rakenne (Hollauer, n.d.)

Silikaattilasiasia valmistetaan sulattamalla mineraalimuotoista kvartssia, jonka jälkeen seos jäähdytetään nopeasti aikaansaaden lasia (Tähtivaara 2008, 27). Kvartssia esiintyy maankuoressa luonnollisena mineraalina tai sitä voidaan valmistaa synteettisesti (Piispanen & Tuisku 2005). Kvartsi sekä silikaattilasi ovat molemmat keraameja ja rakennusaineiltaan identtisiä: ne sisältävät ainoastaan piidioksidia (SiO_2). Samoista rakennusaineista koostuvista yhdisteistä kuitenkin vain silikaattilasi on lasia, kun taas kvartsi on kiteinen mineraali. (Nykänen 2005.) Koska hammaskeraamit rakentuvat yleisimmin kahdesta peruskomponentista: lasista ja kiteistä, on hyvä erottaa näiden kahden rakenteen väliset eroavaisuudet. Seuraavassa esitetyllä systeemillä, jossa kiteinen kvartsi muuttuu silikaattilasiksi, voidaan havainnollistaa ero lasin ja kiteisen aineen välillä.

Kvartsin muutos mineraalista lasiksi tapahtuu lasinvalmistuksen aikana, ja tätä muutosta voidaan havainnollistaa kaaviolla piidioksidin (SiO_2) faasimuutoksista. Kvartsi sekä lasi ovat molemmat kiinteitä aineita, joten faasimuutoksella tarkoitetaan tässä kuumennusprosessin aikana tapahtuvaa kiinteän aineen kidemuotojen muutosta. (Heikkinen 2014.)



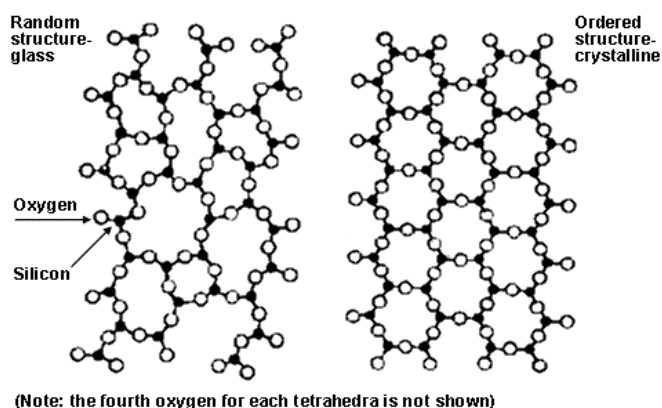
Kuva 3. Piidioksidin faasimuutos-systeemi - mineraalisen kvartsin muutos lasiksi (Heikkinen 2014)

Kuten kuvasta 3 huomataan, sisältää piidioksidin faasimuutos-systeemi useita eri vaiheita. Kiinnitetään kuitenkin huomiota vain α -kvartsin muutokseen sulaksi ja tästä edelleen lasiksi. Kaaviosta nähdään, miten mineraalimuotoinen kvartsi saadaan muuttumaan piidioksidilasiksi. Ensimmäisessä vaiheessa mineraalinen kvartsi sulatetaan (taulukossa

α -kvartsi). Sulatuksen jälkeen sula aines jäädytetään nopeasti aikaansaaden silikaattilasiasia (siirtymä: sula > lasi). Mineraalisen kvartsin muutos piidioksidilasiksi perustuu siis piidioksidin faasimuutokseen eli kiderakenteen muutokseen lasinvalmistusprosessin aikana. Tämä muutos johtuu piidioksidimolekyylien uudelleen järjestäytymisestä. (Heikkinen 2014; Tähtivaara 2008.)

Eron lasin ja ei-lasisen kiteisen materiaalin välille aiheuttaa kuumennusprosessissa aikaansaatu molekyylijärjestyksen muutos: kvartsissa rakenneosat (SiO_2 -tetraedrit) ovat järjestäytyneet säännönmukaiseen molekyyilirakenteeseen, kun lasissa molekyylit liittyvät yhteen epäsäännönmukaisesti (amorfisesti). Kvartsi on näin ollen piidioksidin kiteinen muoto, jossa rakenneosat ovat järjestäytyneet tasaväliseksi kidehilaksi. Tällöin aineen rakenne on säännönmukainen eli kiteinen. Lasi on puolestaan amorfinen aine eli sillä ei ole luonnollista säännönmukaista kiderakennetta ja silikaattilasissa pii-happi tetraedrit ovat liittyneet yhteen epäsäännönmukaisesti. (Tähtivaara 2008, 9-8.)

Kuvassa 4 on esitetty erot amorfisen lasin ja kiteisen kvartsin rakenteissa. Ensimmäisenä lasin epäsäännöllinen rakenne (glass) ja toisena kvartsin järjestäytynyt eli kiteinen rakenne (crystalline).



Kuva 4. Silikaattilas ja kvartsin rakenne (TWI Group, 2017)

Lasimuotoisella piidioksidilla eli silikaattilasilla ei ole säännöllistä kolmiulotteista rakennetta johtuen mm. aineen Si-O-Si sidosten erilaisista sidoskulmista ja sidosten pyörimisestä. Rakenneyksiköt eivät tällöin pääse toistumaan identtisinä kaikissa kolmessa eri

ulottuvuudessa, jolloin lasin rakenne on amorfinen eli lasi on kiinteää ainetta vailla jaksollista kidejärjestystä. (Tähtivaara 2008, 8.)

6.1.2 Lasiin lisättävät oksidit

Lasin verkkomainen tukirakenne muodostuu raaka-aine seokseen lisätyistä lasinmuodostajaoksidoista. Hammaskeraameissa lasinmuodostajaoksidina toimii piidioksidi (SiO_2) muodostaen silikaattilasiasia. Eri ominaisuuksien aikaansaamiseksi lasiin voidaan lisätä lasinmuodostajaoksidien lisäksi myös muita oksideja, joilla voidaan mm. alentaa materiaalin sulamislämpötilaa, vaikuttaa lämpölaajenemiskertoimeen, estää lasin epätoivottua kiteytymistä tai muuttaa seoksen väriä. (Kaminski & DuPois 2009, 3.) Lasin sisältämät oksidit voidaan jaotella neljään eri ryhmään tehtäviensä mukaan: verkonmuodostajiin, liuottajiin, stabilisaattoreihin sekä väri- ja selkeyttämisaineisiin.

Verkonmuodostajat eli lasinmuodostajat (network formers)

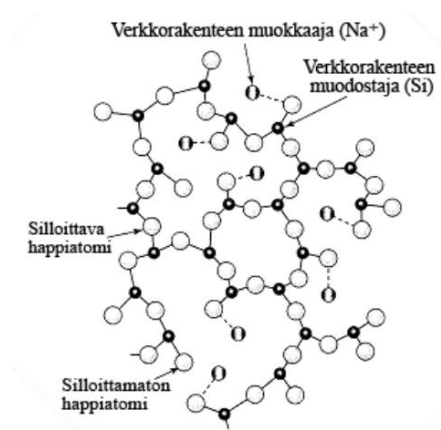
Yleensä pii (Si), boori (B) tai fosfori (P). Verkonmuodostajat eli lasinmuodostajat ovat oksideja, jotka sulatettaessa ja nopeasti jäähdytettäessä muodostavat lasia. Tämä johtuu aineiden kyvystä muodostaa jatkuvia, epäsäännöllisiä verkkorakenteita (amorfisia). Verkonmuodostajia voidaan pitää lasin tärkeimpinä osina, sillä ne muodostavat lasin perustana toimivan verkkorakenteen. Hammaskeraameissa lasinmuodostajana toimii useimmiten piidioksidi (SiO_2). (Kaminski & DuPois 2009, 3.)

Liuottajat (network modifying oxides)

Yleensä Na_2O , K_2O , CaO ja BaO . Liuottajaoksidoja lisäämällä saadaan alennettua lasin sulamislämpötilaa. Piidioksidilasi vaatii sulaakseen jopa 1700 celsiusasteen lämpötilan (Tähtivaara 2008, 18), jolloin pelkästä piidioksidista valmistetun lasin käyttäminen hammaskeraameissa ei olisi kustannustehokasta. Anusavice (2003) mukaan näin korkea lämpötila sulattaisi mm. metallirungon metallokeraamisia tuotteita valmistettaessa. Hammaskeraameissa liuottajiksi lisätään pääosin alkalimetallien-ioneita kuten natriumia (Na^+), kaliumia (K^+) ja kalsiumia (Ca^{2+}) (Anusavice 2003, 667).

Liuottajaoksidien sulamislämpötilaa alentava vaikutus perustuu kahteen eri mekanismiin: lasinmuodostajamolekyylien verkkorakenteen rikkomiseen sekä hapen lisääntyneeseen ainemäärään. Liuottajaoksidit rikkovat lasin verkkorakenteen järjestystä liitymällä lasinmuodostajamolekyylien väliin ionisidoksilla. Muodostuvat ionisidokset ovat verkonmuodostajamolekyylien välisiä kovalenttisia sidoksia heikompia, joka aikaansaa materiaalille alhaisemman sulamislämpötilan. (Kaminski & DuPois 2009, 3.)

Toinen liuottajaoksidien aikaansaama, sulamislämpötilaa alentava muutos, on hapen ainemäärän lisääntyminen. Materiaaliseokseen tulee liuottajaoksidien mukana lisää happea, jolloin hapen ainemäärä nousee silikaattilasissa huomattavan suureksi verrattuna piin (Si) ainemäärään. Tällöin osa happiatomeista joutuu sitoutumaan vain yhteen piiatomiin ja rakenteeseen jää silloittumattomia happiatomeita. Silikaattilas lasin piidioksidi tetraedreistä koostuvaan verkkorakenteeseen jää liuottajien ansiosta heikommin sitoutuneita atomeita, jotka pääsevät liikkumaan entistä vapaammin. Hapen ylimäärä sekä alkalimetalli-ionien aikaansaamat ionisidokset heikentävät lasin rakennetta, jolloin seoksen sulamislämpötila alenee ja lämpölaajenemiskerroin kasvaa. Esimerkiksi K_2O nostaa lämpölaajenemiskerrointa muodostamalla materiaaliin kiteisiä leusiittikiteitä. (Kaminski & DuPois 2009, 3.) Lämpölaajenemiskertoimella on olennainen osa eri materiaaleja yhdistettäessä, esimerkiksi kun kerrostetaan keraamia toisesta materiaalista valmistetun runkomateriaalin päälle. Materiaalien lämpölaajenemiskertoimien tulee tällöin olla lähellä toisiaan, jotta polton tai jäähtyksen aiheuttamat jännitykset eivät aiheuta näiden lohkeamista.



Kuva 5. Lasiin lisättävien oksidien vaikutus lasin rakenteeseen (Hummel 1998)

Kuvassa 5 on esitetty lasiin lisättävien liuottajaoksidien vaikutusta lasin rakenteeseen. Verkkorakenne muodostuu lasinmuodostajaoksideista, jotka liittyvät toisiinsa silloittavien happiatomien välityksellä. Verkkorakenteen muokkaajat häiritsevät verkkorakenteen muodostumista liittymällä lasinmuodostajamolekyyleihin ionisidoksilla (kuvassa Na^+) sekä aikaansaaden rakenteeseen hapen ainemäärän lisääntymisestä johtuvia silloittamattomia happiatomeita. Nämä muutokset vaikuttavat lasin ominaisuuksiin, kuten polttolämpötilaan ja lämpölaajenemiskertoimeen.

Stabilisaattorit (intermediate oxides)

Lasin kemiallinen kestävyys heikkenee liuottajien lisäämisen seurauksena, jolloin sen liukoisuus veteen, happoihin ja emäksiin kasvaa. Jos liian useat piidioksidi-tetraedrit haavoittavat sitoutuessaan liuottaja-atomeihin, saattaa lasi alkaa polton aikana kiteytyä. Tällaista amorfisen lasin muuttumista kiteiseksi kutsutaan devitrifikaatioksi. Stabilisaattorioksidien avulla valmiin seoksen kestävyysominaisuuksia saadaan parannettua, millä ehkäistään epätoivottua devitrifikaatiota. Stabilisaattoreina hammaskeraameissa voidaan käyttää esimerkiksi alumiinioksidia Al_2O_3 ja magnesiumoksidia MgO , maa-alkalimetalleja tai siirtymämetalleja. (Anusavice 2003, 667.)

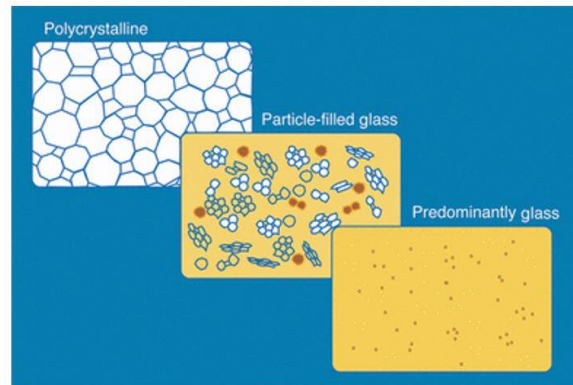
Väriaineet ja selkeyttämisaineet

Lasia voidaan värjätä lisäämällä siihen eri metallien oksideja. Selkeyttämisaineiden tarkoituksena on puolestaan poistaa sulatuksen aikana materiaaliin muodostuvia kaasukuplia. (Tähtivaara 2008, 19.)

6.2 Kiteet

Lasi on useimpien hammaskeraamien perusrakenne, mutta pelkästä lasista koostuvat keraamit olisivat liian heikkoja hammasprotetiikan materiaaleiksi. Kiteet ovat lasin ohella hammaskeraamien toinen perusrakenne ja käytettävät materiaalit voivat sisältää lasia ja kiteitä yhdessä (lasikeraamit) tai pelkkiä kiteitä (rakennekeraamit). *Maasälpäposliineissa* ei ole juurikaan vahvistavia kiteitä, vaan nämä koostuvat pääosin lasista (predominantly glass). *Lujitetut lasikeraamit* (particle filled glass) sisältävät lasisen matriksin eli väliosan,

jossa on vahvistavia kiteitä, kun taas *rakennekeraamit* (polycrystalline) ovat ainoastaan kiteisiä ilman lasista matriksia (kuva 6). (Kelly & Benetti 2011.)



Kuva 6. Keraamien mikroskooppinen rakenne (Kelly & Benetti 2011)

Lasikeraamia kristallisoitaessa osa lasisen materiaalin ainesosista kiteytyy eli muodostuu kiteitä. Rakennekeraameissa materiaali koostuu kokonaisuudessaan kiteistä. Kide muodostuu, kun rakenneosaset, atomit ja atomiryhmät ryhmittyvät tasaisin symmetrisin välein, muodostaen sisäisen järjestyksen. Tätä rakenneosien ryhmittäytynyttä olomuotoa kutsutaan kiteeksi ja useista kiteistä muodostuvaa ainetta kiteiseksi aineeksi. Kiteisen aineen vastakohtina voidaan pitää järjestäytymättömiä aineen olomuotoja, kuten amorfista, nestemäistä ja kaasumaista olomuotoa. Esimerkki amorfisesta olomuodosta on esimerkiksi lasikeraamin lasinen väliosa, johon kiteet ovat muodostuneet. (Piispanen & Tuisku 2005.)

Edellä kuvaillut järjestäytyneet rakenneosaset aikaansaavat ulkoisesti symmetrisiä kidepintoja. Nämä kidepinnat sijaitsevat aina tietyssä asemassa toisiinsa nähden ja pintojen väliset kulmat ovat yhtä suuria. Piispanen & Tuiskun (2005) mukaan atomien järjestäytyessä syntyvät kiteet luokitellaan seitsemään kidejärjestelmään sen mukaisesti, millaisen symmetrisen rakenteen ne muodostavat luontaisesti kiteytyessään:

1. Kuutiollinen (esim. timantti, fluoriitti, kromiitti, rikkikiisu ja lyijyhohde.)
2. Tetragoninen (esim. kuparikiisu, scheeliitti ja **zirkoni**)
3. Trigoninen (esim. kalsiitti, dolomiitti, magnesiitti, **kvartsi**.)
4. Heksagoninen (esim. **apatiitti**, berylli, grafiitti ja molybdeenihohde.)
5. Rombinen (esim. andalusiitti, topaasi.)

6. Monokliininen (esim. **osa maasälvistä**, biotiitti, muskoviitti, **kipsi**)
7. Trikliininen (esim. **osa maasälvistä**, kyaniitti, rodoniitti, wollastoniitti.)

Jokaisella edellä mainitulla kidejärjestelmällä on omanlaisensa alkeiskoppi rakenne eli tunnusomainen kidemuoto, johon aineen rakenneosaset ovat järjestäytyneet. Alkeiskopiksi sanotaan kidehilan kahdeksan (poikkeustapauksissa 12) toisiaan lähinnä olevan pisteen rajaamaa aluetta. (Piispanen & Tuisku 2005.) Esimerkiksi zirkonia voi esiintyä kolmessa eri muodossa, monokliinisessä, tetragonisessa tai kuutiollisessa kidemuodossa. Zirkonian eri kidemuodot vaikuttavat sen ominaisuuksiin ja nämä ovatkin avainasemassa hammastekniikassa käytettävän stabiloidun tai osittain stabiloidun zirkonian valmistuksessa.

6.3 Lasikeraamien rakenne

Lasikeraamit ovat pitkälle kehitettyjä keraamisia materiaaleja, joissa yhdistyvät lasin ja kiteisten keraamien ominaisuudet. Lasi ei ole rakenteeltaan lainkaan kiteistä, mutta se on mahdollista muuttaa kiteiseksi kontrolloidun kiteytyksen avulla. Tällaista prosessia kutsutaan hammastekniikassa kristallisoitipoltoksi. Lasia kuumennettaessa materiaalin rakenteeseen saadaan syntymään vaihteleva määrä eri kokoisia kiteitä, jolloin lasi muuttuu lasi-kide komposiitiksi. Tällaista kiteytettyä lasia kutsutaan lasikeraamiksi. (Hench & Wilson 1993, 75.)

Lasikeraamit aloittavat elinkaarensa tavallisena lasina. Lasin etuja ovat helppo, tarkka sekä kustannustehokas muotoileminen, jolloin materiaali saadaan työstettyä haluttuun muotoonsa. Ennen kristallisoitua materiaali on pehmeää, joten työstäminen esimerkiksi jyrsimällä on tältä osin helppoa. Lasi ei kuitenkaan sovellu käytettäväksi sellaisenaan heikkojen kestävyysominaisuuksiensa vuoksi, joten muotoilun jälkeen materiaali on saatava muokattua mekaanisilta ominaisuuksiltaan suotuisammaksi. Vahvistava kid rakenne saadaan aikaan kristallisoitipoltossa. Lasisen raaka-materiaalin muuttamista kiteiseksi kuumentamalla kutsutaan kiteyttämiseksi eli kristallisoimiseksi (*eng. crystallization*). (Nykänen 2005.)

Lasikeraamit soveltuvat hyvin hammasprotetiikan materiaaleiksi esteettisten ominaisuuksiensa puolesta. Lasinen väliosa päästää valoa helposti lävitseen, jolloin materiaali

on luonnonhampaan tavoin läpikuultavaa. Kiteet läpäisevät valoa heikommin, mutta ilman näitä materiaali olisi liian heikkoa kestääkseen purentavoimista aiheutuvaa rasitusta.

6.4 Lasikeraamien kiteyttäminen (kristallisointi)

Kristallisoinnilla eli kiteyttämisellä tarkoitetaan prosessia, jossa lasikeraamin lähtöaineena toimivaan materiaaliin syntyy kuumennuksen aikana vahvistavia kiteitä (Kelly & Benetti 2011, 90-91). Esimerkkinä kiteyttämisestä on litiumdisilikaatista jyrsimällä valmistetun, vielä pehmeän (lilan), tuotteen kristallisoitinpolttaminen, jossa materiaali saavuttaa lopulliset lujuusominaisuutensa. Kristallisointia ei tule sekoittaa toiseen keraamien prosessoimiseen käytettävään menetelmään, sintraukseen. Kristallisoinnilla tarkoitetaan lasikeraameissa lasisen lähtöaineen sisällä tapahtuvaa kiteiden kasvua, kun taas sintraaminen on prosessi, jossa materiaalin jo olemassa olevat rakenneosat liittyvät yhteen polton aikana (Anusavice 2003, 671).

Kristallisoitinpoltossa vahvistavat kiteet voivat syntyä materiaaliin lisättyjen lasihiukkasten ympärille tai kasvaa muista aineista ilman valmiiksi lisättyjä kideytimiä. Esimerkiksi leusiittikiteet kasvavat materiaaliin lisättyjen lasiydinten ympärille, kun taas litiumdisilikaattikiteet kasvavat aineeseen atomitasolta ilman lisättyjä lähtöhiukkasia. (Kelly & Benetti 2011, 90-91.) Kiteyttäminen pitää sisällään yleensä kaksi vaihetta. Prosessin ensimmäinen vaihe on matalammassa lämpötilassa suoritettavan *nukleaatiovaihe*. Toisessa vaiheessa keraamia poltetaan korkeassa lämpötilassa, jonka aikana tapahtuu *kiteiden kasvu*. Tämä vaihe voidaan tarvittaessa suorittaa useaan kertaan, jolloin saavutetaan kiteiden optimaalinen kasvu. Polttoaika riippuu lopulliseen lasikeraamiin haluttavan kidekonsentraation määrästä. (Kaminski & DuPois 2009, 12.)

Nukleaatio – kidealkion muodostuminen

Ensimmäisessä vaiheessa materiaalia kuumennetaan n. 450-700 asteeseen, jolloin tapahtuu nukleaatio eli ydintyminen. Nukleaatiossa materiaaliin muodostuu suuri määrä kideytimiä, joiden ympärille varsinaiset kiteet alkavat kasvaa. (Hench & Wilson 1993, 20.) Nukleaatio voi olla homogeenista tai heterogeenista. Homogeenisessa nukleaatiossa kideytimet ovat samaa materiaalia, kuin muodostuva kide. Heterogeenisessa nukleaatiossa kideydin on eri materiaalia, kuin mistä varsinainen kide muodostuu ytimen

ympärille. (Kaminski & DuPois 2009, 12.) Ydintymisen tavoitteena on aikaansaada materiaaliin mahdollisimman suuri kideydinten määrä, jolloin siihen saadaan muodostumaan kiteytysprosessin toisessa vaiheessa maksimaalinen määrä pieniä kiteitä. (Hench & Wilson 1993, 20.)

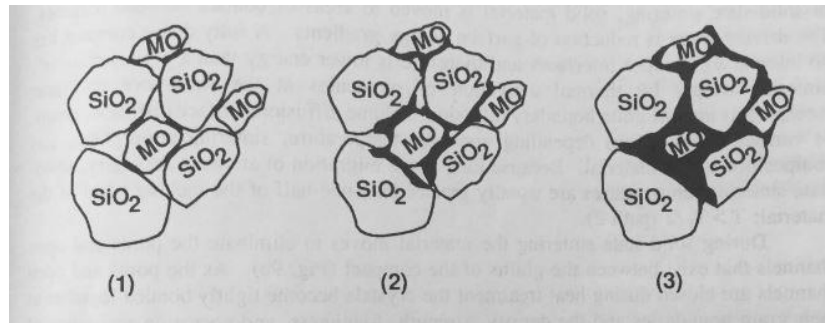
Kiteiden kasvu

Toisessa vaiheessa polttolämpötilaa nostetaan n. 600-900 (°C) asteeseen, joka aikaansaa ensimmäisessä vaiheessa muodostuneiden kideydinten kasvun. Keraamiseksi alkaa siirtyä aineita kideytymien pinnoille ja kiteet kasvavat uusien aineiden kiinnittyessä kerroksiksi kidealkion pintaan. (Hench & Wilson 1993, 20.)

6.5 Keraamien sintraus

Sintrauksella tarkoitetaan keraamin prosessointimenetelmää, jossa kuumennuksen aikana jauhemaisen keraamin partikkelit liittyvät yhteen ja muodostavat tiiviin yhtenäisen keraamirakenteen (Anusavice 2003, 671). Hammaskeraamien osalta sintraus voidaan jakaa kahteen perustyyppiin: nestefaasisintraukseen (lasikeraamit) ja kiinteäfaasisintraukseen (oksidikeraamit) (Hench & Wilson 1993, 19). Lasikeraameissa sintraus tulee erottaa kristallisoitintprosessista: kristallisoinnin aikana aineen sisällä tapahtuu kidemuodostusta ja kiteiden kasvua, kun taas sintrauksessa olemassa olevat kiteet ja molekyylit liittyvät yhteen muodostaen tiiviin yhtenäisen keraamirakenteen. Keraamista muotoiltua, vielä sintraamatonta ja jauhemaista kappaletta, kutsutaan vihreän tilan kappaleeksi (green ware tai green state) (Hench & Wilson 1993, 15-16).

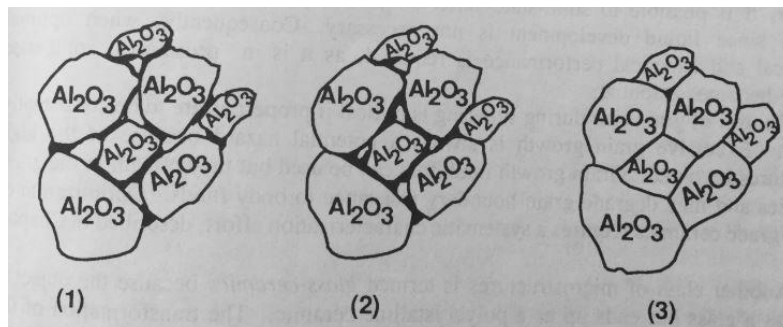
Lasikeraameissa sintrausprosessia voidaan kuvata nestefaasisintrauksen avulla. Nestefaasisintrauksessa voidaan erottaa kolme eri vaihetta (kuva 7). Liuottajaoksidit (MO=modifier oxide) alentavat lasiseoksen sulamislämpötilaa muodostamalla ionisidoksia sekä aikaansaamalla rakenteeseen silloittumattomia happiatomeita. Kuumennuksen aikana näiden liuottajaoksidien ympärille alkaa muodostua nestefaasi materiaalin sulaessa. Viskoosisen nestefaasin osuus MO – SiO₂ molekyyliden rajapinnassa kasvaa kuumennuksen vaikutuksesta. Lopulta nestefaasi täyttää molekyyliden välisen tilan ja muodostuu tiivis yhtenäinen materiaali. (Hench & Wilson 1993, 18.) Nestefaasisintrauksessa ainesosien yhdistyminen tapahtuu diffuusion sekä nestefaasin aikaansaaman kapillaarivoiman ja pintajännityksen avulla (Nurmi 2016, 11).



Kuva 7. Nestefaasisintraus, *liquid phase sintering* (Hench & Wilson 1993, 19)

MO = liuottajaoksidi SiO_2 = verkonmuodostaja

Oksidikeraameilla (alumiinioksidi ja zirkonia) sintrausprosessi tapahtuu kiinteäfaasisint-rauksella (Hench & Wilson 1993, 19-20). Kiinteäfaasisintrauksessa partikkelien yhteen-liittyminen tapahtuu täysin diffuusion avulla (molekyylit pyrkivät kohti toisiaan) ilman nes-tefaasin aikaansaamia kapillaarivoimia (Nurmi 2016, 11).



Kuva 8. Kiinteäfaasisintraus, *solid state sintering* (Hench & Wilson 1993, 19)

Kiinteäfaasisintrauksen edetessä (kuva 8) nähdään, miten kidepartikkelit muodostavat ensin kontaktikohtia, joista kappaleet alkavat hiljaa vetäytyä kohti toisiaan. Lopulta kiteet ovat järjestäytyneet kuumennuksen aikana diffuusion vaikutuksesta kiinteästi toisiaan vasten muodostaen yhtenäisen tiiviin materiaalin. (Hench & Wilson 1993, 19-20.)

7 HAMMASKERAAMIEN OMINAISUUKSIA

Kyky jäljitellä esteettisiltä ominaisuuksiltaan luonnonhammasta on yksi tärkeä tekijä keraamien hyödyntämiselle hammasprotetiikan materiaaleina. Keraamien esteettiset ominaisuuden pohjautuvat materiaalin optisiin ominaisuuksiin. Näiden ominaisuuksien tunnistamisella voidaan ymmärtää materiaalin käyttäytymistä suunniteltaessa lopullisen hammasteknisen työn estetiikkaa. Estetiikan vastapainona on otettava huomioon työn kestävyysominaisuudet. Läpikuultavuutensa ansiosta esteettiset keraamit ovat kestävyydeltään heikompia verrattuina valoa läpäisemättömämpiin keraameihin. Kestävyyden ja estetiikan välillä voidaan tasapainotella yhdistämällä kestävä runkomateriaalin päälle esteettisempi pintamateriaali. Tällöin tulee kuitenkin huomioida eri materiaalien yhteensoveltuvuus mm. lämpölaajenemiskertoimen osalta.

7.1 Hammaskeraamien optiset ominaisuudet

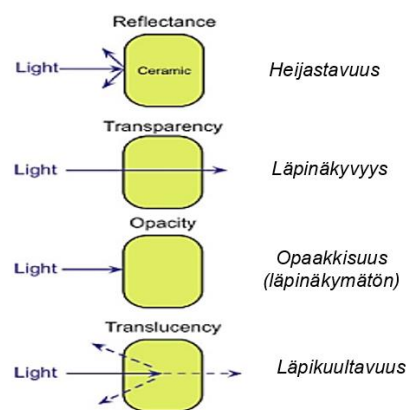
Näköaistimme on kehittynyt havainnoimaan ympäristöstä heijastuvaa valoa, joka tosiasialla on eri aallonpituuksilla kulkevaa sähkömagneettista säteilyä. Ihmissilmä pystyy erottamaan vain melko kapean alueen tästä säteilystä. Pisimmät havaittavat aallonpituudet ovat väriltään punaisia ja lyhyimmät havaittavat säteet violetteja. Ihmissilmän havaitsemattomiin jäävät tätä pidemmät aallonpituudet eli infrapunasäteet sekä lyhyemmät ultraviolett eli UV-säteet. Se, millaisena näemme hampaan sitä katsellessamme, perustuu näiden näkyvien sekä näkymättömien valonsäteiden kulkuun hampaan läpi tai niiden heijastumiseen materiaalista takaisin. (Wollstén 2011, 4-5.) Materiaalin aiheuttamia, valon kulkeutumisessa tapahtuvia muutoksia kutsutaan aineen optisiksi ominaisuuksiksi. Jotta keraamilla voidaan jäljitellä uskottavasti luonnollista hammasta, on materiaalin käyttäydyttävä optisilta ominaisuuksiltaan hampaan kaltaisesti.

Sulaiman (2015, 22-23) mukaan tärkeimpinä hampaan estetiikkaan vaikuttavina optisina ominaisuuksina voidaan pitää neljää ominaisuutta:

1. Läpikuultavuus (translucency)
2. Fluoresointi
3. Opalisointi
4. Värit

Läpikuultavuus (translucency)

Hammaskeraameille tyypillisiä optisia ominaisuuksia ovat heijastavuus (reflectance), läpikuultavuus (translucency), opaakkisuus (opacity) ja läpinäkyvyys (transparency) (kuva 9) (Powers & Wataha 2017, 201). Valon kulkeutumiseen vaikuttavat mm. keraamin mikrorakenne (mm. kiderakenne sekä partikkelikoko) sekä pinnan viimeistely (Sulaiman 2015, 23).



Kuva 9. Valon kulkeutuminen synnyttää materiaalin optiset ominaisuudet (muokattu: Powers & Wataha 2017, 201)

Heijastavuus kuvaa materiaalin pinnasta takaisin heijastuvan valon määrää. Heijastumaton valo puolestaan jatkaa matkaa keraamin sisälle ja edelleen sen lävitse. Mikäli valo pääsee suoraan materiaalin läpi muuttamatta reittiään matkalla, on materiaali läpinäkyvä (transparent). Tällaisia läpinäkyviä keraameja ovat lasit ja pääosin lasia sisältävät keraamit. Hyvin läpinäkyvillä keraameilla on vain vähän käyttöä hammasprotetiikan materiaaleina, sillä luonnonhampaat eivät ole täysin läpinäkyviä. (Powers & Wataha 2017, 201-202.)

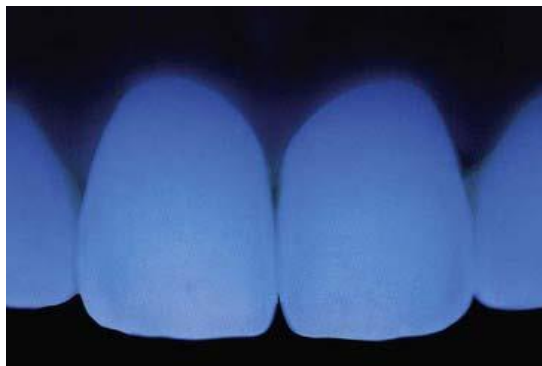
Läpikuultavat keraamit (translucent) ovat puolestaan hyvin käyttökelpoisia hammasprotetiikan materiaaleina. Tällaisissa keraameissa osa valosta pääsee kulkemaan suoraan aineen läpi ja osa heijastuu takaisin materiaalin sisältä. Takaisin heijastuneella valolla on usein eri aallonpituus, kuin sisään kulkeutuneella valolla. Tällöin katsoja ei näe selvästi aineen läpi, jolloin se näyttää samealta ja muodostuu vaikutelma materiaalin syvyydestä. (Powers & Wataha 2017, 201-202.)

Korkean lasipitoisuuden sisältävät hammaskeraamit ovat läpikuultavia. Näissä keraameissa lasimatriksi päästää valon kulkemaan lävitseen, kun taas materiaalin sisältämät kiteet absorboivat eli imevät osan valon aallonpituuksista ja heijastavat osan takaisin. Opaakeissa keraameissa materiaaliin osuva valo joko heijastuu aineen pinnasta tai absorbotuu materiaaliin niin, että vain vähän tai ei lainkaan valoa heijastuu takaisin. Tällöin materiaali on katsojan silmään läpinäkymätön. Kiteiset keraamit, kuten oksidikeraamit ovat yleensä opaakkeja. (Powers & Wataha 2017, 201-202.)

Fluoresointi ja opalisointi

Fluoresointi ja opalisointi ovat luonnonhampaalle tyypillisiä optisia ominaisuuksia, jotka perustuvat valon tietynlaiseen kulkeutumiseen. Keraameilla voidaan jäljitellä näitä ominaisuuksia fluoresoivien ja opalisoivien massojen tai maalivärien avulla. Todenmukaisen estetiikan saavuttamiseksi on näiden ominaisuuksien syntymekanismit hyvä tunnistaa.

Fluoresointi perustuu ihmissilmälle näkymättömän UV-valon muuttumiseen näkyväksi valon heijastuessa materiaalista takaisin. Ultraviolettisäteily saa hampaassa aikaan fluoresoivan vaikutuksen, jolloin hammas näyttää silmin katsottuna loistavan sisältä päin (kuva 10). Ihmissilmä ei pysty havaitsemaan UV-säteilyä sen lyhyen aallonpituuden vuoksi. Näkymättömän UV-säteilyn kulkiessa hampaan läpi osa säteistä imeytyy eli absorboituu aineeseen. Valon kuljettama energia saa materiaalin ainesosat värähtelemään kuluttaen osan energiasta materiaalin lämpenemiseen. Takaisin heijastuvan valon energiamäärä on reaktion johdosta alhaisempi, jolloin myös aallonpituus pidentyy. Materiaalista takaisin heijastuva aallonpituus voidaan näin ollen havaita silmin nähtävänä valona. (Wollstén 2011, 8.)



Kuva 10. UV-valon vaikutuksesta fluoresoiva hammas näyttää hehkuvan sisältä päin (Pocket Dentistry 2015)

Hampaassa kiille fluoresoi hyvin vähäisesti ja pääosa fluoresoinnista tapahtuu dentiinissä. Tästä syystä hammasta jäljiteltäessä tulisi fluoresoiva materiaali sijoittaa pohjakerrokseen eli opaakkiin ja dentiiniin. Metallokeräämisiä tuotteita valmistettaessa opaakki on usein itsessään voimakkaasti fluoresoiva, sillä sen tarkoituksena on peittää alla oleva metallinen runko. (Wollstén 2011, 8-9.) Mikäli käytettävä opaakki ei ole itsessään riittävän fluoresoiva, voidaan jauhemainen fluoresoiva keraami ripotella opaakin pinnalle sirottelemalla. Voimakas fluoresointi saa hampaan näyttämään vaaleammalta. Tämä tulee huomioida, jos fluoresoivaa massaa lisätään dentiiniin sekaan.

Toinen luonnonhampaassa havaittava optinen ilmiö on opalisointi. Nimitys tulee opaali-jalokivestä, jolle tunnusomaisiin optisiin ominaisuuksiin ilmiö perustuu. Opalisointi voidaan havaita hampaan kärjessä sen näyttäessä sinertävältä. (kuva 11). Opalisoinnilla tarkoitetaan materiaalin ominaisuutta heijastaa ja suodattaa tiettyjä aallonpituuksia. Hampaassa opalisointi tapahtuu kiilteessä. Kiille on itsessään läpinäkyvää materiaalia, joka ei sisällä väripigmenttejä. Sillä on kuitenkin taipumus heijastaa lyhyitä sinisiä aallonpituuksia, kun taas pitkät punaiset aallonpituudet se päästää lävitseen. Tämän johdosta kiille näyttää ihmissilmään oikeassa valossa katsottuna sinertävältä. Jos valoa osoitetaan puolestaan hampaan takaa, näyttää hammas punertavalta.



Kuva 11. Opalisointi hampaassa, hampaan kärki näyttää sinertävältä (Ultradent Products inc. n.d.)

Hampaan opalisoivaa vaikutusta voidaan jäljitellä mm. opalisoivilla keraameilla tai sinertävillä maaliväreillä. Maalivärejä käytettäessä luonnollista opalisointia on kuitenkin haastavaa jäljitellä. Maaliväreissä värit aikaansaadaan tavallisesti metallien oksideilla, jotka ovat valoa läpäisemättömiä, jolloin valon kulku aineen läpi estyy. Kiille ei myöskään ole todellisuudessa väriltään sininen, vaan läpinäkyvä materiaali. (Wollstén 2012, 13-14.)

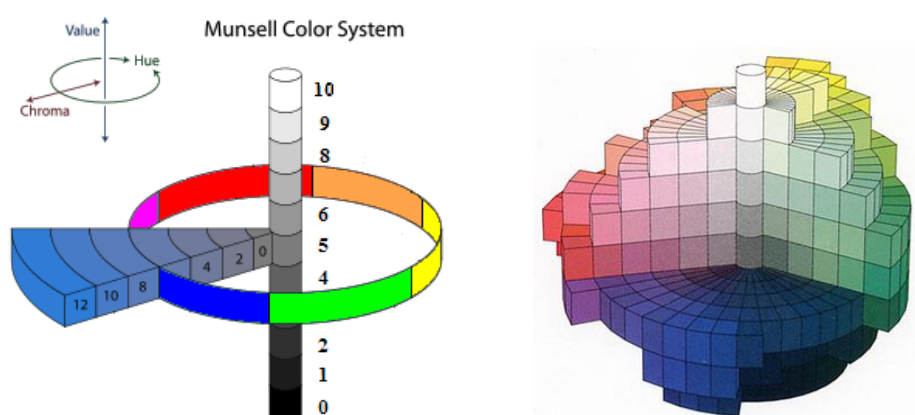
Värit

Värit ovat olennainen osa proteettisen työn estetiikkaa ja myös nämä perustuvat aineen optisiin ominaisuuksiin eli valon kulkuun materiaalissa. Värit muodostuvat, kun aine heijastaa osan saapuvasta valosta takaisin eri aallonpituuksilla, jolloin samaan aikaan osa valosta imeytyy materiaaliin. Eräs värien määrittämiseen käytettävä systeemi on nimeltään Munsellin systeemi. (Powers & Wataha 2017, 201-202.) Munsellin systeemin mukaiset väriparametrit ovat yleisesti käytössä hammaskeraamien eri värien ilmaisemisessa.

Munsellin systeemissä värit jaotellaan kolmen eri parametrin mukaisesti:

- Värisävy (hue)
- Väri-intensiteetti (chroma)
- Tummuusaste eli väriarvo (value)

Värisävy (hue) on perusväri tai sävy, kuten vihreä, keltainen tai sininen. Väri-intensiteetti (chroma) ilmaisee värin puhtauden eli poikkeaman harmaasta. Väri-intensiteettiä voitaisiin kuvata myös värikylläisyytenä. Väriarvo (value) puolestaan ilmoittaa värin valoisuuden, joka aiheutuu väriaineen eli pigmentin kyvystä heijastaa tai absorboida valoa. Väriarvo vaihtelee välillä 0-10, jossa 0 on täysin musta ja 10 täysin valkoinen. (Powers & Wataha 2017, 201-202.)

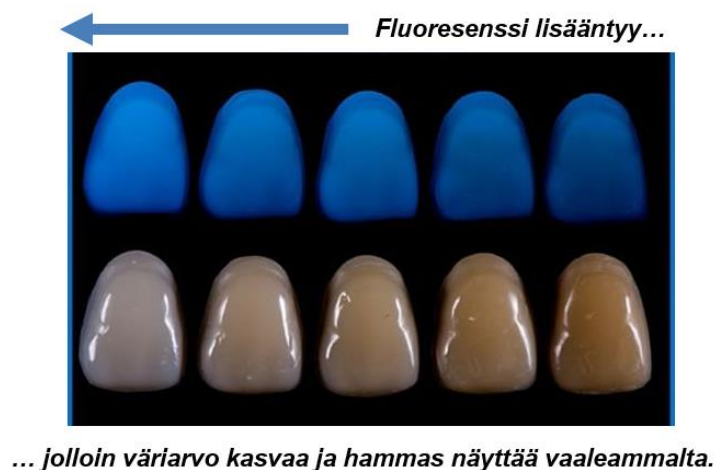


Kuva 12. Munsellin systeemi (Schils 2010; Heuer n.d)

Kuvassa 12 on Munsellin systeemin mukainen värikartta, josta löytyvät kolme Munsellin parametria. Värisävy (hue) löytyy kaavion ympärillä kiertävältä kehältä ja siihen kuuluvat perusvärit. Väri-intensiteetti (chroma) lisääntyy siirryttäessä kaavion keskustan harmaasta poispäin. Tällöin väri kirkastuu eli sen värikylläisyys kasvaa. Väriarvo (value) löytyy kaavion keskeltä ja sen kasvaessa lisääntyy värin kirkkaus. Munsellin värikaaviossa kolme perusparametria toistuvat kaikissa kolmessa ulottuvuudessa.

Munsellin systeemin mukaisia parametreja hyödynnetään mm. yleisesti käytössä olevissa Vita:n väriskaaloissa. Näissä hue vastaa perusvärejä (A, D, C, B jne. eli punaruskea, punakeltainen, harmaat, punaharmaat ym.). Value ilmaisee hampaan vaaleutta asteikolla 1 / 2 / 3 / 3,5 / 4 jne. Chromasta puhuttaessa voidaan puhua myös hampaan ”lämmön” lisäämisestä. Chroma värejä ovat esim. kerrostettavissa keraameissa ns. inside-, increaser tai deep-dentin keraamit. Näitä voidaan lisätä mm. dentiinin alle tai kervikaalisesti tuomaan väriin syvyyttä eli ”lämpöä”.

Väriarvoa (value) voidaan pitää näistä kolmesta parametrasta ehkä tärkeimpänä hampaan värin määrittämisen kannalta, sillä värisävy (hue) ja väri-intensiteetti (chroma) esiintyvät luonnonhampaissa suhteellisen kapealla väriskaalalla (Powers & Wataha 2017, 202). Fluoresenssin voimakkuus vaikuttaa väriarvon suuruuteen. Mitä voimakkaammin hammas fluoresoi, sitä korkeampi on väriarvo. Väriarvon kasvaessa hammas näyttää vaaleammalta (kuva 13).



Kuva 13. Fluoresenssin vaikutus väriarvoon (Trujillo n.d.)

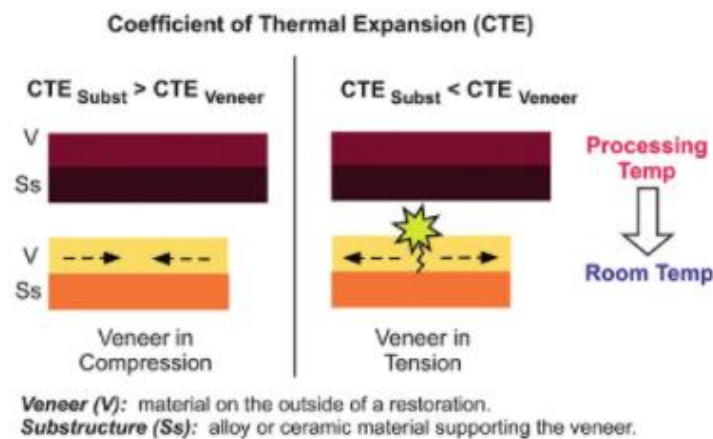
7.2 Lämpölaajenemiskerroin (CTE)

Lämpölaajenemiskerroin (CTE = coefficient of thermal expansion) on mittayksikkö, joka kuvaa kappaleen koon muutosta lämpötilan muuttuessa yhdellä asteella (celsius- tai kelvin-asteikolla). CTE-arvolla ilmaistaan kappaleen kuumennuksen aikainen laajeneminen tai jäähtyksen aikainen kutistuminen. (Powers & Wataha 2017, 199.) Lämpölaajenemiskertoimen avulla voidaan tarkastella runkomateriaalin ja tämän päälle poltettavan keraamin yhteensoveltuvuutta. Keraamin lämpölaajenemiskerrointa voidaan muuttaa aineeseen lisättävien liuottajaksidien avulla (Kaminski & DuPois 2009, 3). Valmistajat ilmoittavat normaalisti eri keraameille CTE-alueen eli alueen, johon kyseisen materiaalin lämpölaajenemiskerroin asettuu.

Mitä suurempi CTE-arvo keraamilla on, sitä enemmän materiaali laajenee kuumennettaessa tai supistuu jäähdytettäessä. CTE-arvolla on tärkeä rooli, kun keraamia yhdistetään toisesta materiaalista valmistetun runkomateriaalin päälle joko kokokeraamisissa (runko keraamia) tai metallokeramisissa (runko metallia) ratkaisuisissa. Jos yhdistettävien materiaalien CTE-arvot eroavat liiaksi toisistaan, toinen materiaaleista laajenee tai kutistuu toista enemmän. Aineet ovat sidostuneet yhteen, jolloin näiden toisistaan poikkeava tilavuuksien muutos saa aikaan materiaalien välille joko puristus- tai vetojännitteen. Syntyvät jännitteet johtavat materiaaleista heikomman eli tässä tapauksessa pintakeraamin murtumiseen joko jäähtyksen aikana tai myöhemmin käytössä. (Powers & Wataha 2017, 199.)

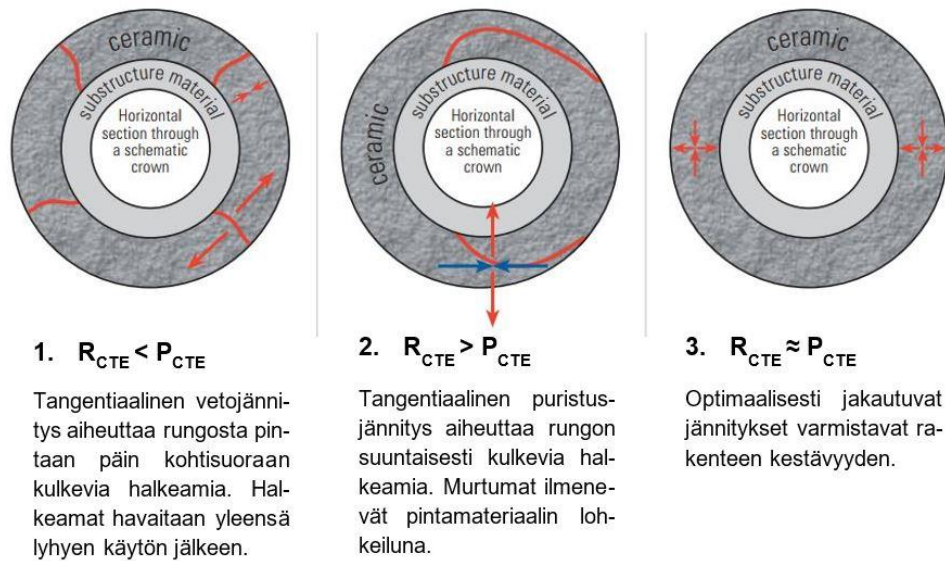
Keraamit ovat materiaaleina suhteellisen hauraita eli ne kestävät huonosti vetojännitystä. Pintakeraamin lohkeamisen estämiseksi materiaalien CTE-arvojen tulisi vastata läheisesti toisiaan kuitenkin niin, että rungon CTE-arvo olisi hieman pintamateriaalin arvoa suurempi. Tällöin runkomateriaali supistuu jäähtyksen aikana hieman pintamateriaalia enemmän, jolloin runkoon kiinnittyneeseen keraamiin aiheutuu maltillinen puristusjännitys. (Powers & Wataha 2017, 199-201.) Syntynyt jännitys aikaansaa materiaalien välille kompressiivisen sidostumisen keraamin puristuessa runkoa vasten. Jos rungon CTE-arvo on puolestaan pintamateriaalin arvoa alhaisempi, kohdistuu pintakeraamiin vetojännitys. Pintakeraami ei kestä vetojännitystä, jolloin siihen aiheutuu murtumia. (Powers & Wataha 2017, 201).

Kuvassa 14 on esitetty pintamateriaaliin syntyvää puristusjännitystä, kun rungon CTE-arvo on pintamateriaalin arvoa suurempi (kuvan vasen puoli) sekä pintamateriaalin lohkeamiseen johtavaa vetojännitystä, kun rungon CTE-arvo on pintamateriaalin arvoa alhaisempi (kuvan oikea puoli) (Powers & Wataha 2017, 201).



Kuva 14. CTE-erojen vaikutus pintakeraamin lohkeamiseen (Powers & Wataha 2017, 201)

Jos runkomateriaalin CTE-arvo on pintamateriaalin arvoa alhaisempi ($R_{CTE} < P_{CTE}$), aiheuttaa tämä kohtisuorien halkeamien syntymisen suoraan runkorakenteesta ulospäin. Materiaali saattaa tällöin haljeta lopullisesti vasta myöhemmässä vaiheessa siihen kohdistuvien voimien seurauksena. Jos runkorakenteen CTE-arvo on suurempi, kuin pintakeraamin ($R_{CTE} > P_{CTE}$), syntyy pintamateriaaliin halkeamia, jotka pyrkivät kulkemaan runkomateriaalin suuntaisesti. Tällöin halkeamat aiheuttavat pintamateriaalin murtumisen liuskemaisina paloina. (VITA Zahnfabrik 2007.) Kuvassa 15 on esitetty halkeamien syntyminen, kun runko ja pintamateriaalien CTE arvot poikkeavat toisistaan.



Kuva 15. Lämpölaajenemiskertoimen vaikutus eri keraameja yhdistettäessä (VITA Zahnfabrik 2007) R = runkomateriaali, P = pintamateriaali

Koska käytettäviä runkomateriaaleja on useita, on ollut tarve kehittää eri materiaaleille CTE-arvoltaan soveltuvia pintakeraameja. Tästä syystä samasta materiaalista valmistettuja tuotteita löytyy markkinoilta useilla eri tuotenimikkeillä. Tämä huomataan erityisesti maasälpäposliinien ryhmässä, jossa materiaalit on tarkoitettu pääosin kerrostettaviksi runkomateriaalin päälle. Samasta materiaalista valmistettuja, mutta CTE-arvoiltaan toisistaan eroavia tuotteita ovat esimerkiksi GC:n Initial MC, LF, Ti, AL ja Zr-FS tai Vitan VM 7, VM 9 ja VM 11. Koska materiaalien valikoima on runsas, on hammasteknikon ja klinikon luotettava pääosin valmistajilta saamiinsa tietoihin tuotteiden yhteensopivuutta arvioitaessa.

8 HAMMASKERAAMIEN LUOKITTELU

Hammaskeraameja voidaan jaotella ryhmiin mm. kliinisten käyttökohteiden, sidostettavuuden, työstömenetelmien, polttolämpötilan, mikrorakenteen, läpikuultavuuden tai lujuusominaisuuksien perusteella (Gracis ym. 2015). Koska materiaaleja on paljon, saadaan toimivalla luokittelusysteemillä tuotua esille eri keraamiryhmien välisiä ominaisuuksia ja eroavaisuuksia. Selkeällä luokittelulla helpotetaan viestimistä eri materiaaleista puhemielessä sekä kirjallisuudessa. Sen avulla pystytään myös mm. rajaamaan millaisiin käyttötarkoituksiin eri materiaalit soveltuvat, miten niitä pystytään työstämään sekä millaisia kliinisiä tai teknisiä vaatimuksia materiaalin käytössä tulee huomioida. Toimivalla luokittelulla on näin merkitystä alan koulutus- ja opetuskäytössä sekä tutkimuksessa ja työelämässä. (Gracis ym. 2015.)

Tässä katsauksessa eri keraamit on jaoteltu ryhmiin mikrorakenteensa perusteella. Luokitteluun on päädytty, sillä eri materiaalien käyttökohteet ja ominaisuudet määräytyvät niiden mikroskooppisten ainerakenteiden perusteella. Ryhmittelyn viimeinen kategoria hybridikeraamit on jätetty tarkastelun ulkopuolelle. Hybridikeraamit ovat uudempi hammaskeraamien ryhmä, jossa yhdistyvät keraamien ja polymeerien ominaisuudet.

Hammaskeraamien luokittelu mikrorakenteen perusteella:

LASIKERAAMIT

- 1. Maasälpäposliinit (feldspathic porcelains)**
- 2. Lujitetut lasikeraamit (particle-reinforced ceramics)**
 - lujitteena leusiittikiteet
 - lujitteena litiumdisilikaattikiteet
 - lujitteena fluoriapatiittikiteet
 - lujitteena zirkoniumdioksidi-kiteet

OKSIDIKERAAMIT

Kiteiset oksidikeraamit eli rakennekeraamit (polycrystalline ceramics)

- zirkonia (zirkoniumdioksidi)
- alumiinioksidi

HYBRIDIKERAAMIT

8.1 Hammaskeraamien työstömenetelmät ja käyttökohteita

Keraameille on olemassa erilaisia työstömenetelmiä ja osaa materiaaleista voidaan työstää usealla eri tekniikalla. Käytettävät menetelmät voidaan jakaa kolmeen luokkaan: kerrostustekniikkaan, prässäystekniikkaan ja CAD/CAM-tekniikkaan (Arunachalam 2012.) Ensimmäiset lasikeraamit ovat olleet valettavia keraameja (Dicor), mutta tämä menetelmä ei ole enää yleisesti käytössä (Shen 2013). Kuten kuvasta 16 nähdään, ovat kerrostustekniikalle soveltuvat tuotteet jauhemuotoisia (vasen yläkulma), prässättävät keraamit ”nappeja” (alarivi) ja CAD/CAM-tekniikalle tarkoitetut tuotteet jyrstittäviä blokkeja tai kiekkoja (jyrstittävät blokit: ylärivi oikealta).



Kuva 16. Keraamit eri työstömenetelmille (Ivoclar Vivadent 2017a)

Kuvan keraamit kuuluvat Ivoclar Vivadentin IPS e.max-tuotesarjaan, mutta vastaavia materiaaleja löytyy eri valmistajilta. Kuvan materiaalit ovat fluoriapatiitilla vahvistettuja lasikeraameja (jauhe ja prässättävät napit vasemmalla), zirkoniaa (valkoiset CAD/CAM-blokit keskellä) ja litiumdisilikaattia (jyrstittävät blokit sekä napit oikealla). Alla olevaan taulukkoon 5 on koottu eri keraamilaaduille soveltuvat työstömenetelmät ja näiden käyttökohteita.

Taulukko 4. Keraamien käyttökohteita ja työstömenetelmät

<i>Keraami</i>	<i>Käyttökohteet</i>	<i>Työstömenetelmät</i>
<i>Maasälpäposliinit</i>	Laminaatit, Kerrostus: metalli ja keraamirungot	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kerrostustekniikka
Lujitetut lasikeraamit		
<i>Leusiitti</i>	Laminaatit / Inlay / Onlay, Kruunut: taka- ja etualue	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kerrostustekniikka ▪ Prässäystekniikka ▪ CAD/CAM
<i>Litiumdisilikaatti</i>	Laminaatit / Inlay / Onlay / Kruunut / Sillat: etu- ja premolaarialue	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Prässäystekniikka ▪ CAD/CAM
<i>Fluoriapatiitti</i>	Kerrostus ja karakterisointi: litiumdisilikaatti ja zirkonia rungot / Prässäys: zirkoniarungon päälle / Laminaatit.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kerrostustekniikka ▪ Prässäystekniikka
<i>Zirkonia-kiteet</i>	Laminaatit / Kruunut: taka- ja etualue / Implanttikruunut	<ul style="list-style-type: none"> ▪ CAD/CAM
Kiteiset oksidikeraamit		
<i>Alumiinioksidi</i>	Laminaatin rungot / Kruunut / Sillat	<ul style="list-style-type: none"> ▪ CAD/CAM
<i>Zirkoniumdioksidi, zirkonia</i>	Laminaatin rungot / Kruunut ja sillat: taka- ja etualue, implanttirakenteet. monoliittiset- tai runkorakenteet, sillat 3-yksikköä tai enemmän.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ CAD/CAM

Kuten taulukosta 4 nähdään, on maasälpäposliinien työstämiseen käytettävä tekniikka yleisimmin kerrostustekniikka. Poikkeuksena voidaan mainita Vita Zahnfabrikin tuote Vita PM9, joka on prässättävä maasälpäposliini (Barizon 2011, 10) sekä saman valmistajan VITABLOCS-sarjan tuotteet, joiden työstäminen tapahtuu CAD/CAM-tekniikalla. Maasälpäposliinit ovat käyttökelpoisia korkeaa estetiikkaa vaativiin töihin, sillä ne ovat luonnonhampaan tavoin läpikuultavia korkean lasipitoisuutensa ansiosta. Verrattain heikon kestävyytensä vuoksi näitä käytetään kuitenkin pääosin kerrostettuina vahvempien runkomateriaalien päällä. (Shen 2013, 257-261.)

Litiumdisilikaatilla vahvistettuja keraameja voidaan työstää prässäämällä tai CAD/CAM-tekniikalla. Kyseistä keraamia ei ole saatavilla jauhemuotoisena kerrostustekniikalle, mutta sen päälle voidaan kerrostaa läpikuultavampaa posliinia, kuten maasälpäposliinia

tai fluoriapatiitilla vahvistettua lasikeraamia. (Shen 2013.) Fluoriapatiitilla vahvistetut lasikeraamit ovat maasälpäposliinien tavoin estetiikaltaan hyvin luonnonhammasta jäljitteleviä. Fluoriapatiitilla vahvistettua keraamia voidaan kerrostaa keraamirungon päälle, mutta metallirungon päälle kerrostettavaksi valmiste ei sovellu. Materiaalia voidaan kerrostustekniikan lisäksi työstää prässäämällä, jolloin tuote prässätään zirkoniarungon päälle. (Peerapong ym. 2011.) Zirkonialla vahvistettua lasikeraamia, zirkoniaa ja alumiinioksidia voidaan työstää ainoastaan jyrsimällä CAD/CAM-tekniikan avulla.

8.2 Keraamien kaupallisia nimikkeitä

Markkinoilla olevia tuotteita ei ole aina helppoa sijoittaa eri keraamiryhmiin rakenteensa perusteella, sillä ainesosatietoja ei ole välttämättä saatavilla. Tuotenimikkeet voivat olla myös osaltaan harhaanjohtavia keraamin rakennetta tarkastellen. Esimerkiksi kerrostettavien tuotteiden nimissä esiintyy usein se keraami, jonka päälle tuote on tarkoitettu kerrostettavaksi. Tällaisia ovat esim. leusiittivahvisteinen HeraCeram Zirkonia, maasälpäposliini GC Initial LiSi ja fluoriapatiittivahvisteinen IPS e.max ZirPress. Edellä mainitut materiaalit eivät siis nimestään huolimatta ole zirkoniaa tai litiumdisilikaattivahvisteista lasikeraamia. Seuraavan sivun taulukkoon 5 on koottu muutamien valmistajien tuotteita jaoteltuna eri keraamiryhmiin.

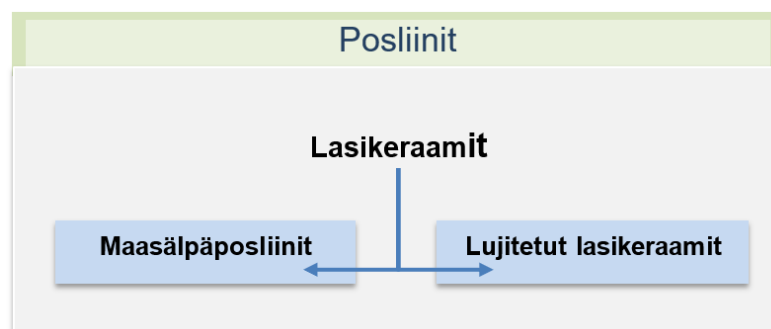
Taulukko 5. Keraamien kaupallisia nimikkeitä

Työstömenetelmä: Kerrostettava / Prässättävä / CAD/CAM

Keraami	Valmistaja	Tuotteen nimi
Maasälpäposliinit	<u>GC</u>	<ul style="list-style-type: none"> GC Initial LiSi GC Initial MC, LF, Ti, AL ja Zr-FS*
	<u>Vita</u>	<ul style="list-style-type: none"> VITAVM7, VM9, VM11, VM13** VITABLOCS Mark II VITABLOCS TriLuxe / TriLuxe forte VITABLOCS RealLife VitaPM9 ***
* MC=Metal-Ceramic / LF=Low Fusing Techniques / Ti= Titanium Frameworks / AL=Aluminium oxide frameworks / Zr-FS= Zirconium Oxide Frameworks, feldspathic ceramic ** VM= Veneering materials *** PM= Pressable material		
Lujitetut lasikeraamit		
Leusiitti	<u>Kulzer</u>	<ul style="list-style-type: none"> HeraCeram HeraCeram Zirkonia 750 HeraCeram Zirkonia
	<u>Ivoclar Vivadent</u>	<ul style="list-style-type: none"> IPS Empress Esthetic IPS Empress CAD
	<u>GC</u>	<ul style="list-style-type: none"> GC Initial PC * GC Initial LRF** BLOCK
*PC=Pressed Ceramics ** LRF=leucite reinforced		
Litiumdisilikaatti	<u>Ivoclar Vivadent</u>	<ul style="list-style-type: none"> IPS e.max Press IPS e.max CAD
	<u>GC</u>	<ul style="list-style-type: none"> GC Initial LiSi Press
Fluoriapatiitti	<u>Ivoclar Vivadent</u>	<ul style="list-style-type: none"> IPS e.max Ceram IPS e.max ZirPress
Zirkonia-kiteet	<u>Vita</u>	<ul style="list-style-type: none"> Vita Suprinity PC
Kiteiset oksidikeraamit		
Zirkoniumdioksidi, zirkonia	<u>Ivoclar Vivadent</u>	<ul style="list-style-type: none"> IPS e.max ZirCAD
	<u>GC</u>	<ul style="list-style-type: none"> GC Initial Zirconia Disk
	<u>Vita</u>	<ul style="list-style-type: none"> Vita YZ HT, Vita YZ T

9 POSLIINIT

Ensimmäiset hammaskeraamit ovat olleet posliineja ja termiä voidaan käyttää myös osasta tämän päivän materiaaleja. Posliineiksi luokitellaan sellaiset keraamit, jotka sisältävät korkean lasipitoisuuden. Tällaisia korkean lasipitoisuuden sisältäviä hammaskeraameja ovat mm. lasikeraamit, joihin kuuluvat edelleen maasälpäposliinit sekä lujitetut lasikeraamit (kuva 17). Kaikki hammaskeraamit, kuten oksidikeraamit eivät sisällä lasia, jolloin näitä ei voida nimittää posliineiksi. (Matinlinna 2014, 519-520.)



Kuva 17. Posliineiksi luokitellaan korkean lasipitoisuuden sisältävät keraamit, kuten lasikeraamit

9.1 Perinteinen posliinivalmistus

Ensimmäiset hammasposliinit ovat kehittyneet perinteisten posliinivalmistusmenetelmien myötä. Posliinit voidaan jakaa kahteen ryhmään: kovaposliineihin ja pehmeäposliineihin. Kovaposliinia kutsutaan myös aidoksi posliiniksi, sillä se oli kiinalaisten kehittämä ensimmäinen valmistettu posliinityyppi. Pehmeäposliini kehitettiin Euroopassa 1500-luvun lopulla, kun eurooppalaiset yrittivät kopioida kiinalaisten valmistamaa kovaposliinia. Pehmeäposliinit valmistettiin raakasavesta, joka sisälsi vain pieniä määriä tai ei lainkaan kaoliinia. Kovaposliinit eivät ole nimestään huolimatta pehmeäposliineja kovempia, vaan ero on näiden välisissä polttolämpötiloissa. Kovaposliinit poltetaan yli 1300 (°C) asteessa, kun pehmeäposliineille riittää matalampi n.1200-1300 (°C) asteen lämpötila. (Ward 2008, 94.)

Kovaposliineja ovat keraamit, jotka on valmistettu maasälvästä, kaoliinista ja kvartsista. Ensimmäiset hammaskeraamit ovat olleet rakenteeltaan kovaposliineja. Perinteisessä posliininvalmistuksessa hienoksi jauhettu materiaali muotoillaan veden avulla haluttuun muotoon ja poltetaan korkeassa lämpötilassa. Raaka-aineina toimivat valkoinen kaoliinisavi, graniitti tai piikivi (sisältävät kvartsia) sekä maasälpäkivi. (Heikura 2013.) Kvartsia sisältävien graniitin tai piikiven lisäämisellä posliinista saatiin kovempaa sekä saven kuitumista saatiin vähennettyä. Kvartsi myös paransi lasitteen kiinnittymistä. (Ward 2008, 94.) Sulaessaan posliiniseoksessa kvartsi aikaansaa rakennetta vahvistavan lasimatriksin yhdessä maasälvän kanssa. Kaoliinin avulla on saatu lisättyä posliinin notkeutta ja maasälvällä vähennettyä seoksen rasvaisuutta. Sulaessaan maasälpä myös täyttää ainesosien huokokset tehden materiaalista tiivistä. (Heikura 2013.)

9.2 Maasälpäposliinit

Maasälpäposliinit valmistetaan luonnollisista maasälpämineraaleista. Maasälpämineraalit ovat maankuoressa esiintyviä, kiviainesta muodostavia mineraaleja. (Piispanen & Tuisku 2005.) Maasälpäposliinien lähtöaineena voidaan käyttää kaliumia (K) ja alumiinisilikaattia (Al_2SiO_5) sisältäviä maasälpämineraaleja, kuten sanidiinia, ortoklaasia, albiittia tai kaoliinia. Tällaisia kaliumia sisältäviä maasälpäposliineita kutsutaan kalimaasälviksi. (Shen 2013, 257.) Esimerkiksi Vitan valmistama Vitabloc Mark II on vahvistettu kalimaasälpäpiin kuuluvalla sanidiinilla (Kaminski & DuPois 2009, 16). Taulukossa 6 on esitetty maasälpäposliinien tyypillinen pitoisuus.

Taulukko 6. Maasälpäposliinien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)

Maasälpäposliinit

<i>Yhdiste</i>	<i>Pitoisuus (m-%)</i>
SiO_2	52-62
Al_2O_3	11-16
K_2O	9-11
Na_2O	5-7
<i>lisäaineita</i>	x

Alumiinisilikaatti toimii maasälpäposliinien lasisen väliosan muodostajana. Kalium puolestaan muodostaa materiaaliin vahvistavia leusiittikiteitä yhdessä alumiinisilikaatin kanssa. Sulatettaessa maasälpämineraaleja saadaan muodostumaan lasikeraami, jossa väliaineena toimiva lasi on alumiinisilikaattilasiasia ja vahvistavat kiteet kaliumalumiinisilikaatti-kiteitä eli leusiittikiteitä (KAlSi_2O_6). Maasälpämineraalien lisäksi maasälpäposliiniin voidaan lisätä kvartsia (SiO_2) suuremman lasipitoisuuden aikaansaamiseksi. Keraamin värjäämiseksi voidaan lisätä metallien oksideja. (Shen 2013, 257.)

Leusiittikiteet ovat väriltään valkoisia tai harmahtavia ja osittain läpikuultavia (Mineral Data Publishing 2001). Koska maasälpäposliinin rakenne koostuu kuitenkin pääosin läpinäkyvästä silikaattilasista, on keraami hyvin läpikuultavaa. Tämän ansiosta maasälpäposliinit soveltuvat esteettisiltä ominaisuuksiltaan hyvin hammasprotetiikan materiaaleiksi. Lasinen rakenne on kuitenkin suhteellisen heikko (taivutuslujuus n. 60-90 MPa), jolloin keraamin käyttökohteet rajoittuvat etualueen laminaatteihin tai kerrostettuina vahvempien runkomateriaalien päälle. (Shen 2013, 257-261.) Työstömenetelmänä maasälpäposliineilla on yleensä kerrostustekniikka, jossa jauhemainen posliini muotoillaan haluttuun muotoonsa nesteen avulla.

Maasälpäposliinin valmistus

Lasisen rakenteensa maasälpäposliinit saavat mineraalisesta maasälvästä, joka murskataan ja sulatetaan valmistuksen aikana. Valmistus alkaa sulattamalla hienoksi jauhetut raaka-aineet 1200-1600 (°C) asteessa, jonka jälkeen seos jäähdytetään nopeasti kylmässä vedessä. Tällöin materiaali hajoaa osiin muodostaen lasimurskaa. Sulatus ja jäähdyttäminen voidaan toistaa tarvittaessa, saaden lopulta aikaan homogeeninen lasiaines. Muodostunut lasi jauhetaan edelleen hienoksi jauheeksi, jonka suuruusluokka on n. 25µm. Syntynyttä jauhetta voidaan tämän jälkeen käyttää hammaslaboratoriossa kerrostustekniikalla varsinaisen tuotteen muotoiluun. Työstön jälkeen keraami poltetaan 750-950 (°C) asteessa. Polton aikana lasipartikkelit sulautuvat yhteen muodostaen lopullisen keraamisen rakenteen. (Shen 2013, 257-261.)

Maasälpäposliinien ja lujitettujen lasikeraamien erot

Maasälpäposliineissa vahvistavina kiteinä toimivat leusiittikiteet. Lujitettuihin lasikeraameihin sisältyy myös ryhmä, jossa keraamin vahvistavina kiteitä toimivat leusiittikiteet.

Lujitetuissa lasikeraameissa keraamin rakennetta on kuitenkin muokattu niin, että näillä on maasälpäposliineihin nähden suurempi K_2O pitoisuus. Kaliumoksidi toimii leusiittikiteiden lähtöaineena, joten tämän johdosta leusiittivahvisteisiin lujitettuihin lasikeraameihin muodostuu maasälpäposliineja huomattavasti korkeampi leusiittikiteiden määrä. (Anusavice 2003, 668.) Suurempi kidekonsentraatio tekee materiaalista vähemmän läpinäkyvän, jolloin esteettiset ominaisuudet luonnonhammasta jäljiteltäessä heikkenevät. Suurempi kidepitoisuus tekee lujitetuista lasikeraameista kuitenkin kestävämpiä maasälpäposliineihin verrattuna.

10 LUJITETUT LASIKERAAMIT

Lujitetuilla lasikeraameilla on kaksiosainen rakenne: keraamissa on lasinen väliosa, johon on saatu kontrolloidun kiteytysprosessin avulla kasvamaan vahvistavia kiteitä. Kiteet estävät purentavoimien synnyttämien mikrohalkeamien kulkua. Halkeaman eteneminen lasisessa väliosassa pysähtyy sen kohdatessa kiteen pinnan. Lujitettujen lasikeraamien paremmat lujuusominaisuudet maasälpäposliineihin verrattuna perustuvat vahvistavaan kiderakenteeseen. Lasi on silikaattilasia, mutta vahvistavien kiteiden rakenne vaihtelee.

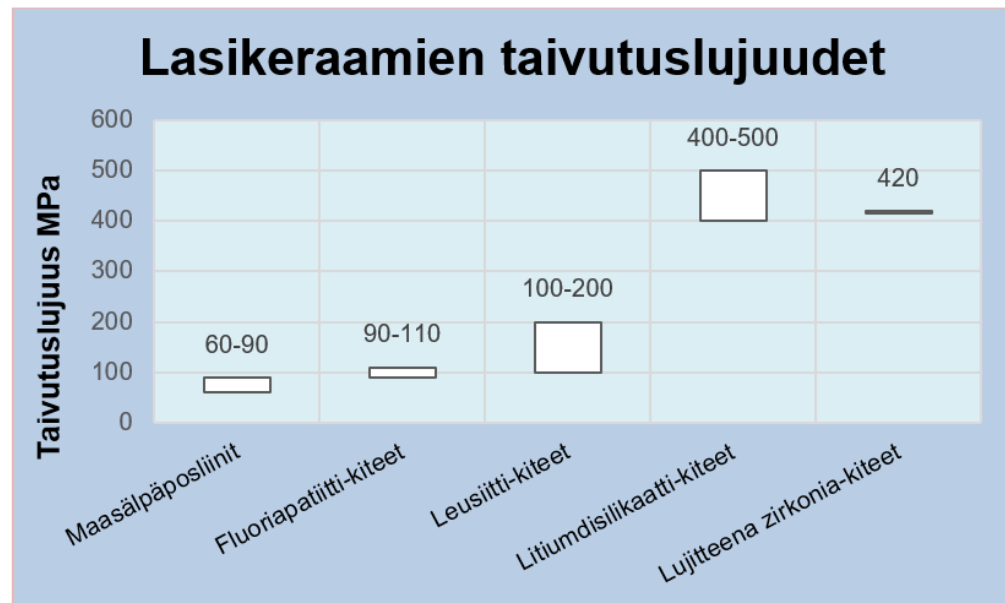
Lujitetut lasikeraamit voidaan jakaa neljään eri ryhmään materiaalin sisältämien vahvistavien kiteiden perusteella. Vahvistavina kiteinä voivat olla leusiittikiteet, litiumdisilikaattikiteet, fluoriapatiittikiteet tai zirkoniumdioksidi-kiteet (taulukko 7). Lujuusominaisuuksien vertailtavuutta varten taulukkoon on lisätty myös maasälpäposliinien sekä zirkonian taivutuslujuudet.

Taulukko 7. Lujitetut lasikeraamit

Lujitetut lasikeraamit	Keskimääräinen taivutuslujuus
1. Lujitteena leusiittikiteet	100-200 MPa
2. Lujitteena litiumdisilikaattikiteet	400-500 MPa
3. Lujitteena fluoriapatiittikiteet	90-110 MPa
4. Lujitteena zirkoniumdioksidi-kiteet	420 MPa
Muut	
Maasälpäposliinit	60-90 MPa
Zirkonia	900-1200 MPa

Taivutuslujuudeltaan kestävimvät lujitetut lasikeraamit ovat litiumdisilikaattivahvisteiset lasikeraamit (400-500MPa) ja zirkonia-kiteillä vahvistetut lasikeraamit (420MPa). Kestävyydeltään heikompia keraameja ovat fluoriapatiitti- ja leusiitti-kiteillä vahvistetut keraamit. Maasälpäposliinit ovat kestävyytensä puolesta hammaskeraamien heikoin keraamiryhmä (60-90MPa) kun taas oksidikeraameihin lukeutuva zirkonia on huomattavasti lasikeraameja kestävämpi materiaali. Taulukossa 8 on esitetty lasikeraamien (maasälpäposliinien ja lujitettujen lasikeraamien) keskimääräiset taivutuslujuudet.

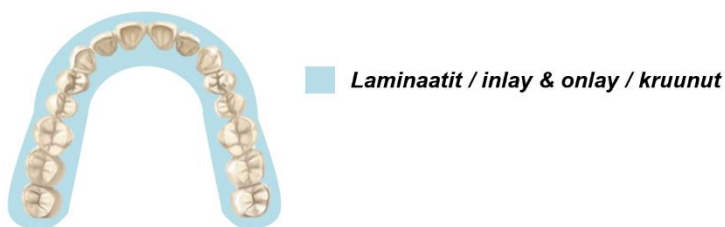
Taulukko 8. Lasikeraamien taivutuslujuudet



Eri kiteillä vahvistetut lasikeraamit eroavat toisistaan mekaanisen kestävyiden sekä esteettisten ominaisuuksiensa puolesta. Heikommat materiaalit (leusiitti-keraamit ja fluoriapatiitti-keraamit) ovat korkeamman lasipitoisuutensa ansiosta läpikuultavia, jolloin ne ovat esteettisten ominaisuuksiensa puolesta suotuisia. Vahvemmissa materiaaleissa (litiumdisilikaatti-keraami ja zirkoniolla-vahvistettu lasikeraami) tiivis kiderakenne heikentää valon läpäisevyyttä, mutta parantaa keraamin mekaanisia ominaisuuksia.

10.1 Leusiittivahvisteiset lasikeraamit

Leusiittivahvisteiset lasikeraamit soveltuvat läpikuultavuutensa ansiosta korkeaa esteetiikkaa vaativiin korjauksiin. Läpikuultavuuden aste on helposti säädeltävissä ja väriä voidaan muuttaa lisäämällä metallien oksideja. Vaikka leusiittivahvisteisten keraamien kestävyys on maasälpäposliineihin verrattuna jopa kaksinkertainen, eivät ne silti suhteellisen heikon rakenteensa vuoksi sovellu siltamateriaaleiksi muutoin kuin kerrostettuina vahvemman runkorakenteen päälle. Leusiittikeraameista voidaan valmistaa laminaatteja, inlayta, onlayta ja taka- sekä etualueen kruunuja (kuva 18). (Shen 2013, 265-266.) Keraamia on saatavilla kerrostus-, prässäys- sekä CAD/CAM-tekniikoille.



Kuva 18. Leusiittivahvisteisen lasikeraamin käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)

Leusiittivahvisteisen keraamin rakenne ja materiaalin valmistus

Leusiittivahvisteiset lasikeraamit valmistetaan kontrolloidun kiteytyksen avulla, samantaisesta kolmiosaisesta perusrakenteesta, kuin maasälpäposliinit ($\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{K}_2\text{O}$). Leusiittivahvisteisissa lasikeraameissa on maasälpäposliineja suurempi K_2O pitoisuus (n. 12 m%), jolloin materiaaliin muodostuu suuri määrä vahvistavia leusiittikiteitä. Leusiittivahvisteiset keraamit sisältävät 35-45 V% satunnaisen muotoisia n. 1-5 μm kokoisia leusiittikiteitä. (Shen 2013, 265-266.) Taulukkoon 9 on koottu tiedot materiaalin tyyppillisestä pitoisuudesta.

Taulukko 9. Leusiittivahvisteisten lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)

Leusiittivahvisteiset lasikeraamit

<i>Yhdiste</i>	<i>Pitoisuus (m-%)</i>
SiO_2	59 -63
Al_2O_3	19- 23,5
K_2O	10-14
Na_2O	3,5-6,5
B_2O_3 & CeO_3	0-1
CaO	0,5-3
BaO	0-1,5
TiO_2	0-0,5

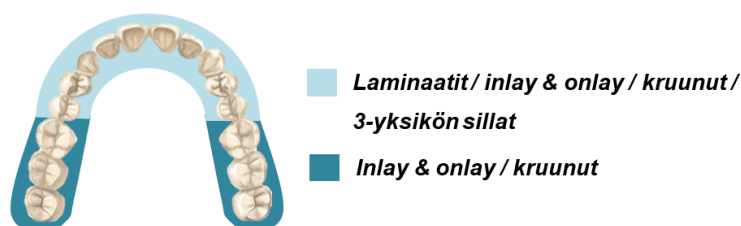
Leusiittikiteet (KAlSi_2O_6) muodostuvat lähtöaineena toimivaan lasiseokseen mekanis-
milla, jossa materiaaliin lisätty lasihiukkanen toimii kidealkiona eli kiteen ”kasvupisteenä”.
Jotta materiaaliin saadaan mahdollisimman paljon lasisia kideytimiä, ja näin maksimoi-
tua muodostuvien kiteiden määrä, on raaka-materiaaliin lisättävä erittäin hienojakoista
lasijauhetta. Ensimmäisessä poltossa 950 (°C) asteessa näiden lasiytimien ympärille al-
kaa kasvaa leusiittikiteitä ja muodostuneet kiteet yhdistyvät osittain yhteen yhä suurem-
miksi kiteiksi. Lopullinen kiteiden kasvu aikaansaadaan toisessa poltossa n. 1050 (°C)
asteessa, jolloin saavutetaan materiaalin maksimaalinen lujuus (n. 160MPa / taivutuslu-
juus). Leusiittikiteiden vahvistava mekanismi perustuu siihen, että mikrohalkeaman kulku
lasimatriksissa estyy sen törmättyä kiteeseen. (Shen 2013, 265-266.)

Leusiittikiteet kasvavat polton aikana kideytimen ympärille tarttuvista partikkeleista ja ki-
teiden kasvu etenee jokaisella polttokerralla. Useissa poltoissa kiteiden kasvu aikaansaa
materiaaliin yhä suurempia halkeamia ja jännitteitä. Lopulta kiteiden kasvusta aiheutu-
neen jännitteen ja halkeamat saavat materiaalin lohkeamaan. Tästä syystä leusiittikiteillä
vahvistetut keraamit eivät kestä useita polttokertoja. Ongelman ratkaisemiseksi materi-
aalivalmistajat ovat kehittäneet SLS-kiteitä (Stabilised Leucite Structure) sisältäviä ke-
raameja, jotka sisältävät valmiiksi suurennettuja leusiittikiteitä. Tällainen rakenne on käy-
tössä mm. Kulzerin HeraCeram-sarjan tuotteissa. SLS-kiteiden ansiosta materiaali kes-
tää halkeamatta useita polttoja korkeassa lämpötilassa sekä nopeaa jäähdyttämistä.
(Bäckman 2017.)

10.2 Litiumdisilikaatilla vahvistetut lasikeraamit

Litiumdisilikaatilla (LS2) vahvistetut lasikeraamit ovat suosittuja pääosin kokokeraamisten tuotteiden valmistukseen käytettäviä keraameja. Materiaalia nimitetään usein nimellä e.max, sillä Ivoclar Vivaden toi kyseisen valmisteen ensimmäisenä markkinoille vuonna 2005 tuotenimikkeellä IPS e.max. Myöhemmin myös muut valmistajat ovat tuoneet markkinoille omia LS2-tuotteitaan. Esimerkiksi GC valmistaa prässäystekniikalle tarkoitettua litiumdisilikaattikeraamia tuotenimellä Initial LiSi Press.

Läpikuultavuutensa vuoksi LS2-keraamit soveltuvat erinomaisesti myös korkeaa esteetiikkaa vaativiin korjauksiin. Materiaali soveltuu käytettäväksi valmistettaessa laminaatteja, inlay- ja onlay-paikkoja ja täytteitä, yksittäisiä kruunuja sekä premolaari- ja etualueella maksimissaan 3-yksikön siltoja (kuva 19). Suurten purentavoimien vuoksi materiaalia ei suositella taka-alueella useampien kuin yhden yksiköiden korjauksiin. (Ivoclar Vivadent 2009a.)



Kuva 19. Litiumdisilikaattivahvisteisen lasikeraamin käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)

Keraamia on saatavilla prässäystekniikalle sekä CAD/CAM-tekniikalle. Prässättävä materiaaliappi on valmiiksi hampaan värinen (kuva 20). Materiaali on kristallisoitu ensimmäisen kerran tehtaalla ja sisältää valmiiksi LS2-kiderakenteen. Prässäyksen aikana jo olemassa olevat LS2-kiteet kasvavat ja materiaali saavuttaa näin lopullisen lujuutensa. Prässättävä keraami ei näin ollen vaadi erillistä kristallisoitua prässäyksen lisäksi. CAD/CAM-tekniikalle tarkoitettu aihio on lilan värinen, sillä se ei vielä sisällä lopullisia LS2-kiteitä, vaan näiden aihioita eli litiummetasilikaattikiteitä. Lilan värinen tuote on pehmeämpi työstää, jonka jälkeen se saavuttaa lopullisen värinsä ja lujuutensa viimeisessä kristallisoitupoltossa. (Shen 2013, 267.)



Kuva 20. Litiumdisilikaatti-keraamia on saatavilla nappeina prässäystekniikalle sekä jyrättävinä blokkeina ja kiekkoina CAD/CAM-tekniikalle (Labor Gredig 2017; 360SDM Dental Milling Center 2014)

Prässättäviä nappeja sekä CAD/CAM-blokkeja on saatavilla useissa väreissä. Eri värit on aikaansaatu lisäämällä seokseen metallien oksideja, jotka myöhemmässä vaiheessa sulautuvat värjäävinä ioneina lasimatriksin joukkoon. Tällaisia värjääviä ioneita ovat mm. vanadiini (V3+, keltainen), cerium (Ce4+, keltainen), ja mangaani (Mn3+, ruskea). (Shen 2013, 268.)

Keraamin läpikuultavuutta ja sen astetta voidaan säädellä kiderakennetta muokkamalla. Valmistajat ilmoittavat tuotteen läpikuultavuuden mm. seuraavien lyhenteiden avulla: HT (high translucency), MT (medium translucency), LT (low translucency) ja OH (high opacity). (Shen 2013, 268.) Ivoclar Vivadent on tuonut markkinoille LS2-keraamin tuotenimellä IPS e.max Press Multi, jossa prässättävän napin läpikuultavuus vaihtuu liukuvärjäyksen tavoin. Multi-materiaalilla saadaan jäljiteltyä luonnollisen hampaan vaihtuvaa läpikuultavuutta monoliittisia rakenteita valmistettaessa. Samoin kuin hampaassa, multi-napin läpikuultavuus kasvaa siirryttäessä kervikaalialueelta kohti inkisaalikärkeä. (Ivoclar Vivadent 2017d.)

LS2-keraamin rakenne

Ennen kiteyttämistä LS2-keraami on koostumukseltaan lasia, johon kristallisoitipoltossa saadaan muodostumaan vahvistavia litiumdisilikaattikiteitä ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) sekä pieni määrän litiumortofosfaattia (Li_3PO_4). LS2-kiteiden osuus lopullisessa keraamissa on n. 70%. (Traini ym. 2016, 748.) Taulukkoon 10 on koottu tiedot LS2-keraamin tyypillisesti sisältämien ainemäärien pitoisuuksista eli niiden oksidien pitoisuuksista, joista keraami rakentuu.

Taulukko 10. Litiumdisilikaatilla vahvistettujen lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Shen 2013)

Litiumdisilikaatilla vahvistetut lasikeraamit

<i>Yhdiste</i>	<i>Pitoisuus (m-%)</i>
SiO_2	57-80
Li_2O	11-19
K_2O	0-13
P_2O_5	0-11
ZrO_2 & ZnO	0-8
Al_2O_3 & MgO	0-5
Värijääviä oksideja	0-8

Fosforin oksidilla (P_2O_5) on yhdisteessä tärkeä rooli. Se toimii kideytimenä, jonka ympärille lopulliset litiumdisilikaattikiteet kasvavat. LS2-keraamin kiteyttäminen tapahtuu kuumentamalla, jonka aikana lasiseen materiaaliin saadaan muodostumaan ensin kideytimiä eli tapahtuu ydintyminen. Jatkokuumennuksessa kideydinten ympärille kasvavat varsinaiset vahvistavat litiummetasilikaatti (Li_2SiO_3) ja myöhemmin litiumdisilikaattikiteet ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Litiumdisilikaatin kiteytysprosessi voidaan suorittaa kaksi- tai kolmivaiheisena riippuen siitä, valmistetaanko jyrkittäviä CAD/CAM-blokkeja vai prässättäviä nappeja. Osa kristallisoitipoltoista suoritetaan tehtaalla ja osa lopullisen tuotteen valmistuksen yhteydessä. (Shen 2013, 267.)

LS2-keraamin valmistus

LS2-keraamin valmistus alkaa lasin valmistuksella. Synteettiset raaka-materiaalit kuten kvartsi, litiumoksidi, fosforioksidi, alumiinioksidi, kaliumoksidi ja värinmuodostaja-oksidi sulatetaan lasimassaksi, joka valetaan blokeiksi tai napeiksi. (Ivoclar Vivadent 2009a.) Ennen huoneenlämpöön jäädyttämistä valettu lasimassa siirretään 450-550 (°C) asteeseen uuniin lepäämään, jolla ehkäistään jäädyttämisen aikana massaan syntyviä jännitteitä. (Shen 2013, 267.)

CAD/CAM-tekniikalla työstettäväksi tarkoitettu LS2-materiaalياهو läpikäy kolmivaiheisen kiteytysprosessin, joista kaksi ensimmäistä vaihetta suoritetaan tehtaalla. Ensimmäisessä vaiheessa lasista valettua aihiota kuumennetaan 450-550 (°C) asteessa 5-60min. Kuumennuksen aikana muodostuu kiteiden perusta, tapahtuu ydintyminen eli materiaaliin muodostuu suuri määrä kideytimiä. Toisessa vaiheessa materiaalia kuumennetaan 690-710 (°C) asteessa 10-30min. Tällöin tapahtuu kiteiden kasvu, jossa ensimmäisessä poltossa muodostuneiden kideytimien ympärille kasvaa litiummetasilikaattikiteitä (Li_2SiO_3). Jäähdytetty materiaali on tämän jälkeen valmis lähtemään tehtaalta loppukäyttäjille. (Shen 2013, 267.)

Tehtaalta valmistunut aihio on väriltään lila ja sisältää tilavuudeltaan n. 40% litiummetasilikaattikiteitä (Ivoclar Vivadent 2009a), joiden koko on n. 0,2-1,0 μm . Välitilan lilan värinen tuote ei vielä vastaa lopullisen tuotteen kestävyysominaisuuksia sen taivutuslujuuden ollessa vain n. 130MPa. CAD/CAM-aihio jyrsitään jyrsimen avulla haluttuun muotoonsa. Pehmeä välimuoto mahdollistaa lopullisen tuotteen kustannustehokkaan työstämisen ennen loppukovetusta. (Shen 2013, 266-267.)

Jyrsimisen jälkeen suoritetaan materiaalin kolmas ja viimeinen kiteytysvaihe, jolloin varsinaiset litiumdisilikaattikiteet muodostuvat. Jyrситtүä tuotetta kuumennetaan polttouunissa 850 (°C) asteessa n. 20-31min ajan. Kuumennuksen aikana litiummetasilikaattikiteet reagoivat niitä ympäröivän lasimatriksin kanssa muodostaen tankomaisia 1,5 μm pitkiä litiumdisilikaattikiteitä. Tässä vaiheessa materiaali saavuttaa lopulliset lujuusominaisuutensa. (Shen 2013, 267.)

Prässäystekniikalla työstettävää materiaalinappia valmistettaessa kiteytysprosessi on kaksivaiheinen. Sulatetusta lasimassasta valetaan ensin prässäysnapin muotoinen aihio. Valetussa aihiossa tapahtuu ydintyminen eli kideytimien muodostuminen sen levätyssä 450-550 (°C) asteisessa uunissa, jonka jälkeen aihio jäähdytetään. Muodostuneiden kideytimien ympärille saadaan syntymään lopulliset LS2-kiteet kahdessa erillisessä kiteytysvaiheessa, joista ensimmäinen suoritetaan tehtaalla. (Shen 2013, 267.)

Ensimmäisessä vaiheessa kideytimet saadaan kiteytymään suoraan litiumdisilikaattikiteiksi kuumentamalla materiaalia 750-850 (°C) asteessa kahden tunnin ajan. Tämän jälkeen valmis prässättävä nappi on valmis jatkokäsittelyyn hammaslaboratoriossa. Prässättävät napit eivät ole jyrситtävien aihioden tapaan lilan värisiä, sillä nämä sisältävät jo valmiiksi LS2-kiderakenteen litiummetasilikaattikiteiden sijasta. (Shen 2013, 267.)

Kiteytyksen toinen ja viimeinen vaihe suoritetaan laboratoriossa, kun materiaalinappi kuumaprässätään 920 (°C) asteessa. Prässäyksessä kuumennettu materiaali puristuu prässäuunissa valusylinteriin, joka toimii valmistettavan tuotteen muottina. Prässäyksen aikana materiaaliin muodostuu 3-6 µm pitkiä neulamaisia litiumdisilikaattikiteitä, jotka kasvavat yhteen tehtaalla materiaaliin muodostuneiden LS2-kiteiden kanssa. Nämä yhteen kasvaneet kiteet ovat pidempiä, kun kolmivaiheisen kiteytyksen läpikäyneessä CAD/CAM-materiaalissa. Tästä syystä prässäämällä valmistettavat LS2-tuotteet ovat hieman jyrskittyjä materiaaleja vahvempia (Shen 2013, 267-268.) Carrabba ym. (2017) toteavat tutkimuksessaan, että GC:n LiSi Press sekä Ivoclar Vivadentin IPS e.max Press olisivat taivutuslujuudeltaan kestävämpiä, kuin jyrskittävä IPS e.max CAD. Prässäämällä valmistettujen tuotteiden taivutuslujuudeksi valmistajat ilmoittavat n. 470 MPa.

10.3 Fluoriapatiitilla vahvistetut lasikeraamit

Fluoriapatiittia $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ esiintyy luontaisesti hammaskudoksessa yhdessä hydroksiapatiitin kanssa. Fluoriapatiittikiteillä vahvistetuilla keraameilla pystytään jäljittelemään läheisesti luonnollisen hampaan optisia ominaisuuksia.

Ensimmäiset fluoriapatiitilla vahvistetut lasikeraamit toi markkinoille Ivoclar Vivadent tuotenimikkeellä IPS d.SIGN, joka sisälsi fluoriapatiittikiteiden lisäksi vahvistavia leusiittikiteitä. Myöhemmin Ivoclar toi markkinoille ensimmäisen täysin fluoriapatiittikiteillä vahvistetun lasikeraamin tuotenimellä IPS e.max Ceram ja samasta materiaalista tuotiin markkinoille myös prässäystekniikalle soveltuva materiaali IPS e.max ZirPress. (Peerapong ym. 2011.) Fluoriapatiitilla vahvistettuja lasikeraameja on siis saatavilla jauhemuotoisina kerrostustekniikalle sekä prässättävinä nappeina (kuva 21).



Kuva 21. Fluoriapatiittikiteillä vahvistetut lasikeraamit: IPS e.max Ceram & IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent 2017b; Ivoclar Vivadent 2009a)

Fluoriapatiitilla vahvistetut keraamit soveltuvat kerrostettaviksi tai prässättäviksi vahvempien runkomateriaalien päälle tai näiden karakterisoimiseen. Kerrostettava fluoriapatiitikerami soveltuu litiumdisilikaatti sekä zirkonia runkojen päälle. Prässättävä tuote (IPS e.max ZirPress) on tarkoitettu prässättäväksi yksinomaan zirkonia runkojen päälle. Keraami ei ole yhteensopiva metallirunkojen pintamateriaaliksi (Ivoclar Vivadent 2017b).

IPS e.max ZirPress-materiaalia prässättäessä lasikeraami prässätään sintratun zirkoniarungon päälle. Yhteensopivuus perustuu materiaalien toisilleen mukautettuihin CTE arvoihin. E.max ZirPress materiaalia voidaan prässätä kaikkien sellaisten zirkoniarunkojen päälle, joiden CTE arvo on vaihteluvälillä $10.5-11.0 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (Peerapong ym. 2011.) Jauhemuotoinen fluoriapatiitikeraami kerrostetaan nesteen avulla, minkä jälkeen se sintrataan 750-760 celsiusasteessa. Polton aikana materiaalin partikkelit liittyvät yhteen muodostaen tiiviin yhtenäisen keraamirakenteen. Sintrauksella saavutetaan materiaalin lopullinen lujuus n. 90MPa. (Shen 2013, 268.)

Fluoriapatiitilla vahvistetun lasikeraamin rakenne

Lähtöaineena fluoriapatiitikeraamin valmistuksessa toimii alumiinisilikaattilasi. Vahvistavat kiteet saadaan aikaan tehtaalla suoritettavassa kristallisoitipoltossa. (Shen 2013, 268). Taulukossa 11 on ilmoitettu keraamin tyypillinen pitoisuus.

Taulukko 11. Fluoriapatiitilla vahvistettujen lasikeraamien tyypillinen pitoisuus (Peerapong ym. 2011)

Fluoriapatiitilla vahvistetut lasikeraamit

Yhdiste	Pitoisuus (m-%)
SiO_2	60 - 65
Al_2O_3	8 - 12
Na_2O	6 - 9
K_2O	6 - 8
ZnO	2 - 3
P_2O_5	0,1 - 1
F	1 - 2
CaO	1 - 3
Muita oksideja	2 - 8,5
pigmenttejä	0,1 - 1,5

Kiteytyksen aikana lasiseen materiaaliin muodostuu vahvistavia nano-fluoriapatiittikiteitä (halkaisija n. 100nm, pituus alle 300nm) sekä mikro-fluoriapatiittikiteitä (halkaisija n. 300nm, pituus n. 2-5µm). Materiaalin läpikuultavuutta saadaan säädeltyä mikro- ja nano-kokoisten kiteiden suhdetta muokkaamalla. Keraamin lopullinen kokonaiskidemäärä on noin 19-23 m%. Mitä enemmän keraamissa on mikro-kokoisia kiteitä, sitä läpikuultavampi materiaali on ja mitä enemmän nano-kokoisia kiteitä, sitä opaakimpi (läpikuultamattomampi) materiaali. Mekanismin perustuu kiteiden kokoeroon: suuremmat mikro-koon kiteet päästävät enemmän valoa lävitseen, jolloin materiaalin läpikuultavuus lisääntyy, kun taas nano-koon pienempien kiteiden läpi ei pääse valoa, jolloin materiaali on opaakimpi eli läpikuultamattomampi. (Shen 2013, 268.)

Leusiittikiteitä sisältävissä posliineissa kiteet kasvavat lisää jokaisella polttokerralla. Tämä voi aiheuttaa materiaalin halkeilua, mikäli keraamia tarvitsee polttaa useaan kertaan. (Bäckman 2017.) Fluoriapatiittikiteet eivät muutu hammaslaboratoriossa suoritettavien polttojen aikana, vaan säilyttävät alkuperäisen kidemuotonsa (Shen 2013, 268).

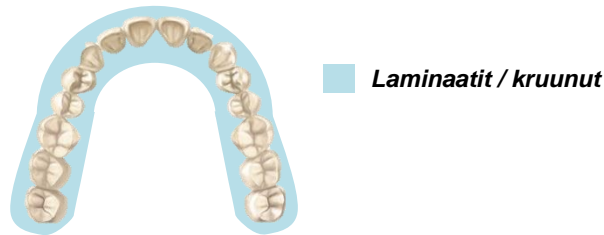
IPS Style

Vuonna 2016 Ivoclar Vivadent toi markkinoille IPS Style tuotenimellä uuden materiaalin, joka soveltuu polttolämpötilansa sekä lämpölaajenemiskertoimensa puolesta käytettäväksi metallokeramisissa ratkaisuisissa. Kyseinen materiaali sisältää leusiitti- sekä fluoriapatiittikiteitä, mutta näiden lisäksi myös uudenlaisia oksapatiittikiteitä. Keraamia on saatavilla jauhemuotoisena kerrostustekniikalle sekä prässäystekniikalle suunniteltuina nappeina. (Ivoclar Vivadent n.d.)

10.4 Zirkonialla vahvistetut lasikeraamit

Zirkonialla vahvistetut lasikeraamit (ZLS, zirconia reinforced lithium silicate) pohjautuvat rakenteeltaan litiumdisilikaatilla (LS2) vahvistettuihin lasikeraameihin. LS2-keraamien hyvistä esteettisistä ominaisuuksista huolimatta niiden käyttöä rajoittaa heikko kestävyys erityisesti taka-alueen korjauksissa. Zirkonialla vahvistetuissa lasikeraameissa yhdistyvät litiumdisilikaatin estetiikka sekä rakennekeraamien kestävyysominaisuudet. Samaan tapaan, kuin litiumdisilikaatilla vahvistetuissa keraameissa, ZLS-keraami saavuttaa lopullisen värinsä ja vahvuutensa kristallisoitumispoltossa. (Traini ym. 2016, 748.)

Markkinoilta zirkoniolla vahvistettua lasikeraamia löytyy Vita Zahnfabrikin valmistamana tuotenimikkeellä Vita Suprinity PC ja valmistajan mukaan materiaali soveltuu käytettäväksi taka- ja etualueen kruunuihin, implanttikruunuihin sekä laminaatteihin (kuva 22). Valmistaja ei ilmoita keraamin soveltuvan siltamateriaaliksi, sillä kliiniset soveltuvuustestit tämän osalta ovat kesken.



Kuva 22. Zirkoniolla vahvistettujen lasikeraamien käyttökohteet (hammaskaari; Clark illustration 2018)

ZLS-keraamit on suunniteltu työstettäväksi yksinomaan CAD/CAM-tekniikalla, jolloin varsinainen materiaalin työstäminen tapahtuu jyrsimällä. Kovettamattomana tuote on väriltään oranssin läpikuultavaa. CAD/CAM-blokista jyrsitty tuote saavuttaa lopullisen lujuutensa ja värinsä kristallisoitipoltossa (kuva 23). (Vita Zahnfabrik 2016.)



Kuva 23. Vita Suprinity PC. Jyrsitty kruunu ja valmis tuote kristallisoinnin jälkeen (Core Ceramic Studio 2005; H.A.B. Dental laboratory n.d.)

Zirkonialla vahvistetun lasikeraamin rakenne

LS2-keraamin vahvistavat kiteet ovat ennen viimeisintä kristallisointia litiummetasilikaatti muodossa (Li_2SiO_3). ZLS-keraami vastaa rakenteeltaan metasilikaattimuotoista LS2-keraamia, jonka rakenteeseen on lisätty n. 10 m-% zirkoniumdioksidia (ZrO_2). Zirkoniaa ja litiummetasilikaatti-kiteitä sisältävä tuote on pehmeää ja helposti työstettävissä haluttuun muotoonsa jyrsimällä. Jyrsimisen jälkeen tuote kristallisoidaan kuumentamalla (840°C) n. 8 minuutin ajan. Kristallisoitipoltossa materiaali saavuttaa lopullisen lujuutensa ja siihen muodostuu kolmiosainen kiderakenne: ZrO_2 - $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ - Li_2SiO_3 / zirkonia – disilikaatti – metasilikaatti. LS2-keraamissa kaikki metasilikaattikiteet kiteytyvät edelleen disilikaattikiteiksi. ZLS-keraamissa kuitenkin vain osa meta-muodon kiteistä kiteytyy edelleen ja lopulliseen materiaaliin jää jäljelle zirkonia-kiteiden lisäksi di- sekä meta-muodon kiteitä. (Rosenstiel, Land & Junhei 2016, 685.)

11 KITEISET OKSIDIKERAAMIT – RAKENNEKERAAMIT

Kiteiset oksidikeraamit eli rakennekeraamit koostuvat kiteistä, jotka saadaan sulautumaan yhteen sintraamalla eli kuumentamalla korkeassa lämpötilassa. Nämä materiaalit eivät sisällä lasikeraamien tavoin kiteiden väliin jäävää lasista matriksia, jolloin sintrattaessa yhteen liittyvät kiteet muodostavat tiiviin ja lasittoman kiderakenteen. Hammastekniikassa käytettäviä sintrattavia rakennekeraameja ovat zirkoniumdioksidi eli zirkonia (ZrO_2) ja alumiinioksidi (Al_2O_3) (Arunachalam 2012, 217.) Alumiinioksidi on zirkonian kehittymisen myötä pääosin poistunut käytöstä.

11.1 Alumiinioksidi

Vuonna 1965 McLean ja Hugues kehittivät kokokeraamisten tuotteiden valmistukseen tarkoitetun materiaalin, jossa maasälpäposliinia oli vahvistettu alumiinioksidilla. Alumiinioksidipitoisuus valmiissa materiaalissa oli jopa 50%. Tämän yhdistelmäateriaalin pohjalta alettiin kehittää puhtaasta alumiinioksidista valmistettua keraamia. (Shen 2013, 256.)

Ensimmäinen hammasalan biomateriaalina käytetty puhtaasta alumiinioksidista valmistettu rakennekeraami oli Procera AllCeram-alumiinioksidi (Nobel Biocare, Ruotsi). Materiaalin esittelivät ensimmäistä kertaa Andersson M. ja Odén A. vuonna 1993. (Shen 2013, 256.) Alkuperäisessä Proceran valmistusmenetelmässä jäljennöksestä valettu kipsimalli skannattiin ja tähän suunniteltiin digitaalisesti haluttu työ. Digitaalinen suunnitelma toimitettiin tämän jälkeen Tukholmassa sijainneeseen laboratorioon valmistettavaksi. Työn valmistus alkoi jauhemaisen alumiinioksidin kuivapuristamisella haluttuun muotoonsa, jonka jälkeen se sintrattiin 1600-1700 asteisessa uunissa. Alumiinioksidi kuituu sintrattaessa n. 15-20% ja lopullisen sintratun tuotteen taivutuslujuus oli noin 487-699MPa. Sintrattu tuote lähetettiin takaisin tilaajalaboratorioon, jossa rungon päälle kerrostettiin läpikuultavampaa keraamia esteettisen lopputuloksen saavuttamiseksi. (Kaminski & DuPois 2009.) Myöhemmin alumiinioksidista puristettuja jyrättäviä aihioita (blokkeja ja kiekkoja) ryhdyttiin valmistamaan CAD/CAM-tekniikalle. Tällä tekniikalla jauheesta puristetusta aihioista voitiin jyrättä haluttu työ, jonka jälkeen se sintrattiin lopullisten kestävyysominaisuuksien saavuttamiseksi. (Arunachalam 2012, 217.)

11.2 Zirkonia (zirkoniumdioksidi)

Zirkonia on valkoinen keraami, joka rakentuu zirkoniumin (Zr) oksideista eli zirkoniumdioksi kiteistä (ZrO_2). Zirkonian lähtöaineena toimiva zirkonium on harmaa metalli. Muihin hammasalan keraameihin verrattuna zirkonia on huomattavasti kestävämpi materiaali (taivutuslujuus n. 900-1200MPa). (Arunachalam 2012, 217.) Zirkonia ei ole myöskään yhtä haurasta eikä herkkää pitkäaikaisesta kuormituksesta aiheutuville murrumille. Kestävyytensä lisäksi zirkonia on metalliton ja muiden keraamien tavoin hyvin biohyhteensopiva materiaali. (Arunachalam 2012, 217-220.)

Zirkonia soveltuu käytettäväksi implanttirakenteisiin, kuten jatkeisiin ja runkorakenteisiin tai sellaisenaan implanttimateriaaliksi. Lisäksi se soveltuu käytettäväksi kruunu- ja silta-rakenteissa. (Sulaiman 2015, 20.) Zirkoniasta valmistetaan myös esteettisiä oikomishoidon braketteja (Arunachalam 2012, 220).

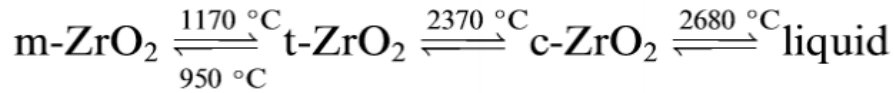
Zirkonian työstäminen tapahtuu CAD/CAM-tekniikan avulla. Koska sintrattu materiaali on äärimmäisen lujaa, jysittää haluttu tuote muotoonsa puristetusta jauhemaisesta zirkoniasta (green state). Lopullisen kiinteän rakenteensa materiaali saavuttaa jyskimisen jälkeen suoritettavassa sintrauspoltossa. Zirkonian muihin keraameihin verrattuna korkeat kestävyysominaisuudet perustuvat tetragoniseen muotoon osittain tai kokonaan stabiloitujen zirkonia-kiteiden metastabiiliin tilaan eli atomien pitkäkestoiseen viritystilaan. (Andreiotelli 2006.)

Zirkonian kidemuodot ja stabiloitu zirkonia

Zirkonia on luonnoltaan polymorfinen eli sen kiteillä on kyky esiintyä useammassa kuin yhdessä eri kidemuodossa. Subbaraon (1981) mukaan zirkonia voi esiintyä vallitsevasta lämpötilasta riippuen kolmessa eri kidemuodossa (m, t tai c):

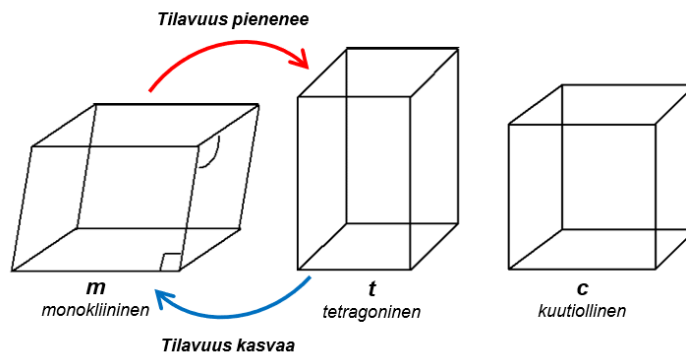
1. Monokliininen kidemuoto, eng. monoclinic [m] huoneenlämmössä
2. Tetragoninen kidemuoto, eng. tetragonal [t] yli 1170°C asteessa
3. Kuutiollinen kidemuoto, eng. cubic [c] yli 2370°C asteessa

Kuvassa 24 on esitetty zirkonian kidemuotojen muutos lämpötilan muutuessa. Zirkonia sulaa lämpötilan noustessa yli 2680°C asteeseen.



Kuva 24. Zirkonian kidemuotojen muutos lämpötilan muuttuessa (Jin 2005)

Zirkonian kiderakenteen muuttuessa materiaalissa tapahtuu tilavuuden muutoksia (kuva 25). Merkitsevin muutos hammaskeraamina käytetyn zirkonian osalta tapahtuu kidemuodon muuttuessa monokliinisen ja tetragonisen muodon välillä ($m \rightleftharpoons t$). Muutoksessa $m \rightarrow t$ tilavuus pienenee n. 5%. Vastaavasti muutoksessa $t \rightarrow m$ tilavuus kasvaa n. 4,5%. (Shenoy & Shenoy 2010.)



Kuva 25. Tilavuuden muutos zirkonian kidemuotojen muuttuessa

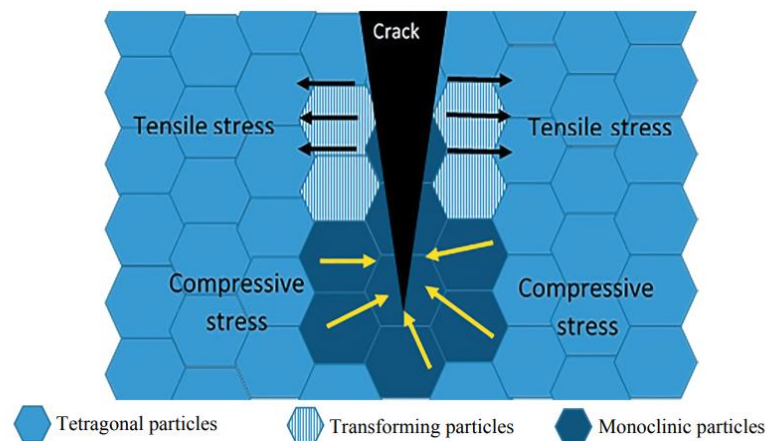
Zirkonian hyödyntämiselle hammasalan materiaalina kidemuotojen muutoksella on olennainen rooli. Zirkoniaa kuumennettaessa tapahtuu kidemuodon muutos ($m \rightarrow t$). Tällöin materiaali kutistuu n. 3-5%. Ongelmat ilmenevät jäähdytysvaiheessa kidemuodon muuttuessa toiseen suuntaan ($t \rightarrow m$). Kun tetragonisen muodon saavuttanut zirkonia jäähtyy, alkaa rakenne muuttua takaisin monokliiniseen muotoon. Muutos aikaansaa materiaalissa tilavuuden kasvun. Tilavuuden kasvu aiheuttaa materiaaliin rasituksia, jotka aikaansaavat huoneenlämpöön jäähtyneen materiaalin lohkeilua ja murtumista. (Shenoy & Shenoy 2010.) Ratkaisun keksiminen tähän jäähdytyksen aikaiseen materiaalin murtumiseen on ollut avainasemassa zirkonian hyödyntämiselle protetiikan materiaalina.

Zirkonia saadaan stabiloitua huoneenlämmössä tetragoniseen muotoonsa lisäämällä siihen 3-8 m% yttriumia. Hammaskeraamina käytettävä zirkonia on yttrium stabiloitua, mutta stabiloimiseen voidaan käyttää yttriumin lisäksi myös muita yhdisteitä. Keksinnöllä zirkonian stabiloimisesta ratkaistiin ongelma materiaalin heikkenemisestä jäähdätyksen aikana ja näin zirkonian lujuus saatiin vastaamaan jopa teräksen lujuutta. (Shenoy & Shenoy 2010.) Zirkonia voi olla joko osittain tai kokonaan stabiloitua. Osittain stabiloidusta zirkoniasta puhutaan, kun materiaaliin on lisätty 2-5 Mol% yttriumoksidia ja osittain stabiloitu zirkonia tunnetaan nimellä Y-TZP (yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal) tai PSZ (partial stabilized zirconia). Täysin stabiloidusta zirkoniasta puhutaan, kun materiaaliin on lisätty yli 8Mol% yttriumoksidia. Täysin stabiloitu zirkonia tunnetaan lyhenteellä FSZ (Fully Stabilized Zirconia). (Sulaiman 2015, 16.)

Faasimuutossitkistyminen

Stabiloidun zirkonian erinomaiset sitkeysominaisuudet perustuvat systeemiin, jota kutsutaan faasimuutossitkistymiseksi. Huoneenlämmössä tetragoniseen muotoon stabiloitu zirkonia on metastabiilissa tilassa eli stabiloimisella aikaansaatu tetragoninen muoto on vanginnut sisäänsä energiaa, joka pyrkii palauttamaan materiaalin monokliiniseen muotoonsa. (Andreiotelli 2006.)

Kun stabiloituun zirkoniaan kohdistuu ulkoinen rasitus, syntyy siihen etenevä murtuma. Murtuman etenemiskohdassa ympäröiviin partikkeleihin kohdistuu voima, joka aikaansaa metastabiilin tilaan varastoituneen energian vapautumisen. Tällöin tetragonisessa muodossa olevat partikkelit alkavat muuntautua takaisin monokliiniseen muotoonsa ja murtuman ympärillä muotoaan muuttavien partikkelien tilavuus kasvaa ($t \rightarrow m$, tilavuuden kasvu n. 4,5%). Kasvaessaan halkeaman ympärillä olevat partikkelit puristavat syntynyttä halkeamaa kasaan. Halkeamaan kohdistuvan puristuksen seurauksena sen eteneminen hidastuu. (Shenoy & Shenoy 2010.)



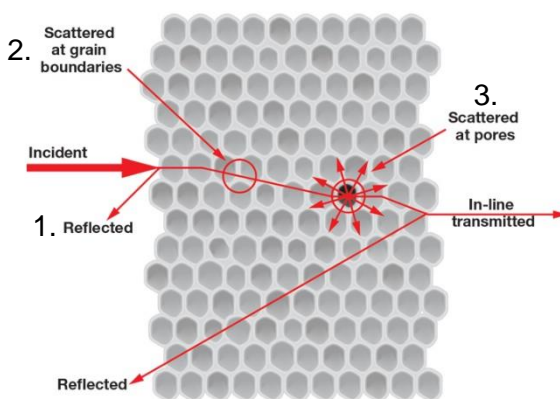
Kuva 26. Zirkonian faasimuutossitkistyminen (Sulaiman 2015, 16)

Kuvassa 26 stabiloidun zirkonian kiderakenne on saatu yttriumin avulla säilymään tetragonisena (t) huoneenlämmössä. Materiaaliin kohdistuvan rasituksen seurauksena siihen syntyy etenevä halkeama. Edetessään tämä halkeama kohdistaa painetta sitä ympäröiviin tetragonisiin kiteisiin (kuvassa: tensile stress). Tämä voima aikaansaa halkeamaa ympäröivien (t)-kiteiden muutoksen monokliiniseen muotoonsa ($t \rightarrow m$). Muutoksen johdosta kiteiden koko kasvaa, jolloin halkeaman ympärillä laajenevat kiteet alkavat puristaa halkeamaa kasaan. Halkeamaan kohdistuu näin voima, joka vastustaa sen etenemistä (kuvassa: compressive stress). Halkeama siis aiheuttaa zirkoniassa tapahtuvan faasimuutoksen ($t \rightarrow m$) ja tämä muutos sitkistää materiaalia vaikeuttamalla halkeaman etenemistä. Mekanismia kutsutaan zirkonian faasimuutossitkistymiseksi. (Sulaiman 2015, 16.)

Optiset ominaisuudet

Äärimmäisen kestäväytensä ansiosta zirkoniasta voidaan valmistaa hammasteknisten töiden runkorakenteita, mutta täysin monoliittisten zirkonia rakenteiden valmistuksessa on ollut haasteita materiaalin läpikuultavuuden osalta. Nykyään zirkonian valonläpäisevyyttä voidaan parantaa niin, että saadaan aikaan jopa täysin läpikuultavaa keraamia. Tällöin materiaalin kestävyysominaisuuksien heikkenemiseltä ei kuitenkaan voida täysin välttyä. (Lassila & Levänen 2017, 4-8)

Materiaali näyttää läpikuultavalta, kun valo pääsee kulkemaan sen lävitse. Zirkonian valonlöpäisevyyttä estävät mm. kolme mekanismia: valon heijastuminen takaisin sen osuessa kiteen pintaan (1), valon siroutuminen kiteiden rajapinnassa (2) tai siroutuminen aineessa ilmenevästä huokosesta tai epäpuhtaudesta (3) (kuva 27). Siroutumisesta puhutaan, valon taistuessa tai heijastuessa materiaalin sisällä. Sirotutuessaan valo ei pääse tällöin kulkemaan aineen läpi. (Sulaiman 2015, 27.)



Kuva 27. Zirkonian valonlöpäisevyys (Glidewell laboratories 2018)

Zirkonian valonlöpäisevyyttä voidaan lisätä nostamalla sintrauslämpötilaa. Tällöin aineen raekoko kasvaa, jolloin materiaali sisältää vähemmän kiteiden välisiä rajapintoja, joista valo voi siroutua (2). Tämä parantaa materiaalin valonlöpäisevyyttä. Raekoon kasvu kuitenkin lisää jossain määrin valon heijastumista materiaalin pinnasta valon tönäytessä suurentuneisiin kiteisiin (1) (kuva 27). (Sulaiman 2015, 27.)

Valonlöpäisevyyttä voidaan parantaa myös lisäämällä zirkoniaan yli 8 mol% yttriumia, jolloin zirkoniasta tulee täysin stabiloitua. Tällöin kuutiollisen (c) faasin osuus materiaalissa kasvaa. Monokliininen ja tetragoninen kidemuoto ovat epäsymmetrisiä, jolloin valo siroutuu kiteiden rajapinnoissa eri suuntiin ja valonlöpäisevyys heikkenee. Kuutiollinen kidemuoto on symmetrinen, jolloin valon siroutuminen ei ole näin voimakasta ja valonlöpäisevyys kasvaa. Kyseistä mekanismia hyödynnetään mm. Zirkonzahnin valmistamassa Prettau Anterior Zirconia-zirkoniassa. Täysin stabiloidun zirkonian kestävyysominaisuudet kuitenkin laskevat aiemmasta 1000MPa → n. 600MPa. (Lassila & Levänen 2017, 7-8.)

12 POHDINTA

Tämän kehitystyön tarkoituksena oli laatia suunnitelma materiaalioppaan rakenteesta, koskien hammaslaboratoriossa käytettäviä keraameja. Suunnittelun rakenteen pohjalta koottiin materiaalikatsaus hyödyntäen kuvailevaa kirjallisuuskatsausta. Työn tavoitteena oli tuottaa uutta suomenkielistä materiaalia hammasalan keraameista, sillä aineistoa on saatavilla suomankielellä hyvin vähäisesti. Keraamit ovat yleisesti käytössä hammasproteetiikan materiaaleina ja käytettävien materiaalien tuntemuksella voidaan katsoa olevan olennainen rooli laadukkaiden hammasteknisten töiden valmistuksessa.

Keraamit ovat vakiinnuttaneet paikkansa hammasalan biomateriaaleina, sillä ne ovat hyvin bioyhteensopivia, kestäviä ja säilyttävät hyvin ominaisuutensa. Keraameilla pystytään myös jäljittelemään estetiikan osalta läheisesti luonnollista hammaskudosta. Tänä päivänä yleisimmin käytettävistä hammaskeraameista voidaan erottaa kaksi pääryhmää: lasikeraamit ja oksidikeraamit. Lasikeraamit rakentuvat lähtöaineena toimivasta lasista, johon saadaan kristallisoitipoltossa kasvamaan vahvistavat kiteet. Oksidikeraamien rakenne koostuu lasittomasta, vain kiteistä muodostuvasta rakenteesta. Lasikeraameista yksi yleisimmin käytössä oleva materiaali on litiumdisilikaatilla vahvistettu lasikeraami (mm. tuotenimikkeellä IPS e.max Press/CAD). Oksidikeraameista käytetyin materiaali on zirkoniumdioksidi eli zirkonia, joka on lasikeraameihin verrattuna huomattavasti kestävämpi keraami.

Hammasteknisen työn valmistuksessa on olennaista tunnistaa käytettävän keraamin optiset ominaisuudet. Optisilla ominaisuuksilla tarkoitetaan keraamin kykyä jäljitellä esteettisiltä ominaisuuksiltaan luonnollista hammasta. Luonnonhampaalle tunnusomaisia optisia ominaisuuksia ovat mm. läpikuultavuus, fluoresointi, opalisointi ja värit. Lasikeraamien etuna voidaan pitää niiden hyvää valonläpäisevyyttä, jolloin ne käyttäytyvät optisilta ominaisuuksiltaan luonnonhampaan tavoin. Hyvä valonläpäisevyys kuitenkin tuo mukanaan haasteita materiaalin kestävyys suhteen. Oksidikeraamit ovat lasikeraameja kestävämpiä, mutta näiden haasteena on kilpailla esteettisiltä ominaisuuksiltaan lasikeraamien kanssa. Zirkonian kehitystyön myötä tästäkin materiaalista on saatu kehitettyä jo hyvin läpikuultavaa materiaalia. Tällöin kuitenkin joudutaan tinkimään keraamin kestävyysominaisuuksista.

Ennen materiaalikatsauksen laatimista suunniteltiin oppimateriaalin rakenne. Tämä osoittautui hyödylliseksi, sillä suunnitelman pohjalta oli helppo lähteä työstämään katsauksen sisältöä. Työn aikana kävi ilmi, että keraamien kuvaamiseksi oli ymmärrettävä myös melko laajasti materiaalioppia kyseisten aineiden taustalla. Yhtenä työn haasteena olikin koota keraameista sellainen yhteenveto, jossa olisi riittävästi taustatietoa materiaalien rakenteiden ymmärtämiseksi, kuitenkin venyttämättä sisältöä kohtuuttoman pitkäksi. Toisaalta oli opettavaista huomata, että vaikka materiaalien kirjo hammaskeraamien osalta on laaja, rakentuvat eri tuotteet kuitenkin pitkälti samoista rakenteellisista peruspilareista.

Koska lähdeaineistosta ei ollut saatavilla mallia materiaaliopasta varten oli rakenteen ja sisällön suunnittelu aloitettava aivan alusta. Tiedonhaun edetessä vahvistui näkemys siitä, että aiheesta ei ollut saatavilla juuri lainkaan suomenkielistä materiaalia, jolloin oman haasteensa työhön toi myös englanninkielisen materiaalin kääntäminen. Oppaan rakenteen suunnittelun ja katsauksen sisällön koostamisen katsottiin olevan itsessään niin laajoja töitä, että varsinaisen valmiin oppaan koostaminen päätettiin jättää työn ulkopuolelle. Työhön kootun katsauksen perusteella olisi kuitenkin jatkossa mahdollisuus toteuttaa varsinainen painettu tai sähköinen hammaskeraamien opas.

Englanninkielisten materiaalien kääntämisessä ei käytetty käännösohjelmia tai ulkopuolista apua, jolloin tällä voidaan katsoa olevan työn luotettavuutta lisäävä vaikutus. Koska kaikista keraameista ei suhteellisen uusina materiaaleina ole vielä saatavilla kovin laajaa tieteellistä tutkimusta, on materiaalikatsauksessa hyödynnetty myös kaupallisten toimijoiden tuottamia lähdemateriaaleja, kuten tuotteita markkinoivien yritysten käyttöohjeita ja katalogeja. Tällaisia lähteitä on tarkasteltava kriittisesti, jotta markkinointimateriaali voidaan erottaa asiatiedosta.

Jälkikäteen ajateltuna oppaan rakennetta olisi voinut rajata enemmän, jolloin käsiteltäviksi materiaaleiksi olisivat rajautuneet esimerkiksi vain lasikeraamit. Toisaalta, kun työhön sisällytettiin kaikki yleisimmin käytetyt keraamiryhmät, niin näistä saatiin koottua yksi yhtenäinen luokittelu. Tällöin eri materiaalien sijoittuminen toisiinsa nähden on selkeämmin ymmärrettävissä. Katsauksen osalta olisi myös mahdollista lähteä jatkokehittelemään yksittäisiä suppeampia katsauksia, joissa eri keraamiryhmät olisi vielä kuvattu erillisinä materiaaleina. Tällöin rakenteeseen voisi sisällyttää vielä yksityiskohtaisemmin tietoja eri materiaalien hammaslaboratoriossa tapahtuvaan työstämiseen ja käyttökohteisiin liittyen.

LÄHTEET

- Andreiotelli, M. 2006. Survival rate and fracture resistance of zirconium dioxide implants after exposure to the artificial mouth: An in-vitro study. Viitattu 14.1.2018. <https://freidok.uni-freiburg.de/data/2609>
- Anusavice, K. 2003. Phillips' science of dental materials. 11., uudistettu painos. Yhdysvallat: Saunders.
- Arunachalam, L. 2012. Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques. Publisher: InTech.
- Askeland, D., Fulay, P. & Wright, W. 2011. The Science and Engineering of Materials. Sixth Edition. Cengage Learning: USA. <http://home.ufam.edu.br/berti/nanomateriais/0495296023MaterialsEnginee.pdf>
- BBC 2014. History. Josiah Wedgwood (1730 - 1795). Viitattu 5.9.2017. http://www.bbc.co.uk/history/historic_figures/wedgwood_josiah.shtml
- Barizon, K. 2011. Relative translucency of ceramic systems for porcelain veneers. University of Iowa. Viitattu 29.12.2017. <http://ir.uiowa.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=2308&context=etd>
- Bodies The Exhibition 2014. Edentulous: A Brief History of Dentures. Viitattu 5.9.2017. <http://www.premierexhibitions.com/exhibitions/4/4/bodies-exhibition/blog?page=5>
- British Dental Association. N.d. A French dentist showing his artificial teeth. Viitattu 5.9.2017. <https://bda.org/museum/collections/dental-art/a-french-dentist-showing-his-artificial-teeth>
- Bäckman, L. 2017. Product & Digital Dealer Manager. Heraeus Kulzer. HeraCeram-kurssi 28.2. Hyvinkää.
- Carrabba, M., Nagasawa, Y., Julosky, J. & Ferrari, M. 2017. Flexural strength of CAD/CAM and pressed novel lithium disilicate. Dental Materials. Volume 33, s. e16-e17.
- Clark illustration. 2018. Occlusal view (Adult teeth). Viitattu 19.1.2018. http://clark-illustration.com/adult_occl/
- Core Ceramic Studio. 2005. Viitattu 11.1.2018. <https://www.coreceramic.com/>
- H.A.B. Dental laboratory. N.d. Crown & Bridge. Viitattu 11.1.2018. <http://www.hablab.com.au/crown-bridge/>
- Heikura, P. 2013. Keisareista oligarkkeihin. Venäläinen posliini on aikansa peili. Kemia-lehti. 5/2013. 87-89. Viitattu 20.7.2017. http://www.kemia-lehti.fi/wp-content/uploads/2013/09/Venalainen_posliini_on_aikansa_peili_Kemia-lehti_02.09.13.pdf
- Dorset, R. 2007. Kullantekijästä savenvälajaksi posliini. Tieteen Kuvalehti Historia.4/2007, 60-63. Viitattu 20.7.2017. https://white-album.s3.amazonaws.com/files/HIFI_13_0656_porcelain.indd
- Glidewell laboratories. 2018. BruxZir® Full-Strength vs. BruxZir® Anterior – Choosing Between Transformation Toughening and Light Transmission. Viitattu 25.1.2018. <http://glidewelldental.com/education/chairside-dental-magazine/volume-11-issue-3/bruxzir-full-strength-vs-anterior>
- Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva N. & Bonfante, E. 2015. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. Quintessence Publishing Co Inc. Volume 28, Number 3, 2015.
- Kaminski, H. & DuPois, E. 2009. Dental Materials Research. Nova Science Publishers.

- Heikkinen, E-P. 2014. Tulenkestävät materiaalit pyrometallurgisissa prosesseissa. Pro-sessimetallurgian tutkimusryhmä. Oulun Yliopisto. (Powerpoint-esitys). <http://slideplayer.fi/slide/2885335/>
- Hench, L. & Wilson, J. 1993. An Introduction to Bioceramics. Singapore: World Scientific.
- Heuer, C. N.d. Color Systems. Viitattu 19.11.2017. <https://www.uwgb.edu/heuerc/2D/Color-System.html>
- Hollauer, C. N.d. Modeling of Thermal Oxidation and Stress Effects. Viitattu 29.10.2017. <http://www.iue.tuwien.ac.at/phd/hollauer/node11.html>
- Hummel, R. E. 1998. Understanding Materials Science: History, Properties, Applications. New York: Springer.
- Ivoclar Vivadent. 2017a. All-Ceramics. Viitattu 29.12.2017. <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/>
- Ivoclar Vivadent. 2017b. IPS e.max Ceram. Instructions for use. PDF. Viitattu 28.12.2017. http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/1264/IPS+e-max+Ceram?_ga=2.179350061.868452511.1514452423-2023300912.1499924420
- Ivoclar Vivadent. 2017c. IPS e.max System Overview. Viitattu 19.10.2017. <https://www.makeitemax.com/all-ceramics/ips-emax-system/>
- Ivoclar Vivadent. 2017d. IPS e.max Press Multi. Viitattu 19.1.2018. <https://www.ivoclarvivadent.us/explore/ips-emax-press-multi>
- Ivoclar Vivadent. N.d. IPS Style® Ceram. Instructions for use. Viitattu 3.11.2017. <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/34003/IPS+Style+Ceram>
- Ivoclar Vivadent. 2009a. IPS e.max lithium disilicate: The Future of All-Ceramic Dentistry. Viitattu 20.11.2017. <http://glidewelldental.com/wp-content/uploads/2016/02/all-ceramic-emax-system-guide.pdf>
- Ivoclar Vivadent. 2009b. IPS e.max ZirPress. Instructions for use. Viitattu 28.12.2017. http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/10473/IPS+e-max+ZirPress?_ga=2.87625105.868452511.1514452423-2023300912.1499924420
- Jin, X-J. 2005. Martensitic transformation in zirconia containing ceramics and its applications. Current Opinion in Solid State and Materials Science. Volume 9, Issue 6, December 2005, Pages 313-318.
- Jokela, T., Repo, J. 2009. Hammastekniikan perustöiden opas: työkalu opiskeluun. Metropolia Ammattikorkeakoulu. Hammastekniikka. Opinnäytetyö.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian Dental Journal. 2011; 56(Suppl 1):84-96.
- Kyngäs & Vanhanen. 1998. Artikkel. Hoitotiede vol. 11 (1/99). Sisällönanalyysi.
- Labor Gredig. 2017. Initial LiSi Press versus e.max. presskeramik. Viitattu 11.1.2018. <http://labor-gredig.ch/2017/09/27/e-max-oder-initial-lisi-press/>
- Lassila, L & Levänen, E. 2017. Zirkonian salat? Hammasteknikko-lehti. 2/2017, 4-8.
- Laurila, M., Hjerpe, J., Vallittu, P. & Tanner, J. 2016. Keraamit hammashoidon materiaaleina. Suomen Hammaslääkärilehti 33,2.
- Matinlinna, J. 2008. Zirkonia, zirkoni, zirkoniumoksidi, zirkoniumdioksidi vai zirkonium? Hammasteknikkolehti 1/2008, 4-7. <http://www.hammasteknikko.fi/tiedostot/Zirkonia.pdf>

- Matinlinna, J. 2014. Handbook of Oral Biomaterials. USA: Pan Stanford Publishing Pte. Ltd.
- Mineral Data Publishing. 2001. Leucite. Viitattu 11.1.2018. <http://rruff.info/doclib/hom/leucite.pdf>
- Nurmi, K. 2016. Lantaani-modifioidun bst:n valmistus ja karakterisointi. Oulun yliopisto. Sähkötekniikan tutkinto-ohjelma. Diplomityö. Viitattu 14.12.2017. <http://jultika.oulu.fi/files/nbnfioulu-201606092489.pdf>
- Nykänen, J. 2005. Materiaaliopin virtuaalikurssi. TTKK, Materiaaliopin laitos. http://www.ims.tut.fi/vmv/2005/vmv_4_3.php
- Oxford University Press. 2017. Oxford reference, Richmond crown. Viitattu 19.9.2017. <http://www.oxfordreference.com/view/10.1093/oi/authority.20110803100420406>
- Peerapong J., Boonlert, K. & Chanothai, H. 2011. Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. Journal of Applied Oral Science. vol.19 no.2. http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572011000200003
- Piispanen, R. & Tuisku, P. 2005. Mineralogian Perusteet. Verkkokirja. <http://cc.oulu.fi/~pe-tuisku/Mineralogia/MinPer2.htm>
- Pocket Dentistry. 2015. 7: Color and Shade. Viitattu 20.1.2018. <https://pocketdentistry.com/7-color-and-shade/>
- Powers, J., Wataha, J. 2017. Dental materials: foundations and applications. 11. painos. St. Louis Missouri: Elsevier.
- Rosenstiel, S., Land, M. & Junhe, F. 2016. Contemporary fixed prosthodontics. 5. painos. Elsevier: USA.
- Salminen, A. 2011. Mikä kirjallisuuskatsaus? Johdatus kirjallisuuskatsauksen tyypeihin ja hallintotieteellisiin sovelluksiin. Vaasan yliopiston julkaisuja. http://www.uva.fi/materiaali/pdf/isbn_978-952-476-349-3.pdf
- 360SDM Dental Milling Center. 2014. IPS e.max® CAD. Viitattu 11.1.2017. http://360sdm.com/360SDM_IPS_emax_CAD.htm
- Shen, J. 2013. Advanced Ceramics for Dentistry. Publisher: Butterworth-Heinemann
- Schils, P., 2010. Color Phenomena. Attributes. Viitattu 18.11.2017. <http://www.color-theory-phenomena.nl/04.00.html>
- Shenoy, A & Shenoy, N. 2010. Dental Ceramics: An update. Journal of Conservative Dentistry. Oct.-Dec.;13(4): 195-203.
- Silfverberg, P. 2007. Ideasta projektiksi. Projektisuunnittelun käsikirja. Helsinki: Edita.
- Subbarao EC. 1981. Zirconia – an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. Science and technology of zirconia. Columbus, OH: The Amer Cer Soc. p. 1-24.
- Sulaiman, T. 2015. Monolithic zirconium dioxide as a full contour restorative material. With special emphasis on the optical and mechanical properties. Turun yliopisto. Turku: Turun Yliopiston julkaisuja, Painosalama Oy.
- Traini, T. Sinjari, B. Pascetta, R. Serafini, N. Perfetti, G. Trisi, P. Caputi, S. 2016. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. Dental Materials Journal 2016; 35(5): 748–755. https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/35/5/35_2016-041/_pdf

Trujillo, C. N.d. Things we learn at UCLA - Center for esthetic dentistry. Viitattu 19.1.2018. <https://www.instagram.com/doctortrujillo/>

TWI Group. 2017. How are glass, ceramics and glass-ceramics defined? Viitattu 29.10.2017. <http://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/faq-how-are-glass-ceramics-and-glass-ceramics-defined/>

Tähtivaara, A. 2008. Lasin kemiaa verkossa. Pro gradu-tutkielma. Helsingin yliopisto, kemian opettajansuuntautumisvaihtoehto, kemian koulutusohjelma, matemaattisluonnontieteellinen tiedekunta. Viitattu 7.6.2017. <http://www.helsinki.fi/kemia/opettaja/ont/tahtivaara-a-2008.pdf>

Ultradent Products inc. N.d. Esthetic restorative material. Viitattu 20.1.2018. https://www.ultradent.com/SiteCollectionImages/Multi-Media-Tab/Step-by-Step-Procedures/Composites/Vit-l-escence/6_Vit-l-escence-Procedure.jpg

Vilkka, H. & Airaksinen, T. 2003. Toiminnallinen opinnäytetyö. Helsinki: Tammi.

Vita Zahnfabrik. 2016. VITA SUPRINITY® PC VITA shade, VITA made. Working Instructions. https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=47498&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1

VITA Zahnfabrik. 2007. Veneering material. VITAVM15. For metal substructures made of multi-indication alloys. Working Instructions. Viitattu 29.10.2017. https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=29016&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1

Ward, G. 2008. The Grove Encyclopedia of Materials and Techniques in Art. Publisher: Oxford University Press.

Wollstén, A. 2011. Fluoresointi. Hammasteknikkolehti. 4/2011. <http://www.hammasteknikko.fi/tiedostot/Fluoresointi.pdf>

Wollstén, A. 2012. Opalisointi. Hammasteknikkolehti. 1/2012. <http://www.hammasteknikko.fi/tiedostot/Opalisointi.pdf>