

Opinnäytetyö (AMK)

Hammasteknikkokoulutus

2019

Henna Malmberg ja Meriissa Tuominen

HAMPAISTON JA HAMMASTEKNISTEN KERAAMIEN KULUMINEN

– Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

Henna Malmberg ja Meriissa Tuominen

HAMPAISTON JA HAMMASTEKNISTEN KERAAMIEN KULUMINEN

- Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

Tämän opinnäytetyön keskeisimpänä aiheena on kuluminen ja sen erilaiset muodot, jotka ovat läsnä suun olosuhteissa ja vaikuttavat hampaisiin ja siellä käytettäviin korjaaviin materiaaleihin. Kuluminen on hyvin monimutkainen prosessi, mutta vielä monimutkaisempi on suu ja sen ankarat olosuhteet mille tahansa materiaalille. Halusimme tutkia näiden yhteisvaikutusta ja millaisia seurauksia kulumisella on esimerkiksi purentaan, sekä selvittää miten myös suussa käytettävät korjaavat materiaalit kuluvat ja kuluttavat hammasta.

Opinnäytetyön tavoitteena on löytää vastauksia opinnäytetyöhön asetettuihin tutkimuskysymyksiin ja kerätä aiheesta mahdollisimman paljon luotettavaa ja hyödyllistä tietoa mahdollisimman hyvän kokonaiskuvan luomiseksi. Tarkoituksena ei ole määritellä minkään keraamin paremmuutta toiseen, vaan vertailemalla ja tutkimalla tuoda esille yhtäläisyyksiä ja eroja niiden kulumiskäyttäytymisessä sekä sivittää kulumisen ja kuluttamisen takana olevia syitä ja seurauksia.

Opinnäytetyö toteutettiin kirjallisuuskatsauksena, eli keskityimme kokoamaan löytämäämme tietoa yhteen, emmekä tuottaneet varsinaisesti mitään uutta tietoa aiheeseen. Kokoamalla aiheesta laajasti tietoa pystyimme luomaan tiivistetyn kokonaiskuvan kulumisen monimutkaisuudesta ja laaja-alaisuudesta, joka toivottavasti helpottaa asian pintapuolista hahmottamista.

ASIASANAT:

Kuluminen, zirkonia, litiumdisilikaatti, tribologia

BACHELOR'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Degree programme in Dental Technology

2019 | 41 pages

Henna Malmberg and Meriissa Tuominen

THE WEAR OF TOOTH AND RESTORATIVE CERAMICS USED IN DENTAL TECHNOLOGY

- A narrative literature review

The subject of this thesis is wear and its various forms that are present in the oral conditions and affect the teeth and the restoration materials used there. Wear is a very complicated process, but even more complicated is the human mouth and its harsh conditions for any material. We wanted to explore their interplay and what the effects of wear are on the bite for example, and how the repairing materials in the mouth also consume and wear out.

The aim of this thesis is to find answers to the research questions set for the thesis and to gather as much reliable and useful information as possible in order to create the best overall picture. It is not about defining the superiority of any ceramic to another, but by comparing and researching the causes and consequences of wear and consumption, to share knowledge.

This thesis was carried out as a literature review. We focused on gathering the information found, together and did not produce any new information on the subject. By gathering extensive information on the subject, we were able to create a concise overall picture of the complexity and breadth of wear that will hopefully facilitate the superficial understanding of the matter.

KEYWORDS:

Wear, zirconia, lithium disilicate, tribology

SISÄLTÖ

SANASTO

1 JOHDANTO	1
2 OPINNÄYTETYÖN LÄHTÖKOHDAT	2
2.1 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoitteet	2
2.2 Tutkimuskysymykset	3
3 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS	4
3.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus tutkimusmetodina	4
3.2 Kirjallisuuskatsauksen prosessi	4
3.3 Hakusanat, haun rajaukset ja niiden analyysi	6
3.4 Eettisyys ja luotettavuus	8
4 HAMPAISTO JA PARENTAFYSIOLOGIA	9
4.1 Hammas	9
4.2 Hampaisto ja parenta	10
5 HAMMASTEKNISET KERAAMIT	12
5.1 Hammastekniikassa käytettävät keraamit	12
5.2 Litiumdisilikaatti	13
5.3 Zirkonia	14
6 KULUMINEN JA SEN TUTKIMINEN	16
6.1 Kulumisen muodot	16
6.2 Kulumisen hammaslääketieteessä	22
6.3 Kulumisen tutkiminen	26
6.4 Hammasteknisten materiaalien kulumisen simulointi	28
7 TULOKSET	32
7.1 Kulumisen vaikutus hampaistoon	32
7.2 Hammasteknisten keraamien ja kiilteen kuluminen	33
8 POHDINTA	36
LÄHTEET	38

KUVAT

Kuva 1. IPS e.max Pressin mikrorakenne. Ivoclar Vivadent AG 2011.	14
Kuva 2. Adhesiivinen kuluminen. SubsTech 2019.	18
Kuva 3. Materiaalin pinnalla tapahtuvia kulumisprosesseja. D'Incau & Saulue 2012.	20
Kuva 4. Attritio. Morozova ym. 2016.	22
Kuva 5. Abraasio. Morozova ym. 2016.	23
Kuva 6. Eroosio. Morozova ym. 2016.	24
Kuva 7. Abfraktio. Morozova ym. 2016.	26
Kuva 8. Esimerkki purentasimulaattorista. Chewing Simulator CS-4.8. SD Mechatronik GMBH 2019.	29

KUVIOT

Kuvio 1. Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen prosessi. Kangasniemi ym. 2013.	5
--	---

TAULUKOT

Taulukko 1. Aineiston sisäänotto- ja poissulkukriteerit.	7
Taulukko 2. Kuvailu tutkimuksien purentasimulaattoreista ja niihin asetetuista arvoista. Kim ym. 2012; Lawson ym. 2014; Habib ym. 2019.	35

SANASTO

Abutmentti	Implantin jatke
Antagonisti	Vastapurija
Asperiitti	Materiaalien pintojen vaihtelevat mikroskooppiset muodot, korkeudet ja kontaktit
Bruksismi	Joko unen aikaista tai valveilla tapahtuvaa tahdosta riippumatonta hampaiden nopeajaksoista kiristelyä ja hidastusliikkeistä narskutusta
CAD/CAM	Tietokoneavusteinen suunnittelu/valmistus
E.max	Litiumdisilikaatista koostuva lasikeraami
Eksogeeninen	Ulkosyntyinen, ulkopuolelta peräisin oleva, ulkoisen syyn aiheuttama
Hygroskooppinen	Huokoisen aineen kyky imeä kosteutta ilmasta
Hydroksiapatiittikide	Kalsiumfosfaatti, jota esiintyy hammasluun ainesosana
Hydrolyyttinen hajoaminen	Kemiallinen reaktio, jossa yhdiste hajoaa vettä lisättäessä takaisin lähtöainekseen
Homogeenisuus	Tasakoosteinen, tasarakenteinen, tasalaatuinen
Implantti	Implantti on leukaluuhun kiinnitettävä, useimmiten titaanista valmistettu keinojuuri
Indusoida	Aiheuttaa induktio, eli kudosten välinen vuorovaikutus
Intraoraalinen	Suunsisäinen
Jyrsintä	Jyrsintä on yleinen työstöprosessi, johon kuuluu esimerkiksi metallin poistaminen työkappaleen pinnasta litteiden, kulmien pintojen ja urien muodostamiseksi koneen avulla
Keraami	Ihmisten itse syntetisoituja, luonnonraaka-aineista valmistettuja, erilaisia epäorgaanisia epämetalliyhdistelmiä
Kserostomia	Suun kuivuus
Kuspi	Hampaan purupinnalla oleva nysty
Karies	Hammasmätä, hampaiden reikiintyminen
Labiaalinen	Huulenpuoleinen

Litiumdisilikaatti	Lasikeraami, joka koostuu pääosin litiumdisilikaattikristalleista
Molaari	Takahammas
Mikro-CT skannauslaite	3D -tekniikan laite, joka hyödyntää röntgensäteitä esineiden sisälle näkemiseen, siivu kerrallaan
Okklusaalipinta	Hampaan purupinta
Ortodontia	Tulee sanana kreikan kielestä ja tarkoittaa hampaan suorittamista, eli oikomishoitoa
Palatinaalinen	Suulakeen liittyvä, suulaen puoleinen
Paleontologia	Geotieteen osa-alue, joka tutkii Maan esihistoriallisten aikojen elämää
Periodontaalinen	Hampaan vieruskudokseen liittyvä
Piikarpidi	Piin ja hiilen muodostama keraaminen yhdiste
Plastisointi	Komponentit ovat lopputuotteessa yhtenäisenä komponenttina eivätkä erillisinä
PMMA	Läpikuultava termoplastinen polymeeri, jota valmistetaan polymeroimalla metyyylimetakrylaattimonomeeriä
Polymetyylimetakrylaatti	PMMA, eli akryyli
Premolaari	Välihammas, kaksi kulmahampaan takana olevaa hammasta
Profylaktinen	Ennalta ehkäisevä tai suojaava
Profilometri	Pinnan muodon ja -laadun mittaukseen soveltuva kosketukseton menetelmä. Laite hyödyntää valon interferenssiä, mikä mahdollistaa näytteen pinnan muodon määrittämisen erittäin suurella tarkkuudella
Pulpiitti	Hammasytimen tulehdus
Sintraus	Prosessi, jossa tuotetaan materiasta kiinteä kappale kuumuudella tai puristamalla, sulattamatta materiaa
Tetrasykliini	Tetrasykliini estää bakteerien kasvua ja lisääntymistä
TMD-kipu	Hammassäryn jälkeen esiintyvä pään alueen kiputila
Tribologia	Tutkii liikkuvien pintojen välistä vuorovaikutusta, kitkaa, kulumista ja voitelua
Zirkonia	tai zirkoniumoksidi, valkoinen jauhemainen metallioksidi

1 JOHDANTO

Hampaiden kuluminen on jatkuvasti kasvava ongelma, sillä elinajanodote kasvaa ja hampaiden on kestävä pidempään. Hammaslääketieteen alalla työskentelevän on oltava tietoinen taustalla olevista ongelmista ja vaikuttavista tekijöistä, niin kuin myös hammashoitotuotteiden valmistajien. Hampaiden kulumismekanismien ymmärtäminen auttaa myös kehittämään entistä parempia restaurointimateriaaleja. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.) Tämä opinnäytetyö tarjoaa tiiviin yhteenvedon kulumisen eri muodoista ja niiden eri vaikutuksista, sekä kahden eri hammastekniikassa käytetyn keraamin, zirkonian ja litiumdisilikaatin, kulumiskäyttäytymisestä.

Hampaat ja hammasproteeseissa käytetyt materiaalit altistuvat jatkuvasti fyysiselle ja kemialliselle hajoamiselle suun ankarissa olosuhteissa. Vaikka kuluminen on yleensä hitaasti etenevää, monet potilaskohtaiset tekijät voivat nopeuttaa prosessia. Mikään nykyinen materiaali ei kykene täyttämään kaikkia ihanteellisen korjaavan materiaalin vaatimuksia, ja potilaiden esteettiset vaatimukset ja taloudelliset näkökohdat ovat usein ristiriidassa muiden tärkeiden biologisten ja toiminnallisten vaatimusten kanssa. Sopivien materiaalien valinta sekä hampaan että restauroinnin kulumisen minimoimiseksi, on tärkeä näkökohta hoidon suunnittelussa. Hampaiden ja korjaavien materiaalien välisen kulumisnopeuden epätasapaino voi johtaa esimerkiksi nopeampaan dentiinin altistumiseen kulumiselle okklusaalisen epävakan myötä. (Yip ym. 2004, 354.) Tässä kirjallisuuskatsauksessa on keskitytty myös kulumisen tutkimiseen ja sen haasteisiin sekä suun olosuhteissa että erilaisilla purentasimulaattoreilla. Esiin nousee erityisesti se, kuinka haastavaa oikean materiaalin valinta saattaa olla, kun vaikuttavia tekijöitä ja muuttujia on kulumisen saralla niin monia.

Hampaiden kuluminen on monimutkainen ilmiö, joka johtuu biologisten, mekaanisten, kemiallisten ja tribologisten tekijöiden yhteisvaikutuksesta. Kovien hammaskudosten pinta sekä kiillettä ja dentiiniä korvaavat täytemateriaalit kuormittuvat mekaanisesti vastapurijasta tai muun suun ulkopuolisen esineen, esimerkiksi hammasharjan, seurauksesta sekä altistuvat suuontelon happamalle ympäristölle. Nämä prosessit yhdessä johtavat kovien hammaskudosten ja täytteiden pintavirheiden muodostumiseen. (Morozova ym. 2016, 84.)

2 OPINNÄYTETYÖN LÄHTÖKOHDAT

Tämän opinnäytetyön aihe perustui ensin omille miettellemme siitä, millainen vaikutus yhä vain kovemmiksi ja kestävämmiksi tehdyillä materiaaleilla on ihmisen omaan hampaistoon, jos luonnollista hampaistoa pyritään kuitenkin jatkuvasti vain enemmän säästämään ja suojelemaan? Yksinkertaisesti ajateltuna voisi olettaa, että mitä kovempaa materiaali on, sitä enemmän se kuluttaa. Aihe tuntui olevan hyvin mielenkiintoinen ja halusimme lähteä sitä selvittämään ja kokoamaan yhteen tietoa, joka toisi näkökulmaa ja tietoa kulumisesta sekä sen käsitteestä. Tahdoimme myös löytää vastauksia aiheisiin, jotka meitä kiinnostivat ja jotka koskivat korjaavien materiaalien kulumista.

Toimeksiantajana toimi Turun ammattikorkeakoulu ja opinnäytetyön nimeksi muodostui Hampaiston ja hammasteknisten keraamien kuluminen.

2.1 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoitteet

Opinnäytetyömme perimmäisenä tarkoituksena on kartoittaa saatavalla olevaa tietoa, sekä yhdistää ja koota yhteen tutkimuksia ja tieteellisiä julkaisuja, jotta pystytään paremmin hahmottamaan, mikä on purennan tasaisen kulumisen merkitys ja millaisia ongelmia liiallisesta kulumisesta voi seurata, sekä vertailla kahta hammasteknistä keraamia keskenään ja niiden kulumiskäyttäytymistä. Aiheesta on vain vähän suomenkielistä materiaalia saatavilla, kuten hammastekniikan alalla yleisesti on, joten tarkoituksena on myös tuottaa suomenkielistä materiaalia ja näin helpottaa asian ymmärrettävyyttä.

Tavoitteena on löytää vastauksia opinnäytetyöhön asetettuihin tutkimuskysymyksiin ja kerätä aiheesta mahdollisimman paljon luotettavaa ja hyödyllistä tietoa mahdollisimman hyvän kokonaiskuvan luomiseksi. Tärkeimpänä tavoitteena on yrittää syventää ymmärrystä kulumisen monimuotoisuudesta ja sen vaikutuksista, jotka eivät välttämättä olekaan niin yksinkertaisia kuin aluksi saattaisi ajatella. Tarkoituksena ei ole määritellä minäkään keraamin paremmuutta toiseen, vaan vertailemalla ja tutkimalla tuoda esille yhtäläisyyksiä ja eroja niiden kulumiskäyttäytymisessä sekä sivittää kulumisen ja kuluttamisen takana olevia syitä ja seurauksia.

2.2 Tutkimuskysymykset

Tutkimuskysymykset luotiin sekä purentafysiologian, että materiaalien kulumisen kannalta olennaisten intressien mukaan. Tavoitteena oli luoda rajatut, mutta riittävän väljät tutkimuskysymykset, jotta aihetta on mahdollista tarkastella syvällisesti, mutta monista näkökulmista. (Kangasniemi ym. 2013, 295). Tutkimuskysymykset muuttuivat jonkin verran prosessin aikana, mutta muotoutuivat seuraaviksi:

1. Mikä on hampaiston tasaisen kulumisen merkitys?
2. Miten hammastekniset keraamit, zirkonia ja litiumdisilikaatti, kuluvat ja kuluttavat kiillettä?

Jo heti opinnäytetyön prosessin alussa kävi selväksi aiheen valtava laajuus, minkä vuoksi aihetta oli pakko lähteä rajaamaan ajateltua enemmän. Tutkittuja materiaaleja hammastekniikassa riittäisi tähän aiheeseen valtavasti, mutta niin suureen määrään materiaaleja ja niiden vertailuun, ei tämän opinnäytetyön puitteissa ollut aikaa mahdollista toteuttaa. Tämän seurauksena kyseisen aiheen pidemmälle viemiseen tai uudelleen hyödyntämiseen on hyvät mahdollisuudet myöhemmin uutena opinnäytetyön aiheena.

3 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS

Opinnäytetyön metodiksi valikoitui kuvaileva kirjallisuuskatsaus. Kirjallisuuskatsauksen avulla pyritään antamaan laaja kuva käsiteltävästä aiheesta ja kuvailla käsiteltävän aiheen historiaa ja kehityskulkua. Kyseessä on siis käytännössä yleiskatsaus, jonka tarkoituksena on tiivistää aiemmin tehtyjä tutkimuksia. Kuvailevana tutkimustekniikkana kuvaileva katsaus auttaa ajantasaistamaan tutkimustietoa, muttei tarjoa varsinaista analyttisintä tulosta. (Salminen 2011, 7.)

Tietoa kerättiin pääasiassa internetin kautta erilaisista tietopankeista kyseiseen aihealueeseen liittyvistä aineistoista ja tutkimuksista analysoimalla niitä. Myös kirjastoa on hyödynnetty kartoittamalla siellä saatavilla olevaa materiaalia.

3.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus tutkimusmetodina

Kirjallisuuskatsauksia tehdään hyvin erilaisiin tarkoituksiin, ja siksi niiden tekotavat ja nimitykset eroavat hieman toisistaan. Kirjallisuuskatsauksella kartoitetaan yleensä sitä, millaista tietoa joltakin rajatulta alueelta on olemassa. Sen avulla saadaan tietoa siitä, miten paljon tutkimustietoa on olemassa, millaisesta näkökulmasta aihetta on tutkittu ja millaisin menetelmin. Kirjallisuuskatsaustyytit voidaan jakaa kolmeen päätyyppiin: kuvailevat katsaukset, systemaattiset kirjallisuuskatsaukset sekä määrälliset meta-analyysit ja laadulliset meta-synteesit. (Jyväskylän ammattikorkeakoulu.)

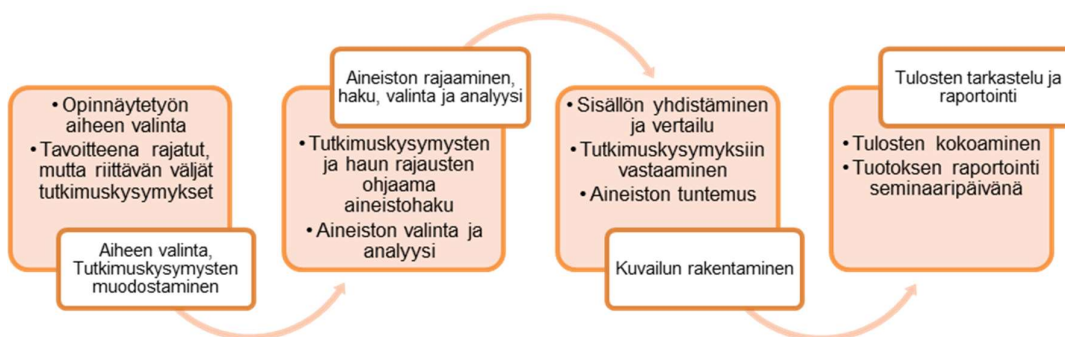
Tämän opinnäytetyön metodiksi päädyttiin valitsemaan kuvaileva kirjallisuuskatsaus, sillä se palvelee hyvin opinnäytetyön tarkoitusta ja olemassa olevia tutkimuksia on siihen riittävästi. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus on tieteellisiä periaatteita noudattava itsenäinen tutkimusmenetelmä, jonka tarkoituksena on kuvata valittu ilmiö teoreettisesta tai kontekstuaalisesta näkökulmasta rajatusti, jäsennellysti ja perustellusti tarkoitukseen valitun kirjallisuuden avulla. (Kangasniemi ym. 2013, 293.)

3.2 Kirjallisuuskatsauksen prosessi

Vaikka kirjallisuuskatsaustyypppejä on useita, ne sisältävät aina samat perusosat, joita lyhyesti lueteltuna ovat kirjallisuuden haku, kriittinen arviointi, aineiston perusteella tehty

synteesi sekä analyysi. Jokaisella katsaustyyppillä on kuitenkin tietysti omanlaisensa hienojakoiset erot katsauksen tarkoituksen, aineistonhankinnan, määrittelyn ja analyysimenetelmän osalta. (Jyväskylän ammattikorkeakoulu.) Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen vaiheet tarkemmin ovat tutkimuskysymyksen muodostaminen, aineisto ja sen valinta, kuvailun rakentaminen ja lopuksi tulosten tarkastelu (Kangasniemi ym. 2013, 294).

Alla on kuvattu tämän opinnäytetyön prosessin suunnitelma ja toteutus kuvailevan kirjallisuuskatsauksen vaiheiden mukaan:



Kuvio 1. Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen prosessi. Kangasniemi ym. 2013.

Opinnäytetyön toteutus alkoi aiheen valinnalla ja sisäistämällä, jonka jälkeen määriteltiin myös alustavat tutkimuskysymykset sen perusteella, mihin halusimme rajata laajan aiheemme. Kuten edellä mainittiinkin, tutkimuskysymyksiä on matkan varrella päivitetty useampia kertoja sitä mukaan, kun tietämys aiheesta on kasvanut ja todellinen laajuus tullut esiin.

Hyväksi koettujen rajausten mukaan ja niistä koostettujen sisäänotto- ja poissulkukriteerien mukaan lähdettiin tutkimuskysymyksiä hyödyntäen hakemaan ja keräämään aineistoa ja tutustumaan syvällisemmin aiheeseen lukemalla ja analysoimalla kerättyä materiaalia. Materiaalia jäsenneltiin ja jaettiin huolellisesti alusta lähtien teemoittain, jotta suuri

tietomäärä pysyisi hallinnassa ja järjestyksessä, jolloin sitä olisi mahdollisimman helppo hyödyntää.

Sen jälkeen varsinainen opinnäytetyön kokoaminen alkoi ja kerättyä tietoa päästiin yhdistelemään, jolloin päästiin hyödyntämään kunnolla aineiston tuntemusta. Lopulliset muutokset ja rajaukset tehtiin tutkimuskysymyksiin ja lopullinen kuvailu tulevasta opinnäytetyön rakenteesta muodostettiin. Työ jaettiin aluksi aiheisiin, joita haluttiin lopulliseen raporttiin sisällyttää ja aiheiden sisällä tehtiin muutamia jakoja, jotta pystyttäisiin sujuvasti rakentamaan hyvää kokonaisuutta myös erillään. Lopulliset kappaleet ja niiden sisällön valitsimme ja keskustelimme kuitenkin yhdessä ja lopullinen raportti on sekoitus molempien panostusta aiheiden sisällä.

Tämä opinnäytetyö esitettiin hammastekniikan kevätluentopäivillä 2019 ICT-talolla Turussa, yhdessä toisen valmistuvan ryhmän kanssa, joten varsinaista seminaaripäivää ei tähän opinnäytetyöhön kuulunut vaan tulosten kokoaminen ja niiden esittäminen tapahtui sitä kautta.

3.3 Hakusanat, haun rajaukset ja niiden analyysi

Opinnäytetyön aiheesta ei löydy samalla tavalla, tai samoissa määrin tietoa yleisimmistä terveydenhuollon tietokannoista, kuin muista kyseisen alan aiheista, joten keskitimme hakumme myös muihin mahdollisuuksiin, kuten Google Scholariin ja PubMediin. Koska tietoa aiheesta löytyy pääasiassa ja laajemmin englanniksi, myös hakusanoina on suurimmaksi osaksi käytetty englanninkielisiä termejä ja sanojen yhdistelmiä. Haun rajauksina toimivat seuraavassa kappaleessa esitetyt aineistojen sisäänotto- ja poissulkukriteerit.

Katsauksen tuloksiin valittuja aineistoja ja tutkimusten kriteerejä kuvaillaan sisäänotto- ja poissulkukriteerein, joiden avulla pyritään yhtenäistämään tutkimukseen valittavat aineistot. Asetimme kriteerit aluksi melko tiukoiksi, mutta päädyimme muokkaamaan niitä vielä myöhemmin katsauksemme paremmin sopiviksi. Käytimme kirjallisuuskatsauksessamme seuraavanlaisia kriteerejä:

Taulukko 1. Aineiston sisäänotto- ja poissulkukriteerit.

SISÄÄNOTTOKRITEERIT	POISSULKUKRITEERIT
<ul style="list-style-type: none"> - Suomen tai englannin kieli - julkaisut vuosilta 2008 - 2018 - vapaasti saatavilla olevat aineistot - erilaiset julkaisut, tutkimukset ja artikkelit koskien hampaiston kulumista sekä kiilteen ja hammasteknisten materiaalien kulumista - tutkimukset, joissa kulumista tutkitaan hankauskulumisena kahden kappaleen kannalta. Vastakappaleeksi on asetettu kiille. - Tutkimukset, joissa on tutkittu samanaikaisesti sekä zirkonian että litiumdisilikaatin kulumista. 	<ul style="list-style-type: none"> - muut kielet - julkaisut ennen vuotta 2010 - maksulliset aineistot - ammattikorkeakoulujen opinnäytetyöt - tutkimukset, joissa tarkastellaan hankauskulumista kolmen kappaleen kannalta tai muuta kulumisen muotoa. Vastakappaleeksi on asetettu muu materiaali kuin kiille.

Yksi iso kriteeri tähän katsaukseen valittuihin tutkimuksiin ja lähteisiin oli niiden maksuton saatavuus. Huomasimme etsiessämme tietoa aiheesta, että osa tutkimuksista tai lähteistä oli meidän käyttämättömissämme, joten se rajasi katsaukseen valittuja tutkimuksia pois ja merkittäviäkin tutkimuksia voi olla sen vuoksi jäänyt pois. Kaikki katsaukseen hyväksytyt lähteet on kuitenkin huolellisesti valittu ja arvioitu niiden resurssien mukaan, joita pystymme tässä opinnäytetyössä hyödyntämään. Aineisto koostuu erilaisista tutkimuksista, tieteellisistä julkaisuista sekä artikkeleista. Lähdeaineistoa analysoitiin aineistolähtöisellä sisällönanalyysillä, ja analyysi alkoi jo aineiston keruuvaiheessa. Aineistoon tutustuttiin ensin huolellisesti, minkä jälkeen sitä lähdettiin karsimaan ja valikoimaan ne, jotka otettiin mukaan sisäänottokriteerien täytyttyä.

3.4 Eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyössämme emme varsinaisesti tuottaneet uutta tietoa, joten haasteet eettisyyden kannalta liittyivät siihen, kuinka huolellisesti ja tarkasti valitsimme materiaalit ja aineistot, joita hyödynsimme ja kuinka tarkastelimme ja analysoimme niitä. Meidän tuli tietenkin kiinnittää huomiota, miten ja mistä hankimme tietoa ja kuinka luotettavista lähteistä. Saatavilla olevista materiaaleista ja lähteistä huomattava osa oli englanninkielisiä, joten käännöksiin tuli kiinnittää erityisen paljon huomiota, jotta varmistimme työmme luotettavuuden ja paikkansa pitävyyden. Muiden tutkijoiden työn ja saavutusten huomioon ottaminen ja asianmukainen lähteisiin viittaaminen on tietysti erityisen tärkeää, joten olemme pyrkineet erityiseen huolellisuuteen ja tarkkuuteen lähteitä merkitessä.

4 HAMPAISTO JA PARENTAFYSIOLOGIA

Aluksi, on hyvä keskittyä ympäristöön ja aiheeseen, johon opinnäytetyömme tutkimuskysymykset keskittyvät, ja käydä läpi joitain siihen liittyviä peruskäsityksiä. Lyhyesti määriteltynä, parentafysiologia tutkii parentaelimen rakennetta, toimintaa ja purentaan toimintahäiriöiden hoitoa (Hammassairaala 2019). Hampaista käytetään kaikissa suun tärkeissä toiminnoissa, kuten puheessa, hengityksessä, maistamisessa ja pureskelussa. Aluksi ihmisellä on kaksikymmentä ensisijaista (tai maito-) hammasta. Nämä korvautuvat lopulta lapsuudessa 32 toissijaisella (tai aikuisiän eli "rauta-") hampaalla. Pureskelun mahdollistamiseksi suu on järjestetty kahteen vastakkaiseen hammaskaareen. Kussakin kaareessa on erilaisia hampaista, joilla kullakin on eri tehtävä. Inkisiivejä, eli etuhampaita käytetään leikkaamiseen; kulmahampaat ovat kehittyneet alun perin saaliiden pitelemiseen, ja molaareilla eli takahampailla pureskellaan. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Suun kemia on erittäin monimutkainen ja sillä on ratkaiseva merkitys hampaiden kulumisessa. Yksi tämän kemian tärkeimmistä komponenteista on sylki. Syljellä on suussa useita toimintoja: se toimii voiteluaineena, joka helpottaa pureskelua ja nielemistä; se on plakin sisältämien happojen puskuri ja se toimittaa kalsium- ja fosfaatti-ioneja, jotka vaikuttavat kiilteen uudelleen mineralisointiin. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Suussa lisääntynyt happamuus on selvästi osoittanut alentavan kiilteen kovuutta ja aiheuttaen sitten hampaiden patologista kulumista. Syljen roolin suussa katsotaan olevan sekä kiillepinnan suojaamista happohyökkäykseltä, olemalla puskuri tuotetuille hapoille, että kasvupohja, joka on tarkoitettu uudelleen mineralisointiin, sillä se tuottaa kalsium- ja fosfaatti-ioneja, jotka mineralisoivat kiillettä. Syljen suojaavat ominaisuudet ovat siis erittäin merkittäviä happojen syövyttävien vaikutusten minimoimiseksi hampaisiin ja korjaviin materiaaleihin. Yleensä sylki on arvoltaan pH 7 (neutraali). Erityisen happaman ruokavalion omaavan henkilön suu voi olla kuitenkin pH 3 ja oksennettu mahahappo taas on pH 1,2. Happamat juomat sisältävät erilaisia happoja, jotka voivat vaihdella pH-arvosta 1 - pH 6. (Zhou & Zheng 2008, 5.)

4.1 Hammas

Hampaan näkyvää osaa kutsutaan kruunuksi ja sitä peittää vaalea kovakudos, kiille. Hammaskiille koostuu pääosin kivennäissuoloista, mikä tekee siitä elimistömme kovinta

kudosta. Hampaan kaulaosassa kiille muuttuu juurisementiksi, josta lähtevien kiinnityskudossäikeiden avulla hampaat kiinnittyvät leukaluun alveoli- eli hammaskuoppalisäkkeen hammaskuoppiin. (Honkala 2015.)

Pääosa hampaasta muodostuu dentiinistä, eli hammasluusta. Dentiini on pehmeämpää kuin kiille ja on kovuudeltaan samaa luokkaa kuin elimistön muu luusto. Hampaan keskellä on hampaan ydinontelo, jota ympäröi dentiini. Ydinontelo jatkuu juurikanavina hampaan juuren kärkeen. Ydinontelo ja juurikanavat muodostavat pulpan, eli hampaan ytimen. Tätä kautta hammas on yhteydessä elimistön muuhun verenkiertoon ja hampaan eri osat saavat ravinteita ja happea. (Honkala 2015.)

Kiille ei uudistu eikä korjaannu, mikäli se murtuu tai kuluu. Kiilteen yksi tärkeimmistä ominaisuuksista on sen kyky vastustaa kulumista monimuotoisessa suun ympäristössä, jossa vaikuttavat kuormitus, edestakaiset hankaavat liikkeet, lämpötilan vaihtelut ja happohyökkäykset. Kiilteen on kestävä tämänkaltaiset olosuhteet ja pidettävä muotonsa. (Guidoni ym. 2008, 60.) Kulumisen on kuitenkin yksilöllistä jokaisella ihmisellä. Kiilteen kliiniseen kuluvuuteen vaikuttaa sen kovuus ja paksuus, yksilön purentakäyttäytyminen yhdessä parafunktionaalisten tapojen ja purentavoimien kanssa, sekä myös ruoan ja antagonistimateriaalin hankauskyky. (Stawarczyk ym. 2013, 103.)

lenten alla oleva hampaan osa on sen juuri. Juuret voivat olla yksi- tai moniosaisia riippuen siitä, mikä hammas on kyseessä. Pääasiassa etualueen hampaissa, kulmahampaissa ja välihampaissa on yksi juuri, paitsi ylänelosissa. Näissä ja taka-alueen hampaissa voi olla kahdesta kolmeen juurta. Ohut ja vaalea juurisementti peittää juuren pintaa. (Suomen Hammaslääkäriliitto 2013.)

4.2 Hampaisto ja purenta

Hampaistot nimetään kehitys- ja puhkeamisaikataulun mukaisesti maitohampaistoon ja pysyvään hampaistoon. Vaihduhampaiston aikana, eli 7–12 vuoden iässä, suussa on sekä maito- että pysyviä hampaita. Pysyvässä hampaistossa hampaat on nimetty niiden sijainnin mukaisesti ylä- ja alaleuan etu-, kulma-, väli- ja poskihampaisiin. Ylä- ja alahammaskaaren keskinäistä suhdetta kutsutaan purentaksi. Purenta kehittyy pitkän ajan kuluessa ensimmäisten maitohampaiden puhkeamisesta aina siihen asti, kun kaikki 28 pysyvää hammasta ovat suussa. (Honkala 2015.) Purentaelimistöksi kutsutaan sitä biomekaanista ympäristöä, jossa hammaslääkärit tarjoavat ja suorittavat hoitoa.

Purentaelimistön katsotaan yleensä koostuvan kolmesta osasta: hampaista, periodontaalisista kudoksista ja leukanivelistä. (Davies & Gray 2001, 237.)

Purennan merkitys hammaslääketieteessä perustuu ensisijaisesti suhteisiin, joita sillä on näissä toisiinsa liittyvissä biomekaanisissa järjestelmissä. Kun tarkastellaan, kuinka lähes kaikilla hammashoidon muodoilla on potentiaalia aiheuttaa okklusaalisia muutoksia, tarve määrittää, mikä on hyvä okklusaalinen käytäntö, on ylivoimainen ja ilmeinen. On ensiarvoisen tärkeää ymmärtää, että termi ideaalinen purenta tarkoittaa jotain aivan muuta kuin termi "oikea purenta". (Davies & Gray 2001, 237.)

Ihannepurennassa ylä- ja alahampaat muodostavat tasaiset, aukottomat ja symmetriset hammaskaaret. Ihannepurenta on kuitenkin melko harvinainen. Purenta voi olla niin sanotusti normaali ja hyväksyttävä, vaikka hampaistossa olisikin lieviä hampaiden kiertymiä, lievää ahtautta tai aukkoisuutta tai ylipurentaa. (Honkala 2015.) Jos väitetään, että okklusio on pelkästään oikea tai väärä, asian mekaaninen lähestymistapa pettää. Potilaat eivät ole koneita, joten purennan toimivuus voidaan arvioida vain sen reaktion perusteella, jonka se tuottaa sen järjestelmän kudoksissa. Tämä reaktio vaihtelee yksilöittäin, ja se voi joissakin yhteyksissä (esimerkiksi TMD-kipu) vaihdella yksilönkin sisällä ajan myötä. Yksinkertaisesti ilmaistuna, toimivalla purennalla tarkoitetaan hampaiden välistä tasaista kontaktia, joka ei kuormita yhtäkään purentaelimistön osaa enempää kuin toista. Voiman kohdistaminen lihaksista, okklusiolinkkien kautta johtaa aina kuormitukseen. Se, onko kyseinen kuorma vahingollinen kudoksille, riippuu useista tekijöistä, jotka ovat aina yksilöllisiä:

1. Kudosten resistenssi ja/tai palautuminen,
2. Sovellettavan voiman suuruus,
3. Käytettävän voiman esiintymistiheys,
4. Käytettävän voiman suunta,
5. Kontaktien määrä, joka vastaanottaa tätä voimaa. (Davies & Gray 2001, 243-245.)

5 HAMMASTEKNISET KERAAMIT

Hampaita korjaavan hammaslääkärin sekä teknikon halu on tarjota materiaaleja, joilla on kiilteen kaltainen toimivuus ja ulkonäkö. Tavoite on kuitenkin ollut vaikeasti saavutettavissa, sillä materiaalit, jotka toimisivat lähes kiilteen kaltaisesti, eivät muistuta sitä esteettisesti ja materiaalit, jotka muistuttavat kiillettä, eivät välttämättä toimi kuten se. (Hudson ym. 1995, 647.)

Kaikki materiaalit voivat kuluttaa muita materiaaleja, myös kiille, mutta ihannetapauksessa sellaisen korjaavan materiaalin, joka korvaa kiilteen ja/tai vastakkaisen kiilteen, tulisi olla samanlaisia toiminnallisia piirteitä kuin siinä itsessään. Tällaisen materiaalin tulisi siis kulua samaan tahtiin hampaiston kiilteen kanssa, eikä aiheuttaisi vastapurijoiden kiilteelle enempää kulumista kuin kiille itsessään aiheuttaisi. Vastakkaisen kiilteen kulumiseksi kiilteen kanssa on arvioitu noin 20-40 mikrometriä (μm) vuodessa. (Hudson ym. 1995, 647.)

Keraamia käytettiin ensimmäistä kertaa menestyksekkäästi hammaslääketieteessä vuonna 1774, ja paljon työtä on tehty sen estetiikan parantamiseksi seuraavien 190 vuoden aikana (Zhou & Zheng 2008, 4). Keraamia käytetään laajasti hammaslääketieteessä, koska sillä pystytään hyvin jäljittelemään sekä kiilteen että dentiinin optisia ominaisuuksia, ja hyödyntämään sen biologista yhteensopivuutta ja kemiallista kestävyttä (Kelly & Benetti 2011, 95).

5.1 Hammastekniikassa käytettävät keraamit

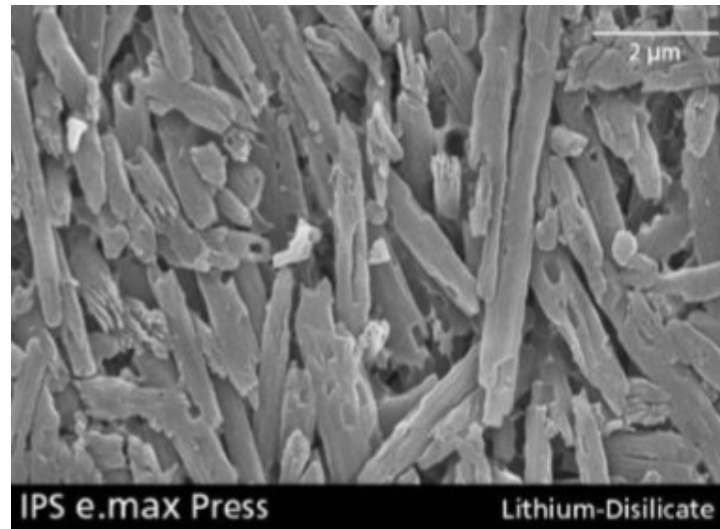
Hammaskeraamien teknologinen kehitys on ollut huomattavaa neljän viime vuosikymmenen aikana. Aina maasälpää sisältävistä ja valmistetuista posliineista zirkonisiin kokokeraameihin. Valtavaa edistystä on saavutettu esimerkiksi mekaanisen suorituskyvyn suhteen, kun taivutuslujuus ja murtumakestävyys ovat kymmenkertaistuneet. Kaksi viimeisintä käyttöönotettua kokokeramiaa, kova koneistettu litiumdisilikaatti ja pehmeä 3Y-TZP (polykristallosoitu) zirkonia, ovat erinomaisia esimerkkejä onnistuneesta materiaali-kehityksestä, joka vastaa hammasrestaatioiden erityisvaatimuksia. (Denry & Holloway 2010, 362.)

Hammaslääketieteellinen kehitys on nykyään suuntautumassa metallittomimpiin pro-teeseihin, joilla parannettaisiin kiinteän osaprotetiikan esteettistä lopputulosta. Pehmeän kudoksen luonnolliseen ulkonäköön, kiinteän osittaisen hammasproteesin kanssa vaikuttavat kaksi tekijää: limakalvon paksuus ja korjaavan materiaalin tyyppi. Metallivapaat restauroinnit mahdollistavat pehmytkudoksen värin säilymisen luonnollisemman kaltai-sena. (Manicone ym. 2007, 820.)

5.2 Litiumdisilikaatti

Litiumdisilikaattiset lasikeraamit esiteltiin hammastekniikassa ensimmäisen kerran vuonna 1988 prässättävinä runkomateriaaleina, jota Ivoclar Vivadent markkinoi nimellä IPS Empress 2. Kun tätä keraamituotetta kehiteltiin ja hienosäädettiin ajan mittaan, alettiinkin valmistaa aivan uutta keraamituotetta. Tämän seurauksena syntyi IPS e.max Press ja se tuli markkinoille vuonna 2005, ja vuonna 2009 lopetettiin Empress 2:n tuotanto. (Willard & Chu 2018, 238-239.)

IPS e.max Press on prässättävä keraami, joka on litiumdisilikaattinen (LS_2) lasikeraami ja jota käytetään hammastekniikassa. Sen rakenne koostuu noin 70 prosenttisesti litiumdisilikaattikristalleista, jotka ovat pituudeltaan noin 3-6 mikrometriä ja jotka ovat su-lautettu lasimatriisiin. Kyseistä keraamia on saatavana prässäysnappeina ja se on so-piva materiaali runko- ja kokorakenteisten restauraatioiden valmistukseen. Hammastek-nisissä laboratorioissa IPS e.max Pressiä työstetään prässäystekniikalla, jossa vahattu työ poltetaan uunissa ja tilalle prässätään kyseinen keraami. (Ivoclar Vivadent AG 2011, 4-5.)



Kuva 1. IPS e.max Pressin mikrorakenne. Ivoclar Vivadent AG 2011.

Kyseisen keraamin väriluokitus on pidetty mahdollisimman yksinkertaisena, jotta varmistetaan siitä, että luokitus pysyy sellaisena ja helppokäyttöisenä. Kuitenkin keraami on luokiteltu erilaisiin läpikuultavuusasteisiin, jotta materiaali täyttäisi erilaisten indikaatioiden edellytykset. Näitä luokituksia on kaikkiaan neljä: HT (high translucency), LT (low translucency), MO (medium opacity) ja HO (high opacity). HT -napit ovat hyvin läpikuultavia ja omaavat piirteen, jota kutsutaan kameleontti-ilmiöksi. Tämä tarkoittaa sitä, että keraami heijastaa sen ympärillä olevan, luonnollisen hampaan värisävyjä. LT -napit ovat saatavilla yhdeksässä A-D -sävyssä ja neljässä BL -sävyssä (Bleach). Erityisiä väripigmenttejä on hyödynnetty näissä napeissa, jotka sopivat hyvin yhteen lasimatriisin kanssa. Tämän seurauksena keraamin kirkkaus ja värikylläisyys saavutetaan yhtäaikaaisesti. MO -napit ovat opaakkisempia, ja polyvalentit ionit lasimatriisissa saavat aikaan halutun värin. HO -napit ovat valkoisia ja hyvin opaakkisia, ja ne sopivat hyvin peittämään vahvasti värjäytyneiden hampaiden pintoja. (Ivoclar Vivadent AG 2011, 4-5.)

5.3 Zirkonia

Zirkonia (zirkoniumoksidi) on valkoinen, jauhemainen metallioksidi. Zirkonia valmistetaan zirkoniumista, metallista, joka on samantapainen kuin titaani. Zirkoniumoksidilla on monia ominaisuuksia, jotka tekevät siitä hyvän valinnan hammaskruunumateriaalille. Jotakin näistä hyödyllisistä ominaisuuksista ovat esimerkiksi kulutuskestävyys, korkea

kovuus, sen oma luonnollisen valkoinen väri sekä se, ettei se ole altis kemialliselle korroosiolle. (Strickland 2017.)

Zirkoniumdioksidi eli zirkonia on kemialliselta kaavaltaan ZrO_2 . Zirkoniumdioksidi on täydellisesti hapettunutta zirkoniummetallia. Kun zirkoniaa tarkastellaan hammastekniikan kannalta, zirkoniumdioksidikeraami on valkoisesta ZrO_2 -jauheesta puristettu blokki, jossa on jonkin verran esimerkiksi diyttriumtrioksidia (Y_2O_3) tasapainottamassa kiderakenteen faasimuutoksia. Ilman tätä silta, kruunu tai muut vastaavanlaiset työt voisivat murtua lämpölaajenemisen yhteydessä. (Matinlinna 2008, 4.)

Zirkonian mekaaniset ominaisuudet ovat hyvin samanlaisia kuin metallien ja sen väri on samantapainen kuin hampaiden väri. Vuonna 1975 Garvie ehdotti mallia, jolla järkeistettäisiin zirkoniumdioksidin hyvät mekaanisia ominaisuudet, joiden perusteella sitä onkin kutsuttu ”keraamiseksi teräkseksi”. Zirkonia-kiteet voidaan järjestää kolmeen eri muotoon: monokliininen, kuutio ja tetragonaalinen. Sekoittamalla ZrO_2 :n kanssa muita metallioksideja, kuten MgO (magnesiumoksidi), CaO (kalsiumoksidi) tai Y_2O_3 (yttriumoksidi), voidaan saavuttaa hyvä vakaus ja pysyvyys molekyyllitasolla. (Manicone ym. 2007, 819.)

Zirkonia sintrataan eli poltetaan korkeassa lämpötilassa. Tässä prosessissa zirkoniumdioksidijauhepartikkelit alkavat sulaa pintaosiltaan ja sintrautua yhteen muodostaen rakeita. Näin saadaan hyvin lujaa ja kestävä keraamia. (Matinlinna 2008, 5.) Zirkoniumdioksidin mekaaniset ja mikrorakenteelliset ominaisuudet sekä sen biologista yhteensopiavuutta on dokumentoitu hyvin. Hammaslääketieteessä zirkonia on otettu huomioon kliinisissä töissä, kuten keraamisissa kruunuissa ja kiinteissä osaproteeseissa, ortodonttisen hoidon kiinnikkeissä sekä implanteissa ja abutmenteissa. (Nakamura ym. 2009, 299-300.)

Jotta voitaisiin valmistaa esimerkiksi zirkoninen ydin proteettiselle korjaukselle, on käytettävä tietokoneavusteista suunnittelua tai valmistusta eli CAD/CAM -menetelmää, joka pystyy käsittelemään zirkonia ja luomaan sopivan työn. CAD/CAM -järjestelmän avulla on mahdollista toteuttaa zirkonian jyrsiminen kahdella eri tavalla: kokonaan sintratun zirkoniumoksidiosan jyrshintä tai osittain sintratun zirkoniumblokin jyrshintä ja sintrata työ vasta sen jälkeen. Täysin sintrattu zirkoniumoksidi on kuitenkin hyvin kovaa, mikä tekee jyrstinnästä erittäin vaikeaa; lisäksi jyrshintä voi olla tällöin haitallista sen mekaanisille ominaisuuksille. Toisaalta, jos zirkoniumoksidi jyrstetään ennen loppuun asti sintrausta, 20%:n kutistumisvara on laskettava mukaan työtä valmistettaessa. (Manicone ym. 2007, 821.)

6 KULUMINEN JA SEN TUTKIMINEN

Kuluminen määritellään materiaalin häviämisenä materiaalin pinnalta, joka aiheutuu mekaanisesta kosketuksesta kiinteän tai nestemäisen rungon, kemiallisten reaktioiden tai kemiallisten ja mekaanisten reaktioiden samanaikaisen vaikutuksen vuoksi (Stawarczyk ym. 2013, 103). Hampaiden ja niitä korjaavien materiaalien liiallisella eroavaisuudella on merkittäviä haitallisia vaikutuksia purentaelimeen biologisesti, toiminnallisesti sekä esteettisesti (Yip ym. 2044, 350-351).

Hampaiden kuluminen on hyvin monimutkainen prosessi, johon vaikuttavat monet erilaiset tekijät. Hampaiden kulumista tutkiessa tukena voi ja kannattaakin hyödyntää tribologiassa käytettävää termistöä. Tämä mahdollistaa tutkimukselle paljon tieteellisemmän lähestymistavan. (d’Incau & Saulue 2012, 1-2.) Tribologian tiede keskittyy liikkuvien pintojen kosketusmekaniikkaan, johon yleensä liittyy energian hajaantumista. Tämän vuoksi materiaalin tribologinen luokittelu käsittelee tarttumista (adheesiota), kitkaa, kulumista, voitelua, naarmuuntumista ja suhteellisen liikkuvan pinnan vuorovaikutusta. (Brostow ym. 2003, 120.)

Korjaavien materiaalien kuluminen on sovitettava normaalin hampaiden kulumiseen; muuten purenta voi olla epävakaata ja saattaa ilmetä muita ongelmia. Sekä korjaavien materiaalien että vastakkaisten hampaiden liiallinen kuluminen voi johtua materiaalien virheellisestä valinnasta kyseiseen kliiniseen tilanteeseen. Suun ympäristö, hampaiden terveydentila ja yksittäisten potilaiden tarpeet vaihtelevat suuresti, ja ne asettavat huomattavia vaatimuksia erityisesti esteettisesti korjaaville materiaaleille. (Yip ym. 2004, 353-354.)

6.1 Kulumisen muodot

Pääluokat, jotka vaikuttavat luonnollisten hampaiden ja keinotekkoisten materiaalien kulumiseen, luokitellaan seuraavasti: fysiologinen kuluminen (elintärkeät toiminnot); patologinen kuluminen (sairaus ja epänormaalit olosuhteet); profylaktinen kuluminen (ennaltaehkäistävät olosuhteet); ja viimeistelystä johtuva kuluminen (Zhou ym. 2013, 35).

Fysiologinen kuluminen, jota tapahtuu väistämättä, on pinnan hajoamista, mikä johtaa hampaan kusprien eli kärkien kuperuuden asteittaiseen menettämiseen. Fysiologiseen

kulutukseen verrattuna jotkut patologiset tekijät voivat aiheuttaa hampaiden ja restaurointien liiallista kulumista. Kliiniset raportit osoittavat, että kulumisen tulee yleensä merkittävän vakavaksi eroosion, bruksismin tai esimerkiksi kserostomian vuoksi. Patologinen kulumisen voi johtua myös haitallisista tottumuksista, jotka yleensä sisältävät esimerkiksi tupakan pureskelua, muiden kovien esineiden pureskelua, kuten kynät, hiusneulojen avaaminen hampaiden kanssa ja kynsien purenta. (Zhou ym. 2013, 35.)

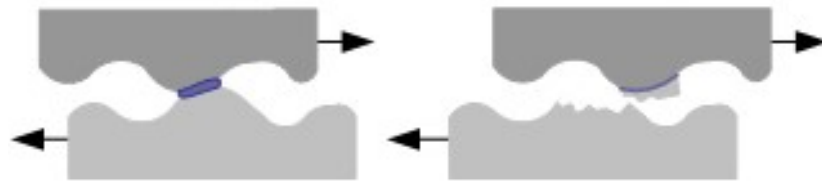
Suun todellinen kulumistilanne voi vaihdella huomattavasti eri asetelmien, vastakkaisten kulutus pintojen, mukana olevien voitelujärjestelmien ja kolmansien osapuolten hioma-aineiden vuoksi. Suu tarjoaa erittäin monimutkaisen tribologisen järjestelmän, ja siksi hampaiden ja restaurointien kulumisen on monien eri tekijöiden summa ja riippuu sekä fysikaalisista että kemiallisista olosuhteista. (Zhou ym. 2013, 36.)

Hammaslääketieteellisessä kirjallisuudessa käytettävät termit kulumiselle voivat aiheuttaa sekaannusta, koska ne poikkeavat hyvin pitkälti tribologien käyttämästä terminologiasta samanlaisten kulutusprosessien kuvaamisesta. Ne lisäksi kuvaavat "kliinisiä ilmenemismuotoja" eivätkä niiden taustalla olevia kulumismekanismia. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.) Tulevissa välikappaleissa määritellään tarkemmin tribologiassa käytettävät termit kulumiselle ja verrataan niitä hammaslääketieteessä käytettäviin termeihin, jotka määritellään kappaleessa 6.2.

Adhesiivinen kulumisen

Adhesiivista kulumista tapahtuu tavallisesti liukuvassa kosketuksessa sellaisten materiaalien välillä, joiden kovuus on vertailukelpoinen voimakkaan adhesiivisen voiman läsnä ollessa. Liukumisen aikana tapahtuu niin sanottua hitsaustoimintaa pinnan asperiittien välillä, jotka sen vuoksi epämuodostuvat. (Aghababaei ym. 2016, 2.)

Adhesive wear



Kuva 2. Adhesiivinen kuluminen. SubsTech 2019.

Adhesiivinen kuluminen on edelleen yksi vähiten ymmärretyistä mekaniikan alueista. Vaikka on jo kauan todettu, että adhesiivinen kuluminen on suora seuraus pinnan asperiittien kosketuksista toisiinsa, yhteisymmärrys siitä, miten kosketuksissa olevat epäpuhtaudet siihen johtavat, on pysynyt hämärän peitossa. Tämä on rajoittanut adhesiivisen kuluminen ennustamista empiirisiin malleihin, sekä tiedon rajalliseen vertailtavuuteen. (Aghababaei ym. 2016, 1.)

Abrasiivisessa kulumisessa paljon kovempi materiaali tai runko poistaa materiaalia pehmeämmältä pinnalta auras- tai kaivamisprosessin kautta, toisin kuin tarttumis- ja repäisymekanismi kahden samanlaisen kovuuden omaavan kappaleen välillä adhesiivisessa kulumisessa (Aghababaei ym. 2016, 3). Tämä tapahtuu, kun pintojen välillä on suuri vetovoima niin, että niin sanottua ”kylmähitsausta” esiintyy kärkien välillä. Kun liike jatkaa näitä mikrohitsausmurtumia, mutta ei niiden alkuperäistä linjaa, kokonaisvaikutus on, että yhden pinnan levyt muodostuvat toiselle pinnalle. Vaikka tällainen kuluminen liittyy normaalisti metalleihin, sitä on osoitettu tapahtuvan polymetyylimetakrylaatin kahden pinnan välillä. (Lambrechts ym. 2006, 694.) On havaittu, että siirtymistä adhesiivisen kuluminen mekanismeissa ohjataan kolmella ominaisuudella: asperiittien koko kosketuspintojen liittymässä; irtomateriaalin tarttuvuus; ja maksimaalinen joustava jännite-energia, joka varastoituu kontaktissa (Aghababaei ym. 2016, 5).

Tribologian pitäisi pystyä tarjoamaan sopivia tekniikoita, joilla voidaan ennustaa tribologian ilmiöitä ja tarvittavia tietoja teorian pohjalta toteutettavan tribologisen mekaniikan suunnitteluun. Kuitenkin erityisesti adhesiivisen kuluminen osalta tutkijoiden pyrkimykset tarjota käytännöllinen ja fyysinen malli, joka voi havainnollistaa ilmiöitä tyydyttävästi, on saavuttanut vain rajallisen menestyksen. Tämä on vakava ongelma, koska adhesiivinen kuluminen on suuri osa tribologiaan liittyvistä ongelmista pintavaurioiden suhteen, kuten

äkillinen siirtyminen lievästä äkilliseen adhesiiviseen kulumiseen. (Fukuda & Morita 2017, 1528.)

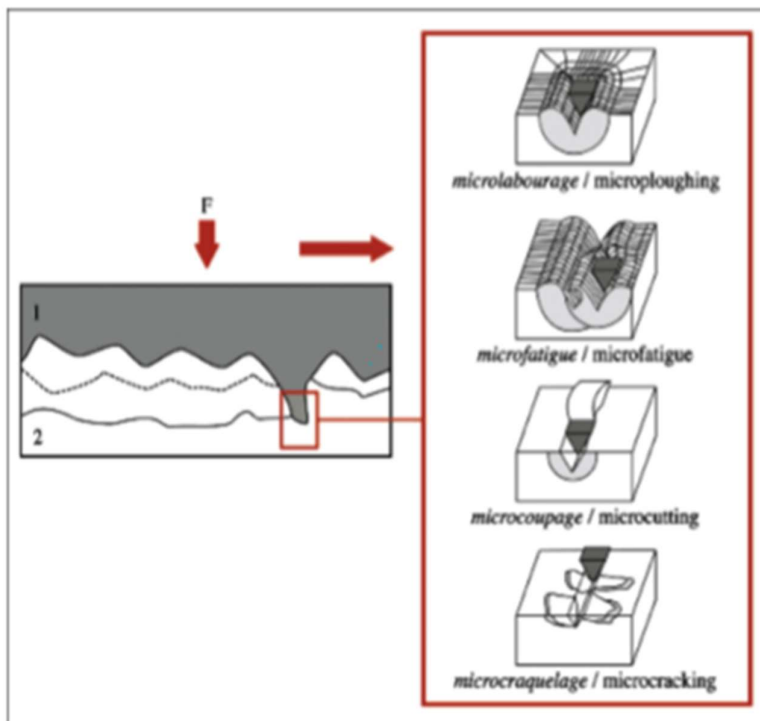
Adhesiivista kulumista ei voi koskaan poistaa tai estää kokonaan. Adheesio johtaa suuriin kitkakertoimiin ja vakaviin vaurioihin kosketuspinoilla. Äärimmäisissä tapauksissa, kun kulumisen on täysin muodostunut, kitka- ja kulumisnopeus voi olla niin suuri, että kosketuspinnat eivät voi jatkaa enää liukumista. (Stachowiak & Batchelor 2006.)

Abrassiivinen kuluminen

Abrassiivista eli hankaavaa kulumista tapahtuu silloin, kun kova pinta tai kovat partikkelit liikkuvat pehmeämpää pintaa pitkin, minkä seurauksena materiaalia poistuu. Abrassiivinen kuluminen voidaan jakaa kahteen eri tyyppiin: kahden kappaleen ja kolmen kappaleen hankaavaan kulumiseen. Kahden kappaleen kulumisessa toinen kahdesta materiaalista toimii hankaavana tekijänä, kun taas kolmen kappaleen kulumisessa kuluvana tekijänä toimivat prosessissa muokkaantuvat tai ulkopuoliset partikkelit. (Tribonet 2016a.)

Materiaalin pinta ei ole täysin sileä, kun sitä tarkastellaan mikroskoopin avulla. Kahden materiaalin pintojen koskettaessa toisiaan niiden abrassiivisina, eli hiovina partikkeleina, toimivat niiden asperiitit. Nämä materiaalien pintojen vaihtelevat mikroskooppiset muodot, korkeudet, laajuudet ja kontaktit tekevät materiaalin pinnasta tehokkaan ja laajamittaisen, toisin kuin ne saattavat näyttävän silmämääräisesti tarkasteltuna. Vaikka paine kokonaisuudessaan olisikin pinnalle levittäytyneenä heikko, voi se paikoitellen olla niin suuri, että se voi muovata tai jopa murtaa mikrokontakteja. (d'Incau & Saulue 2012, 3.)

Tribologia erottelee abrassiivisesta kulumisesta neljä mallia, joiden mukaan kulumiskontaktien tyyppi riippuu iskun suunnasta ja kulmasta, asperiittien muodoista, liikkeen nopeudesta, paineesta, hankauskertojen määrästä, sekä kahden kontaktissa olevien pintojen erilaisista kovuuksista ja etäisyyksistä. Näitä malleja kutsutaan mikrokyntäykseksi, mikroväsämykseksi, mikroleikkaamiseksi ja mikromurtumiseksi. (d'Incau ym. 2011, 215-216.)



Kuva 3. Materiaalin pinnalla tapahtuvia kulumisprosesseja. D'Incau & Saulue 2012.

Kahden pinnan kovuuksien ollessa hyvin erilaisia keskenään, esimerkiksi kiilteen ja dentiinin, kovemman pinnan asperiitit eli pinnan muodot kaivautuvat pehmeämpään pintaan ilmiössä, jota kutsutaan mikrokaivautumiseksi. Tässä tapauksessa kiille on kovempi materiaali kuin esimerkiksi dentiini, jolloin kiille kaivautuu dentiiniin. Mikroskoopilla tarkasteltuna kaivautumisen seurauksena pinnan hiova partikkeli kasaa eteensä materiaalia, luoden eräänlaisen vallin, joka kasaantuu partikkelin luoman uran sivuille tämän liikkuessa. Useiden toistojen seurauksena syntyy tämänkaltaisia, samansuuntaisia uria hiovien partikkelien liikkeiden mukaisesti. Lopulta nämä urat heikentävät pehmeämpää materiaalia, muokaten sitä paikoitellen ja poistaen sen rakennetta mikroväsymyksen prosessina. (d'Incau ym. 2011, 216.)

Kun kahden eri materiaalin kovuudet ovat samankaltaiset, kovemman materiaalin mikroasperiitit leikkaavat siististi pehmeämpää pintaa ilman, että se muovaisi tai kasaisi leikkausuran ympäröivää materiaalia. Syntyneet urat ja niiden määrä sekä muodot vastaavat kulumisen seurauksena irtoavaa materiaalia. Mikäli molemmat pinnat altistuvat lisäksi vahvalle paineelle, jotkut niiden asperiitit saattavat murtua prosessina, jota

kutsutaan mikromurtumiseksi. Uraan muodostuu nimen mukaisesti murtumia, jotka levittäytyvät ja lopulta saattavat irrottaa pinnasta isompia palasia. (d'Incau & Saulue 2012, 4.)

Eroosio ja korroosio

Tekniikan alalla "eroosio", kuten American Society for Testing and Materials -komitea (2002) on määritellyt standardien mukaisesti, on "kiinteän pinnan materiaalin asteittainen häviäminen, joka johtuu mekaanisesta vuorovaikutuksesta kyseisen pinnan ja nesteen, monikomponenttisen nesteen, välillä. Kun taas kemiallisen hajoamisen ja pintojen liikkumisen aiheuttama kuluminen on nimeltään" korroosio". Siksi Grippo ym. (2004) ovat huomauttaneet, että termi "eroosio" olisi hyvä poistaa hammassanastosta ja korvata se termillä "korroosio", joka merkitsee hampaiden kemiallista liukenemistä. (Zhou & Zheng 2008, 8.)

On huomionarvoista, että termillä "eroosio" on merkittävästi erilainen merkitys hammaslääketieteen ja tribologian välillä. Normaalisti hammaslääketieteessä eroosion avulla kuvataan hammaslääketieteellisten materiaalien häviämistä, joka johtuu sellaisista hapoista, jotka eivät ole bakteeriperäisiä. (Zheng ym. 2009, 1262.) Korroosiota pidetään yleensä vain metallin poistumisena syövyttävien aineiden vaikutuksesta. Laajempi määritelmä on kuitenkin materiaalin hajoaminen sen ollessa kosketuksissa ympäristönsä kanssa. (Schofield 2002, 3.)

Korroosiota tapahtuu, kun materiaali toimii syövyttävässä aineessa, nesteessä tai kaasussa. Tämän tyyppisessä kulumisessa syövyttävän aineen ja irtomateriaalin välinen tribokemiallinen reaktio tuottaa suojaavan reaktio kerroksen aineen pinnalle. Liukuvan kitkan aikana tämä kerros poistetaan ja tribokemiallinen reaktio käynnistetään uudelleen. Jos kerroksen kasvu on nopeampaa kuin sen poistaminen, niin vain tämä kerros kuluu eikä massamateriaali suoraan. Kuitenkin, jos kerroksen kasvu ja poistaminen on liian nopea, tapahtuu liiallista kulumista reaktiokalvon läpi. Niinpä kasvun ja poiston tasapaino määrittää kulumisen tilan: lievä tai vakava. (Tribonet 2016b.)

6.2 Kuluminen hammaslääketieteessä

Hammaslääketieteessä on käytetty laajalti kolmea ilmaisua kuvaamaan hampaiden kulumista vuodesta 1778 lähtien; abraasio, attritio ja eroosio. Yleisesti ottaen attritiota käytetään kuvaamaan hampaan ja hampaan välisen kitkan aiheuttamaa kulumista. Abraasio taas määritellään hampaan ja eksogeenisen aineen välisen kitkan aiheuttamaksi kulumiseksi (kuten ruoka, hammastahna, hammaslanka, ja niin edelleen) Kemiallisten tai sähkökemiallisten vaikutusten aiheuttamaa hampaiden pintahäviötä kutsutaan taas laajalti eroosioksi. (Zheng ym. 2009, 1261.)

Attritio

Hammaslääketieteessä attritiolla tarkoitetaan ilmiötä, jossa hampaiston kuluminen tapahtuu kahden hampaan pinnan osuessa toisiinsa suorassa kontaktissa ilman, että kulumiseen vaikuttaisi muut ulkopuoliset tekijät, kuten esimerkiksi ruoka. Tällainen kuluminen näkyy yleisimmin etuhampaiden inkisaalikärjissä ja takahampaiden okklusaalipinnoilla, eli etuhampaiden kärjissä ja takahampaiden purupinnoilla. Pidempiaikainen kuluminen näkyy hampaiden kusprien korkeuden madaltumisena ja purentapinnan tasaantumisenä, mikä voi johtaa koko hampaan tai purentan korkeuden madaltumiseen pidemmän ajan kuluessa. Leuan liikkeen aiheuttama kuluminen näkyy viisteinä hampaiden kusseissa. (Morozova ym. 2016, 85.)



Kuva 4. Attritio. Morozova ym. 2016.

Attritio liitetään yleensä ikääntymiseen, mutta sitä voivat kiihdyttää ulkoiset tekijät, kuten bruksismin parafunktionaaliset tavat ja epätoimiva purenta. Kliinisesti, attritiosta johtuva okklusaalinen kuluminen tuottaa vastaavia ja toisiinsa sopivia kulutus-pintoja vastakkaisiin hampaisiin. Varhaisvaiheessa erottuu pieni kiillotettu puoli kuspın kärjessä tai lievästi litteä viiste hampaan kärjessä, kun taas vakava attritio johtaa dentiinin altistumiseen, mikä johtaa lisääntyneeseen kulumiseen. (Lee ym. 2011, 218-219.)

Abraasio

Abraasiolla tarkoitetaan hampaan kovan kudoksen menetystä, kun ulkopuolinen aine tai kappale aiheuttaa fyysistä vauriota mekaanisen toiminnan kautta. Esimerkkeinä ulkopuolisesta kuluttavasta aineesta voivat olla esimerkiksi ruoka, hammasharja ja/tai -tahna. Abraasiosta johtuva kuluminen voi olla nähtävissä etuhampaiden kärjissä, takahampaiden purentapinnalla sekä hampaiden kaula-alueella. (Morozova ym. 2016, 86.)



Kuva 5. Abraasio. Morozova ym. 2016.

Abraasio on siis hammasaineen menetystä mekaanisilla keinoilla, riippumatta okklusiokontaktista. Abraasio kulumisen esiintymispaikka ja malli voivat olla vaihtelevia, koska erilaiset vieraat esineet tuottavat erilaisia kulumismalleja. Jotkin kulumismuodot voivat liittyä johonkin tapaan, kuten hampaiden kaula-alueen näkökulmasta pyörästynyt gingivan alue, mikä johtuu liian voimakkaasta horisontaalisesta hammasharjauksesta. (Lee ym. 2011, 219.)

Eroosio

Toisin kuin edellä mainitut hampaiden kulumistyyppit, eroosio kuluttaa hampaan pintaa kemiallisena prosessina (Morozova ym. 2016, 86). Tämä kulumistyyppi liuottaa hampaan mineraaleja sekä sen pinnalta että sen sisältä. Sen lisäksi se poistaa ja pehmittää kudosta. (Hanif ym. 2012, 38.)



Kuva 6. Eroosio. Morozova ym. 2016.

Hampaita kuluttavat hapot voivat olla lähtöisin joko elimistön ulko- tai sisäpuolelta. Ulkoa tulevat hapot ovat lähtöisin ruoasta ja juomasta, esimerkiksi energijuomista tai lääkkeistä. Sisäiset hapot ovat vatsasta lähtöisin olevia happoja, jotka tulevat kosketuksiin hampaiden pintojen kanssa happohyökkäyksen tai oksentamisen seurauksena. (Morozova ym. 2016, 86.) Eroosion vaurioiden kuvio ja jakauma vaihtelevat happolähteiden mukaan. Ruokavalion eroosio vaikuttaa eniten ylempien etuhampaiden labiaalisiin ja palatinaalisiin pintoihin, kun taas tyypillinen oksentelueroosio vaikuttaa ylempien etuhampaiden palatinaalisiin pintoihin, kun kieli ohjaa oksennusta eteenpäin oksennuksen aikana. (Zhou & Zheng 2008, 12-13.)

Eroosio ei liity suoraan fyysiseen kulumiseen tai hammaskariekseen, vaikka kaikki nämä prosessit voivat olla samanaikaisesti vaihtelevia. Hapot heikentävät hampaan tai proteettisen työn pintoja, jolloin muut kulumisprosessit tapahtuvat helpommin. (Yip ym. 2004, 350-351.) Hampaiden eroosio määritellään hampaan rakenteen häviämiseksi ei-bakteeri-kemiallisella prosessilla. Jotkut kirjoittajat eivät kuitenkaan ole samaa mieltä termistä eroosio, koska sen merkitys hammaslääketieteen ja tekniikan tribologian välillä on merkittävästi erilainen, ja termiä "korroosio" on suositeltavaa käyttää kuvatessa oikeaa

kemiallisen tai sähkökemiallisen vaikutuksen aiheuttamaa hampaan pinnan häviämisen prosessia. (Lee ym. 2011, 219.)

Kliiniset raportit osoittavat, että patologiset tekijät, kuten eroosio, bruksismi, kserostomia eli kuiva suu ja tetrasykliini, aiheuttavat yleensä liiallista kulumista, jotka joskus tarvitsevat tarvittavaa korjausta kosmeettisiin tai toiminnallisiin tarkoituksiin. Eroosio on luultavasti merkittävin tekijä, koska erilaiset tutkimukset ovat osoittaneet voimakasta eroosion yleisyyttä kaikkialla maailmassa, mikä todennäköisesti kasvaa happamien juomien lisääntyvän kulutuksen myötä. (Zhou & Zheng 2008, 12.) Erosiiviset vauriot esiintyvät silleinä ja koverina virheinä varhaisessa vaiheessa, kun taas edistyksellisessä vaiheessa jäljet voivat ulottua okklusaaliselle pinnalle, jolloin premolaarien sekä molaarien kärjet kovertuvat niin sanotuiksi kupeiksi (Lee ym. 2011, 219).

Abfraktio

Termi "abfraction" otettiin ensin käyttöön McCoyin ansiosta vuonna 1982 ja se tarkoittaa prosessia, joissa vinot okklusaalivoimat aiheuttavat puristusta tai jännitystä hampaiden kaulan alueen kiilteessä ja dentiinissä ja tekevät siitä alttiin eroosio- ja hankaustekijöillä. Kirjallisuudessa näitä vaurioita kutsutaan myös hampaan kaulan "stressivahingoksi". Tämä taipuminen johtaa kiilteen hydroksiapatiitin heikentymiseen kaulan alueella, ja se voi aiheuttaa kiille prismojen halkeilua tai rikkoutumista ja sementin tai dentiinin muita mikrokuormituksia. Abfraktio voi aiheuttaa purennallisia ongelmia, liian aikaista kontaktia ja hampaiden jauhamista. Kiilamuotoiset kulumisjäljet ovat pitkälle edenneen abfraktion muotoja. Ne paikallistuvat usein hampaan kaulan alueen kolmannekselle sementti-kiilleliittymässä ja ne muistuttavat yleensä kirjainta "V". Abfraktion aiheuttamien haittojen aste riippuu indusoivien voimien voimasta, kestosta, suunnasta, taajuudesta ja sijainnista. (Morozova ym. 2016, 85.)

Suhteellisen uusi termi "abfraktio" liittyy halkeiluun ja sen jälkeiseen kiille häviöön hampaiden kaulan alueella sementti-kiille -rajan ympärillä. Tämän uskotaan johtuvan hampaiden taivutuksesta aiheutuvista leikkausjännityksistä, jotka johtavat häiriöihin kiille rakenteen muodostavien hydroksiapatiittikiteiden välisissä sidoksissa. Kiilteen tällä alueella on havaittu olevan vähemmän kestävä. Hajoamisesta aiheutuneiden vahinkojen on raportoitu esiintyvän yleisemmin bruksistien keskuudessa, joissa okklusaaliset kuormat ja siten hampaiden liikkuvuudet ovat suurempia. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)



Kuva 7. Abfraktio. Morozova ym. 2016.

Kliiniset havainnot ovat viitanneet siihen, että abfraktion aiheuttamat vauriot ovat yleisempiä yläleuassa. Syy hammastyypien välisten jännitysten eroon liittyy todennäköisesti kunkin hampaan ja niiden liikkuvuuden kuormituksen yhteydessä liittyvään periontologiseen sidokseen. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

6.3 Kulumisen tutkiminen

Hampaiden kulumisen laajuus ja nopeus ja sen kliininen merkitys vaihtelee iän mukaan, mutta kulumista voidaan pitää patologisena, kun purentajärjestelmän biologinen, toiminnallinen ja esteettinen tila on kunnolla vaarantunut. Samat ongelmat voivat syntyä myös korjaavien materiaalien kulumisesta. Vertailukelpoisista ja paleontologisista tutkimuksista saadut todisteet osoittavat, että hampaiden kulumisen on olennainen osa hampaiden muodon ja toiminnan normaalia, jatkuvasti muuttuvaa suhdetta. On tärkeää ymmärtää tämä suhde, jotta voidaan toistaa luonnon "aikomuksia" kliinisissä hammaslääketieteellisissä menettelyissä. (Yip ym. 2004, 351.)

Yksi tärkeimmistä syistä, miksi hampaiden kulumisen syitä tutkitaan, on parantaa ja kehittää hampaita korjaavia materiaaleja. On selvää, että tämä vaatii koneen, joka simuloi tarkasti suuympäristöä sekä kuormitusjaksoja, joita esiintyy esimerkiksi pureskelun aikana. Tämän saavuttamiseksi on tehty useita yrityksiä, ja kuten Roulet (1987) on todennut, "on ollut yhtä paljon testauslaitteita kuin on ollut kulumisen tutkimisesta kiinnostuneita". Tämä tekee tulosten vertailun erittäin vaikeaksi. Sama ongelma on tietysti määrin esiintynyt myös tribologian alalla, vaikka nyt onkin olemassa suuri määrä vakio-

testilaitteita. Samaa ei voida sanoa hammaslääketieteellisestä tutkimuksesta. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Nykyisin hammasteknisten materiaalien kulumiskäyttäytymistä pystytään tutkimaan kolmella eri tavalla. Näihin kuuluvat kliinisessä ympäristössä suoritettavat tarkkailut ja mitaukset (in vivo) sekä laboratoriossa suoritettavat simulaatiot (in vitro ja in situ). (Zhou ym. 2013, 37.) In vitro -testit tarjoavat tutkijoille paljon enemmän kontrollia kokeellisista muuttujista ja mahdollisuudesta ottaa paljon tarkempia kulumismittauksia kuin in vivo -testaukset. In situ -testi taas antaa osittaisen kompromissin in vivon ja in vitron välillä (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Suurin hyöty kliinisissä in vivo- tutkimuksissa on se, että niiden avulla pystytään tarkastelemaan hampaiden ja hammasteknisten materiaalien tribologista kulumiskäyttäytymistä oikeissa suun olosuhteissa, jossa vaikuttavat monet erilaiset ja hyvin monimutkaiset tekijät. Tällä tutkimustavalla on kuitenkin omat haittapuolensa, jotka hankaloittavat tuloksien vertailukelpoisuutta. On mahdotonta, että in vivo -tutkimuksilla voitaisiin eritellä ja tutkia yksittäisiä kulumisprosesseja, johon kuuluvat muun muassa attritio, abraasio ja eroosio. Joitakin mittauksia pystytään ottamaan, joilla voidaan yhtenäistää olosuhteita tutkimuskohteiden välillä tiettyyn rajaan asti. Toinen haitta on vaikeus kontrolloida tärkeitä tekijöitä, jotka vaikuttavat tribologiseen käyttäytymiseen. Näitä tekijöitä ovat esimerkiksi purentavoima, ruokavalio ja ympäristölliset tekijät. (Zhou ym. 2013, 37.) Kliiniset tutkimukset ovat lisäksi kalliita ja vaativat aikaa vähintään puolesta vuodesta vuoteen (Kim ym. 2012, 984).

Kliinisten tutkimusten ohella on kehittynyt tarve laitteille, joilla voidaan tutkia kulumista ja jotka jäljittelisivät suun purentaolosuhteita laboratorioympäristössä (in vitro). Kuten jo aikaisemmin mainittiin, on kehitetty erilaisia menetelmiä ja laitteita, jotka simuloivat suun kulumisolosuhteita esimerkiksi erilaisten liikkeiden ja voiman avulla. Näillä laitteilla saatujen tuloksien vertailu on kuitenkin myös vaikeaa keskenään, koska niihin voidaan asettaa niin monia erilaisia arvoja ja muuttujia. (Zhou ym. 2013, 38-40). Kulumisen simuloimista erilaisten laitteiden avulla avataan vielä paremmin kappaleessa 6.4.

In situ -testissä näytteet asennetaan suuhun ja lopulta poistetaan ex vivo -mittauksiin. Silloin näytteet voidaan altistaa myös todelliselle suuympäristölle. Useimmissa in situ -menetelmissä minkä tahansa kokeen olosuhteet voidaan huolellisesti säätää siten, että havaitut vaikutukset voidaan liittää testattavaan aineeseen. In situ -tutkimuksissa voidaan käyttää herkkiä laitteita, kuten profilometriä ja skannausvoimamikroskooppia,

materiaalien pinnan häviämisen mittaamiseksi erilaisista tekijöistä johtuen siten, että kohteita voidaan tehdä suhteellisen lyhyinä aikoina. Alun perin in situ -menetelmiä käytettiin pääasiassa dentiinin ja kiilteen eroosion mittaamiseen virvoitusjuomilla, ja niitä käytettiin sitten asteittain tutkimaan erilaisia suussa esiintyviä ilmiöitä, kuten hammasmateriaalien hankausta hammastahnoilla. (Zhou & Zheng 2008, 10.)

Hampaiden ja hammasteknisten materiaalien yksiselitteinen tutkiminen on erittäin vaikeaa. Hampaiden kulumisen on erittäin monimutkainen prosessi, johon vaikuttavat yhdessä monet erilaiset tekijät ja siksi sitä on vaikea simuloida laboratorioympäristössä, mutta tutkimuksia on myös hankala toteuttaa kliinisesti. (Zhou ym. 2013.) Pääsääntöisesti laboratorioissa suoritettut tutkimukset (in vitro) antavat vain harvoin tuloksia, joita voi soveltaa kliinisten tutkimusten tuloksiin. Niiden avulla voidaan kuitenkin testata ja vertailla materiaalien välistä kulumiskäyttäytymistä yhdenmukaistetuissa testiolosuhteissa, joiden olisi hyvä pyrkiä jäljittelemään suun olosuhteita. (Habib ym. 2019, 29.)

6.4 Hammasteknisten materiaalien kulumisen simulointi

Hammassaineen ja korjaavien materiaalien erilainen rakenne ja fysikaaliset ominaisuudet johtavat väistämättä niiden erilaiseen kulumiseen jopa samassa suu ympäristössä. Hammasteknisten materiaalien kulumista voidaan simuloida laboratorioissa erilaisten purentasimulaattorien avulla ja niitä on mahdollista tutkia sekä kahden että kolmen kappaleen välisenä hankaavana kulumisena. (Stawarczyk ym. 2013, 103.) Laboratoriotutkimukset eivät kuitenkaan yleensä ole kyenneet löytämään korkeita korrelaatioita, korjaavien materiaalien yksittäisten fysikaalisten ominaisuuksien ja niiden pinnan kulumisen välillä. Sen vuoksi on kehitetty "keinotekoisia suu-" tai "purentasimulaattoreita" intraoraalisen hampaan ja restauroinnin kulumisen simuloimiseksi, vaikka koskaan ei ole mahdollista jäljitellä täsmälleen suun ympäristöä, joka riippuu useista muuttuvista olosuhteista ja vielä kussakin yksilössä erikseen. (Yip ym. 2004, 352.)

Kirjallisuuden mukaan on kehitetty lukuisia keinotekoisia kulumistestimenetelmiä ja -laitteita, jotka vaihtelevat voimankäytöltään ja liikkeissään. Yksinkertaisin tyyppi koostuu mekanismista, jossa pystysuora jännitys erilaisilla suuruuksilla voidaan kohdistaa valmistetulle näytteelle. Kirjallisuustutkimusten mukaan hammasmateriaalien kulutustestien voidaan luokitella kaksi perusmuotoa: yksisuuntaiset ja edestakaisin liikkuvat liukukulutustestit. Ensimmäisessä muodossa on useita vuosia käytetty useita erilaisia testilaitteita, kuten pin-on-disk, ball and crater, twin-levy ja yksisuuntaisia liukulaitteita. Vaikka

tällainen yksisuuntainen liikutestaustila simulointia varten on kaukana todellisesta pu-reskelu toiminnasta, ne ovat hyvin yksinkertainen ja helppo tapa arvioida hammasmateriaalien kulumista ja niitä on siksi hyödynnetty tähän saakka. (Zhou ym. 2013, 38-39.)

Useimmat laitteet simuloivat vain yhtä tai kahta kulutusmekanismia, jotka ovat samanaikaisesti esillä suussa, ja useimmissa kulutuslaitteissa käytetään tasaisia pintoja, kun taas hampaat ja restauroinnit ovat monimutkaisia ja kuperia muodoiltaan, mikä aiheuttaa erilaisia jännityksiä eri pinnoilla. Siksi useimmat olemassa olevista kulumista simuloivista laitteista eivät simuloi purentavoiman progressiivista kasvua purentaan aikana. (Zhou ym. 2013, 40.)

Kulumisen testaamiseksi hammaslääketieteellisessä kirjallisuudessa on tehty kulumiskokeita käyttäen testimenetelmiä kuten Acta, Zurich, Alabama, Freiburg, Minnesota, OHSU tai Newcastle. Nämä testimenetelmät eroavat toisistaan siinä, mitä materiaalia käytetään vastapurijana, suunnittelultaan, testiväliaineeltaan, voimankäytöltä ja näytteiden liikkuvuudelta. (Stawarczyk ym. 2013, 103.) Muita käytettyjä laitteita ovat myös BIO-MAT wear simulator, MTS wear simulator ja Willytec Munich and Muc3 (Lambrechts ym. 2006) ja chewing simulator CS-4.8 (Kim ym. 2012, 981). Yksinkertaisimmalla tasolla on käytetty pin-on-disc-liukuvia testikoneita. Monimutkaisempia edestakaisin kuluvia koekoneita on käytetty hampaiden liukuvaikutuksen tarkemman simuloinnin aikaansaamiseksi. (Zhou ym. 2013, 38-39.)



Kuva 8. Esimerkki purentasimulaattorista. Chewing Simulator CS-4.8. SD Mechatronik GMBH 2019.

Purentasimulaattoreihin asetetaan erilaisia muuttujia ja arvoja, joilla pyritään luomaan mahdollisimman samankaltaiset olosuhteet kuin suussa. Esimerkkejä erilaisista asetettavista arvoista ovat taajuus, siirtymät, syklien määrä, voiteluaineet, kovuus, kitkavoima, lämpötila ja lämpötilamuutokset, asetetut vastakappaleet, nopeus, hankauksen suunta, erilaiset nesteyhdistelmät, jotka jäljitelevät sylkeä ja kuinka kovaa painetta kohdistuu vastakappaleeseen. (Lambrechts ym. 2006, 695.) Testattuja materiaaleja tulee verrata hampaan kiilteeseen (Heintze 2006, 726). 240 000 – 250 000 sykliä purentasimulaatorissa on raportoitu olevan verrattavissa noin vuoden aikaiseen pureskeluun (Habib ym. 2019, 25).

Kuten minkä tahansa testisimulaation yhteydessä, laitteissa on olemassa useita puutteita, jotka voivat rajoittaa sitä, kuinka hyvin ne edustavat todellisuutta. On myös huomattava, että muutamia tapauksia lukuun ottamatta testitulosten ja kliinisten mittausten välillä on hyvin vähän korrelaatiota. Monissa tapauksissa näitä laitteita käytetäänkin materiaalien arvioimiseen. On ymmärrettävä, että suun ympäristö on hyvin monimutkainen ja siellä on monia muuttujia, mutta kunhan vaikutusvaltaisista niistä on tunnistettu ja sitä voidaan käyttää ja valvoa käytetyssä testilaitteessa, tulosten pitäisi olla tyydyttäviä. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Näyttää siltä, että hammaslääkärimaailman in vitro -testien tulosten ja johtopäätösten ei uskota kuitenkaan tuottavan kovinkaan luotettavia tietoja. In vivo -testien tulokset ovat suurelta osin subjektiivisia, ja ne voivat usein tarjota vain laadullisen arvion kulutuksesta, ja niitä olisi tarkasteltava paljon enemmän, kun otetaan huomioon suuri määrä erilaisia muuttujia, joita ei voida arvioida tai valvoa. Kuten tavanomaisessa tekniikassa, paras lähestymistapa on luultavasti ymmärtää kulumismekanismeja ennen kuin yritetään simuloida sitä. Hampaan kulumisen lisääntyntä ymmärrystä on estänyt tarpeeton taipumus luokitella ja jäljentää kliinisiä ilmenemismuotoja sen sijaan, että ymmärtäisivät niiden taustalla olevat mekanismit. (Lewis & Dwyer-Joyce 2005.)

Asetettavat arvot ja muuttujat

Eri tutkimusten tulosten vertailemiseksi keskenään on otettava huomioon monia erilaisia asioita. Ensinnäkin **syklien määrä**, jotka voivat vaihdella aina 5000:sta aina 120 000:een asti. **”Pureskelutaajuus”** eli kuormitusjaksojen taajuus: In vitro -tutkimuksissa käytettävä purutaajuus vaihtelee 1,2: sta, 1,7 Hz:iin. **Hammaskontaktin kesto**: Hampaiden kosketuksen kesto in vitro -kuormituksen aikana tulisi matkia in vivo -olosuhteita

pureskelun aikana. **Kuormitusaika**, joka vaikuttaa merkittävästi kulumiseen. **Liukumis/hankaus nopeus**: Liukunopeuden (2,5 mm / s) in vitro-simulaation aikana tulisi olla verrattavissa in vivo -tilaan. **Ympäristön lämpötila**: On otettava huomioon suussa esiintyvät lämpötilan muutokset, koska lämpötilalla voi olla plastivoiva vaikutus. Testeissä tulisi käyttää niin sanottua jatkuvaa lämpötilaa (20, 37°C) tai lämpökiertoa (5–55 ° C). (Lambrechts ym. 2006, 697-698.)

Pureskelun simuloinnin aikana voidaan testeissä käyttää myös useita **ruokalajeja tai lietteitä**. Suuren vaihtelun vuoksi siinä mitä on käytetty, onkin testeissä merkittäviä eroja tuloksissa. Esimerkkejä käytetyistä aineista ovat esimerkiksi veden ja polymetyylimetakrylaattihelmien seos, polymetyylimetakrylaattijauhe, hydroksapatiitti liete, kova piikarbididi tai siemenien ja PMMA-helmien seosta. Testimateriaalin **homogeenisuus** vaikuttaa myös: Useimmissa in vitro -kulutustesteissä ei ole riittävästi kontrollia näytteiden huokoisuuspitoisuudesta. Tällaiset huokokset voivat vaikuttaa merkittävästi kulutustuloksiin ja aiheuttaa odottamattomia vaihteluja testituloksissa. Tämä voitaisiin välttää käyttämällä rikkomattoman röntgensäteilyn mikro-CT-skannauslaitetta näytteiden seulomiseksi etukäteen. **Nesteet, hygroskooppinen laajeneminen**: In vitro -testien nesteissä tulisi kiinnittää erityistä huomiota hygroskooppisen laajentumisen ja hydrolyyttisen hajoamisen vaikutukseen syklisen kuormituksen aikana. Lisäksi **pH-olosuhteet** näyttävät vaikuttavan dramaattisesti kulumisolosuhteisiin, ja siksi niitä on valvottava huolellisesti in vitro -kulutustesteissä. (Lambrechts ym. 2006, 697-698.)

7 TULOKSET

Seuraavissa kappaleissa on koottuna tuloksia tietyin sisäänottokriteerein valittujen aineistojen pohjalta siihen, miten kulumisen vaikuttaa hampaistoon ja miten kaksi eri hammasteknistä materiaalia, jotka olemme kyseiseen työhön valinneet, kuluvat ja kuluttavat kiillettä. Kaksi tulevaa alaotsikkoa pyrkivät siis vastaamaan tämän opinnäytetyön asetettuihin tutkimuskysymyksiin.

7.1 Kulumisen vaikutus hampaistoon

Tämän opinnäytetyön ensimmäinen tutkimuskysymys koski kulumista ja sen vaikutuksia hampaistoon ja siitä johtuvia ongelmia. Kulumisen vaikutus hampaistoon, mutta myös muualle kehoon voivat olla hyvinkin vaikeita ja häiritseviä, riippuen kulumisen määrästä ja nopeudesta, eikä siitä johtuvia purentafysiologisia ongelmia tule vähätellä. Tästä syystä liiallista kulumista ja/tai luonnollisen okkluusion muuttamista turhaan proteettisilla korjauksilla tulisi vältellä kaikin keinoin.

Kulumisen aiheuttamia ongelmia esiintyy varsinkin silloin, jos kulumisen on epätasaista ja/tai erityisen voimakasta. Esimerkiksi väärässä asennossa oleva hammas tai hammasproteesi, voi vaikuttaa normaaleihin purentatasoihin. Jos suussa oleva proteesi kuluttaa liikaa vastapuolen hampaita, eikä itse kulu samalla nopeudella, se voi johtaa muun muassa madaltuneeseen purentatasoon. (Medident 2019.)

Purennassa mukana olevien hampaiden määrä vaikuttaa merkittävästi kulumisen voimakkuuteen. Jos kulumisen ei ole tasaista ja/tai suussa on pieni yksittäinen proteettinen työ, joka ei kulu samalla nopeudella kuin kiille, kontaktit jäävät epätasaisiksi ja kulutus kohdistuu voimakkaammin vain yhteen kohtaan. (Terveyskirjasto 2019.)

Pahimmassa tapauksessa, kulumisen alkaa vaikuttamaan luonnolliseen purentaan. Huonossa purennassa, alaleuka ei kohtaa yläleukaa oikeassa asennossa, mistä seuraa lukuisia eri asteisia haittoja, joista yleisimpiä ongelmia ovat päänsärky, kasvokipu, niska- ja hartiaseudunkipu, tinnitus, herkät ja aristavat hampaat, leukojen alueen kipu, tunnottomuus tai kihelmöinti käsissä, naksuminen tai paukahtelu leukanivelessä, rajoittuneet leuan liikkeet tai leuan lukkiutuminen. (Medident 2019.)

Hampaiden pintojen välinen kitka on tarpeellinen suun toimintojen, erityisesti pureskelun kannalta. Kuitenkin, jos liiallista kulumista ei ehkäistä tai rajoiteta, kiille lopulta rikkoutuu, mikä aiheuttaa dentiinin altistumisen suun olosuhteille ja kulumiselle. Pinnan rikkoutumisen jälkeen sekä kiilteen että altistuneen dentiinin kulumisen nopeutuu. Hampaiden liiallinen kulumisen voi johtaa tuhoisiin seurauksiin, kuten purentapintojen vaurioihin, lihaskäytön toiminnallisen polun muuttumiseen, dentiinin yliherkkyyteen ja jopa hammasytimen paljastumiseen ja pulpiittiin. Se voi myös tuhota etuhampaiden rakenteen, joka on välttämätön hyväksyttävälle anterior-ohjaustoiminnalle ja estetiikalle. Lisäksi proksimaalisten pintojen kulumisen voi johtaa proksimaalisen kosketusalueen häviämiseen ja siten johtaa ruoan impaktioon ja sen seurauksena luun ja periodontaalisen kiinnittymisen häviämiseen. Lisäksi liiallinen kulumisen on osoittautunut suureksi ongelmaksi, jota esiintyy keinotekoisien hammasmateriaalien, erityisesti komposiittien restauroinnin, käytössä stressirakenteisissa sovelluksissa. Se voi johtaa ennenaikaiseen vikaantumiseen ja korjauksen tai korvaamisen tarpeeseen. (Zhou & Zheng 2008, 8.)

7.2 Hammasteknisten keraamien ja kiilteen kulumisen

Tämän opinnäytetyön toisen tutkimuskysymyksen tarkoituksena oli luoda kuvailu kahden hammasteknisen keraamin, litiumdisilikaatin ja monoliittisen zirkonian, kulumiskäyttäytymisestä. Näiden keraamien kulumista tarkasteltiin kolmen eri tutkimuksen myötä. Nämä tutkimukset toteutettiin hieman eri tavoin. Niissä käytettiin kahta eri purentasimulaattoria ja niihin asetetut arvot poikkesivat jonkin verran toisistaan. Arvot ovat kuvailtuna paremmin taulukossa alla. Vaikka tutkimuksien purentasimulaattoreissa käytetyt arvot poikkesivat toisistaan, tutkimuksien tuloksissa oli nähtävissä yhtäläisyyksiä.

Habib ym. (2019) tutkivat zirkonian, e.maxin ja hampaan kiilteen kulumiskäyttäytymistä mittaamalla niiden pinnankarheutta, korkeutta ja painoa. Tutkimus toteutettiin kahden kappaleen hankauskulumisena pureskelusimulaattorissa (Chewing simulator CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Saksa) ja simulaattorin toistamien kierrosten lukumääräksi oli asetettu 240 000 kierrosta. E.maxin pinnankarheus oli tasaisempi (0.35 μm) kuin Zirkonian (0.67 μm) ennen, kuin ne altistettiin kulumiselle. E.max karheni kulumisen jälkeen enemmän (0.68 μm) kuin Zirkonia (0.29 μm). Kiilteen pintaa keraamit karheuttivat hyvin samantapaisesti, mutta zirkonia kulutti kiillettä määrällisesti hieman enemmän, niin painon kuin korkeuden myötä. (Habib ym. 2019.)

Lawson ym. (2014) tutkivat hampaan kiilteen sekä zirkonian ja e.maxin kahden kappaaleen abrassiivista kulumista kun materiaalit olivat perustyöstetty ja sen lisäksi joko kiillotettu tai lasitettu. Tutkimus suoritettiin laitteella, jolla simuloidaan kulumista (UAB-chewing simulator) ja 400 000 kierrosta toistettiin tutkimuksen aikana. Kyseisen tutkimuksen tulosten mukaan zirkoniassa ei havaittu kulumista perustyöstettynä ja sen lisäksi myös kiillotettuna. E.max kului hyvin samankaltaisesti riippumatta siitä, miten se oli työstetty (0.39-0.47 mm³). Lasitettuna ja kiillotettuna e.maxin kulumisen vastasi samassa tutkimuksessa tutkittua kiille-kiille kulumista. Kiillotettuina e.max ja zirkonia kuluttivat kiillettä vähiten, 0.36 mm³ ja 0.33 mm³. (Lawson ym. 2014.)

Kim ym. (2012) tutkivat hampaan kiilteen kulumista, kun vastassa olivat kolme eri zirkoniaa (Prettau, Lava ja Rainbow) ja litiumdisilikaatti (e.max Press). Purentasimulaattorina käytettiin vastaavaa kuin Habibin tutkimusryhmä (2019) käytti, (Chewing simulator CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Saksa) ja kierrosmääräksi oli asetettu 300 000. Tutkimuksen tulosten mukaan eri zirkoniatuotteet kuluttivat kiillettä keskenään yhtä paljon (0.04 mm³) ja e.max kulutti hieman enemmän (0.06-0.08 mm³) riippuen pinnan viimeistelystä. Tutkijat toteavat, että sekä zirkonioiden että e.maxin kulumispinnat SEM-kuvien perusteella olivat tiiviit ja tasaisia, eikä ilmakuplia juurikaan ilmaantunut kyseisten keraamien kulumakohdista. (Kim ym. 2012.)

Näiden kaikkien kolmen tutkimusten tulosten mukaan zirkonia kesti kulumista todella hyvin, eikä kulumista paikoitellen edes havaittu. Zirkoniaan verraten e.max kului siis enemmän, mutta erot keraamien välillä olivat kuutiomillimetrien (mm³) kymmenesosa. Kiillettä keraamit kuluttivat hieman vaihtelevasti tutkimuksien kesken, mutta erot eivät olleet suuria. E.maxin pinnankarheus oli jokaisen tutkimuksen alkuvaiheessa tasaisempi kuin Zirkonian, mutta silti molemmat materiaalit kuluttivat vastakiillettä hyvin samankaltaisesti. Näiden tutkimusten tuloksien perusteella vaikuttaisi siltä, että keraamien pintakäsittely vaikuttaa niiden kulumiskäyttäytymiseen, ja tähän tulokseen tulivat myös Malkondu ym. (2016, 646) katsauksessaan. Tämä näkyy etenkin Lawsonin ym. (2014) tutkimuksen kohdalla, jossa hienommin käsitellyt pinnat näyttivät sekä kuluvan että kuluttavan vähemmän vastakappaleena ollutta kiillettä. Vaikka zirkonia on kovempi materiaali kuin e.max ja kesti kulumista hyvin, se ei siltikään kuluttanut kiillettä enempää, vaikka niin voisi helposti olettaa. (Kim ym. 2012; Lawson ym. 2014; Habib ym. 2019.)

Taulukko 2. Kuvailu tutkimuksien purentasimulaattoreista ja niihin asetetuista arvoista. Kim ym. 2012; Lawson ym. 2014; Habib ym. 2019.

Tutkijat	Purenta-simulaattori	Muuttujat	Kulumisen määrittäminen/Mitä testattiin	Vastakappale	Keraami
Habib ym. 2019	Chewing Simulator CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Saksa	5kg, 49N kuormitus, 240,000 kierrosta, tislattu vesi, lämpövaihtelu (5-55°C)	Pinnankarheus, Kiilteen korkeus ja painon menetys	Hampaan kiille, kuspi	Zirkonia, lithiumdisiliikaatti (IPS e.max)
Kim ym. 2012	Chewing Simulator CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Saksa	5kg, 49N kuormitus, 300,000 kierrosta, vesi, lämpövaihtelu (5-55°C)	Kiilteen massan/tilavuuden menetys, pinnankarheus	Hampaan kiille, kuspi	Zirkonia (Lava, Prettau, Rainbow), lithiumdisiliikaatti, IPS e.max Press
Lawson ym. 2014	UAB-chewing simulator	10N kuormitus, 400,000 kierrosta, 33% glyseriini, 0.4 Hz toistuvuus, 2 mm liuku, 33% glyseriini	Keraamien ja kiilteen massan/tilavuuden menetys, pinnankarheus	Hampaan kiille, kuspi	Zirkonia (Lava, 3M Espe), lithiumdisiliikaatti (IPS e.max Press)

8 POHDINTA

Aihe ja prosessi ovat kokonaisuudessaan olleet todella mielenkiintoisia, vaikka haasteitakin on tietysti ollut. Loppujen lopuksi uskomme, että olemme pystyneet luomaan melko toimivan kirjallisuuskatsauksen kulumisen prosesseihin ja taustoihin sekä niiden vaikutuksiin ja onnistuneet vastaamaan opinnäytetyön asetettuihin tutkimuskysymyksiin. Materiaalien laajempi vertailu ja useampien tutkimusten mukaan ottaminen, analysointi ja vertailu niitä varten, olisi ollut lähempänä alkuperäistä ajatustamme aiheemme keskittymispisteestä. Mutta kuten kappaleessa 5.4 tuli esille, tutkimusten vertailu keskenään on hyvin haastavaa muuttujien ollessa niin laajat, ja olisi vaatinut yksinkertaisesti liikaa aikaa, jotta se olisi ollut mahdollista mahduttaa tähän prosessiin.

Aihe oli kokonaisuudessaan yllättävän haastava ja yllätti laajuudellaan ja monimuotoisuudellaan. Emme olleet ajatelleet ”yksinkertaista” kulumista näin monimutkaisena prosessina ja monien asioiden summana. Kulumisen on jo itsessään hyvin monimutkainen prosessi ja suun olosuhteet vaikuttavat vain lisää siihen prosessiin, kun katsotaan asiaa hammastekniikan näkökulmasta. Kulumisen on suussa hyvin olennainen ja luonnollinen ilmiö, mutta sen lisääntymisen ennaltaehkäisyn ja hillitsemisen tärkeys ja merkitys hampaidelle ja suun hyvinvoinnille tuntuu jäävän helposti tiedostamatta. Aiheeseen perehtynyt henkilö varmasti huomaa kohtia, joita työ jää ehkä kaipaamaan, ja mistä kohtaa rajauksia on tehty, mutta toivomme, että se tarjoaa silti tiivistetyn kokonaiskuvan ja hyvän esittelyn aiheeseen, joka selvästikin on tärkeä osa hammasteknistä osaamista ja materiaalien tuntemusta, mutta jää helposti huomioimatta.

Kulumisen simulointi ja tutkiminen nimenomaan osana hammaslääketiedettä tuntuu olevan paljon muiden alojen materiaalien kulumiskäyttötymisen testausta jäljessä, mikä osin tietysti selittyy sillä, että tuntuu lähes mahdottomalta pystyä kontrolloimaan niitä testiolosuhteita, joissa materiaaleja pitäisi suun olosuhteissa testata ja hyödyntää. Sitäkin tärkeämpää testimenetelmien hiominen kuitenkin olisi. Useissa artikkeleissa tuli yhtenäisesti esille myös tarve hammasalan termistön yhtenäistämiseksi kulumisen saralla. Esimerkiksi eri kulumismuotoja tarkastellessa, nimitykset ovat vain vakiintuneet käyttöön, vaikka hieman harhaanjohtavasti eivät kuitenkaan kuvaa täysin oikein itse prosessia, joka oli mielenkiintoista hahmottaa.

Kun tutkimuksia kerättiin zirkonian ja e.maxin kulumisesta, niille oli aluksi haastavaa asettaa sisäänottokriteerit. Tutkimukset saattoivat olla hyvin erilaisia ja erosivat

toisistaan siinä, mitä keraameja tutkittiin, mitä purentasimulaattoria käytettiin ja mitä arvoja niihin oli asetettu. Lopuksi hyvin suureksi kriteeriksi osoittautui se, että tutkimuksessa tutkittiin samanaikaisesti sekä zirkoniaa että e.maxia, jotta tutkimusten tulokset olisivat vertailtavissa keskenään.

Ennen tulosten kokoamista oletettiin, että zirkonia kuluttaisi vastapurijaa enemmän kuin e.max, koska se on kovempi materiaali ja se on karheampi pinnaltaan. Kuitenkin tulokset yllättivät ja oli hyvin mielenkiintoista nähdä, että zirkonia ja e.max kuluttivat vastapurijaa hyvin samankaltaisesti. Tuloksien perusteella havaittiin myös se, että keraamien pinnan käsittely on tärkeässä asemassa sen kulumiskäyttämisen myötä. Keraamityöt kannattaa sekä lasittaa ja kiillottaa mekaanisesti, jotta se itse kuluisi ja kuluttaisi vastapurijaa vähemmän.

Suurin osa käytetystä aineistosta on englanniksi, ja suomentaminen on saattanut olla paikoitellen haastavaa. Tämän opinnäytetyön prosessin aikana on kuitenkin pyritty noudattamaan ja toteuttamaan mahdollisimman hyvää eettisyyttä ja luotettavuutta. Tätä opinnäytetyötä voi hyödyntää opetusmateriaalina ja lisäämään tietoutta kulumisesta yleisesti, osana hammastekniikkaa ja kahden keraamin, zirkonian ja e.maxin, kulumiskäyttämisestä. Aihetta jatkotutkimukselle voivat olla esimerkiksi vastaava työ jonkun muun hammastekniikassa käytetyn materiaalin näkökulmasta tai sitten käytännössä testata zirkonian tai e.maxin kulumiskäyttämistä ja verrata saatuja tuloksia tässä työssä saattuihin tuloksiin.

Koko opinnäytetyön tekemisen prosessi on ollut todella opettavainen ja se on antanut paljon, vaikka välillä onkin ollut myös melko haastavaa. Se, että työ ja tutkimuskysymykset muuttivat muotoaan, sekä se mihin pääasiassa haluttiin tässä työssä keskittyä, muuttivat muutamia kertoja matkan varrella, viivytti työskentelyä hieman. Myös niin sanottua turhaa työtä tuli tehtyä sen vuoksi jonkin verran. Opinnäytetyö valmistui kuitenkin ajallaan ja voimme olla siihen tyytyväisiä.

LÄHTEET

Aghababaei, R.; Warner, D. H. & Molinari, J-F. 2016. Critical length scale controls adhesive wear mechanisms. *Nature Communications*. Viitattu 23.3.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/303823727_Critical_length_scale_controls_adhesive_wear_mechanisms

American Society for Testing and Materials. Committee on Standards. 2002. Designation G40-02: Standard Terminology Relating To Wear and Erosion. Philadelphia, PA: American Society for Testing and Materials

Brostow, W.; Deborde, J-L.; Jaklewicz, M. & Olszynski, P. 2003. Tribology with emphasis on polymers: friction, scratch resistance and wear. *Journal of Materials Education*. Vol 24 (4-6). Viitattu 11.2.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/228917674_Tribology_with_emphasis_on_polymers_Friction_scratch_resistance_and_wear

Davies, S. & Gray, R. M. J. 2001. What is occlusion? *British Dental Journal*. Vol. 191, No 5. Viitattu 17.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://www.nature.com/articles/4801151.pdf>

Denry, I. & Holloway, J. A. 2010. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*. Vol 3. Viitattu 11.2.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/41163150_Ceramics_for_Dental_Applications_A_Review

D'Incau, E. & Saulue, P. 2012. Understanding dental wear. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*. Vol. 15, No 1. Viitattu 4.4.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://www.jdao-journal.org/articles/odfen/pdf/2012/01/odfen2012151p104.pdf>

D'Incau, E.; Couture, C. & Maureille, B. 2011. Human tooth wear in the past and the present: Tribological mechanisms, scoring systems, dental and skeletal compensations. *Archives of oral biology*. Vol. 57. Viitattu 4.4.2019 Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/51645275_Human_Tooth_Wear_in_the_Past_and_the_Present_Tribological_Mechanisms_Scoring_Systems_Dental_and_Skeletal_Compensations

Fukuda, K. & Morita, T. 2017. Physical model of adhesive wear in early stage of sliding. *Wear*. Vol. 376-377. Viitattu 23.3.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0043164817302004>

Grippo, J. O.; Simring, M. & Schreiner, S. 2004. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. *The Journal of the American Dental Association*. Vol. 135, Issue 8. Viitattu 17.5.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0002817714633213>

Habib, S. R.; Alotaibi, A.; Hazza, N. A.; Allam, Y. & AlGhazi, M. 2019. Two-body wear behaviour of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. Vol. 11. Viitattu 3.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6400707/>

Hammassairaala 2019. Palvelut > Purentafysiologia. Viitattu 15.3.2019. <http://www.hammassairaala.fi/Purentafysiologia>

Hanif, A.; Rashid, H. & Nasim, M. 2015. Tooth surface loss revisited: Classification, etiology, and management. *Journal of Restorative Dentistry*. Vol. 3, Issue 2. Viitattu 3.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <http://www.jresdent.org/article.asp?issn=2321-4619;year=2015;volume=3;issue=2;spage=37;epage=43;aulas>

Heintze, S. D.; Cavalleri, A.; Forjanic, M.; Zellweger, G. & Rousson, V. 2005. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental*

Materials. Vol. 22. Viitattu 23.3.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/7385665_A_comparison_of_three_different_methods_for_the_quantification_of_the_in_vitro_wear_of_dental_materials

Honkala, S. 2015. Hampaiden rakenne ja kehittyminen. Hampaistot ja niiden kehittyminen. Hammaskaaret ja purenta. Terve Suu. Kustannus Oy Duodecim. Viitattu 25.4.2019. <https://www.terveysportti.fi/terveysportti/koti>

Hudson, J. D.; Goldstein, G. R. & Georgescu, M. 1995. Enamel wear caused by three different restorative materials. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 74, Issue 6. Viitattu 13.1.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391305803191>

Ivoclar Vivadent AG 2011. Scientific Documentation IPS e.max Press. Research and Development. Viitattu 14.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-emax-technicians/ips-emax-press>

Jyväskylän ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyön ohjaajan käsikirja > Kirjallisuuskatsaukset. Viitattu 3.9.2018. <https://oppimateriaalit.jamk.fi/yamk-kasikirja/kirjallisuuskatsaukset/>

Kangasniemi, M.; Pietilä, A.-M.; Utriainen, K.; Jääskeläinen, P.; Ahonen, S.-M. & Liikanen E. 2013. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus: eteneminen tutkimuskysymyksestä jäsennettyyn tietoon. Hoitotiede. Helsinki: Sairaanhoidajien koulutussäätiö. Viitattu 3.9.2019. <http://www.doria.fi/handle/10024/103977>

Kelly, J.R. & Benetti, P. 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian Dental Journal. Vol. 56, Issue 1. Viitattu 17.5.2019 Saatavilla osoitteesta: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>

Kim, M.-J.; Oh, S.-H.; Kim, J.-H.; Ju, S.-W.; Seo, D.-G.; Jun, S.-H.; Ahn, J.-S. & Ryu, J.-J. 2012. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. Journal of Dentistry. Vol. 40, Issue 11. Viitattu 20.2.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571212002084>

Lawson, N. C.; Janyavula, S.; Syklawer, S.; McLaren, E. A. & Burgess, J. O. 2014. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. Journal of Dentistry. Vol. 42. Viitattu 20.2.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/266024859_Wear_of_Enamel_Opposing_Zirconia_and_Lithium_Disilicate_after_Adjustment_Polishing_and_Glazing

Lee, A.; He, L. H.; Lyons, K. & Swain, M. V. 2011. Tooth wear and wear investigations in dentistry. Journal of Oral Rehabilitation. Vol. 39. Viitattu 7.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <http://www.sdclucknow.com/Journal2012/journal%20of%20oral%20rehab/217-225.pdf>

Lewis, R. & Dwyer-Joyce, R. S. 2005. Wear of human teeth: a tribological perspective. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology. Vol. 219. White Rose Research Online. Viitattu 4.4.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/245388948_Wear_of_human_teeth_A_tribological_perspective

Malkondu, Ö.; Tinastepe, N.; Akan, E. & Kazazoğlu, E. 2016. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Biotechnology & Biotechnological Equipment. Vol. 30. Viitattu 5.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13102818.2016.1177470>

Manicone, P. F.; Iometti, P. R. & Raffaelli, L. 2007. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of Dentistry. Vol. 35. Viitattu 16.4.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/6015905_An_Overview_of_Zirconia_Ceramics_Basic_Properties_and_Clinical_Applications

Matinlinna, J. 2008. Zirkonia, zirkoni, zirkoniumoksidi, zirkoniumdioksidi vai zirkonium? Hammas-
teknikkolehti 1/2008. Viitattu 3.5.2019. Saatavilla osoitteesta: https://www.hammaseteknikko.fi/tiedostot/HT1_2008.pdf

Medident. Leukanivelongelmat ja purentahäiriöt. Viitattu 19.5.2019. <https://medident.fi/leukanivelongelmat-purentahairiot/>

Morozova, Y.; Holik, P.; Ctvrtlik, R.; Tomastik, J.; Foltasova, L. & Harcekova, A. 2016. Tooth Wear- Fundamental Mechanisms And Diagnosis. IOSR Journal of Dental and Medical Sciences, Vol. 15, Issue 5. Viitattu 4.4.2019. Saatavilla osoitteessa: https://www.researchgate.net/publication/313250555_Tooth_Wear-Fundamental_Mechanisms_And_Diagnosis

Nakamura, K.; Kanno, T.; Milleding, P. & Örtengren, U. 2009. Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review. The International Journal of Prosthodontics. Vol. 23, No 4. Viitattu 6.3.2019. Saatavilla osoitteesta: http://www.unitau.br/files/arquivos/category_1/doutorado___ARTIGO_PRTESE_3_1386782049.pdf

Roulet, J. F. 1987. Development of Appropriate Measuring Devices. In Degradation of Dental Polymers. Karger. 92-113.

Salminen A. 2011. Mikä kirjallisuuskatsaus? Johdatus kirjallisuuskatsauksen tyyppeihin ja hallintotieteellisiin sovelluksiin. Vaasan yliopisto. Viitattu 3.9.2018. Saatavilla osoitteesta: https://www.univaasa.fi/materiaali/pdf/isbn_978-952-476-349-3.pdf

Schofield, M. J. 2002. Corrosion. Plant Engineer's Reference Book (Second Edition). Viitattu 17.5.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780750644525500882>

SD Mechatronik GMBH 2019. Products > Chewing Simulator CS-4.8. Viitattu 22.5.2019. <http://sdm-gmbh.de/en/products/chewing-simulator-cs-48-professional-line.html>

Stachowiak, G. W. & Batchelor, A. W. 2006. Adhesion and Adhesive Wear. Engineering Tribology (Third Edition). Viitattu 18.5.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780750678360500134>

Stawarczyk, B.; Özcan, M.; Schmutz, F.; Trottman, A.; Roos, M. & Hämmerle, C. H. F. 2013. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. Acta Odontologica Scandinavica. Vol. 71. Viitattu 10.5.2019 Saatavilla osoitteesta: https://www.researchgate.net/publication/221860599_Two-Body_Wear_of_Monolithic_Veneered_and_Glazed_Zirconia_and_their_Corresponding_Enamel_Antagonists

Strickland, A. 2017. All About Zirconia Crowns: What They Are, How They're Made. White River Dental. Viitattu 10.5.2019. <https://www.wr dental.com/blog/2017/12/30/all-about-zirconia-crowns-what-187937>

SubsTech 2019. Kopeliovich, D. Mechanisms of wear. Viitattu 20.5.2019. http://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=mechanisms_of_wear

Suomen hammaslääkäriliitto 2013. Suunterveys. Hampaisto – rakenne ja toiminta. Viitattu 14.5.2019. <https://www.hammaslaakariliitto.fi/fi/suunterveys/yleistietoa-suunterveydesta/hampaisto-rakenne-ja-toiminta>

Terveyskirjasto 2019. Hampaiston kuluminen (attritio ja abraasio) ja kiilteen liukeneminen (erosio). Kustannus Oy Duodecim. Viitattu 3.5.2019. https://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=trv00103&p_hakusana=kulumine

Tribonet 2016a. Abrasive Wear. Viitattu 5.5.2019. <https://www.tribonet.org/wiki/abrasive-wear/>

Tribonet 2016b. Corrosive wear. Viitattu 5.5.2019. <https://www.tribonet.org/wiki/corrosive-wear/>

Willard, A. & Chu, T-M. G. 2018. The science and application of IPS e.max dental ceramic. The Kaohsiung Journal of Medical Sciences. Vol. 34. Viitattu 14.5.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1607551X1730757X>

Yip, K. H-K.; Smales, R. J. & Kaidonis, J. A. 2004. Differential Wear of Teeth and Restorative Materials: Clinical Implications. *The International Journal of Prosthodontics*. Vol. 17, No 3. Viitattu 7.4.2019. Saatavilla osoitteesta: <https://pdfs.semanticscholar.org/794d/24388a8cb657e60c7ac25370b92958fd0e5f.pdf>

Zhou, Z. R.; Yu, H. Y.; Zheng, J.; Qian, L. M. & Yan, Y. 2013. Clinical Evaluation and Laboratory Wear-Testing Methods. *Dental Biotribology*. Viitattu 23.3.2019. https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4614-4550-0_2

Zhou, Z. R. & Zheng, J. 2008. Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics*. Vol. 41. Viitattu 4.4.2019. Saatavilla osoitteesta <https://pdfs.semanticscholar.org/c9e8/0ad2e5dc7b6ef85f26ef999b525b657fd3d8.pdf>

Zheng, J.; Xiao, F.; Qian, L. M. & Zhou, Z. R. 2009. Erosion behaviors of human tooth enamel at different depth. *Tribology International*. Volume 43, Issue 7. Viitattu 23.3.2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301679X09003454>