

Opinnäytetyö AMK

Hammastekniikan koulutusohjelma

2020

Boglárka Gyölvézi ja Sara Musta

3D-TULOSETTUJEN PURENTAKISKOMATERIAALIEN KULUMISKESTÄVYYS JA MEKAANISET OMINAISUUDET

- Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

OPINNÄYTETYÖ AMK | TIIVISTELMÄ

TURUN AMMATTIKORKEAKOULU

Hammastekniikan koulutusohjelma

2020 | 46 sivua, 3 liitesivua

Boglárka Gyülvéshi ja Sara Musta

3D-TULOSTETTUJEN PURENTAKISKOMATERIAALIEN KULUMISKESTÄVYYS JA MEKAANISET OMINAISUUDET

-Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

Tässä opinnäytetyössä perehdytään 3D-tulostamiseen ja tarkastellaan sen soveltuvuutta hammasteknisten laitteiden kuten purentakiskojen valmistukseen. Soveltuvuutta tarkastellaan erityisesti tulostettavien materiaalien kulumiskestävyiden kannalta. Opinnäytetyö keskittyy kulumisen lisäksi selvittämään 3D-tulostettavien purentakiskomateriaalien mekaanisia ominaisuuksia. Tarkastelussa ja materiaalivertailussa ovat mukana myös perinteiset manuaaliset ja jyrkittävät purentakiskomateriaalit. Opinnäytetyössä huomioidaan valmistusmenetelmien välisiä eroja ja pohditaan digitalisaation vaikutuksia sekä eri valmistusmenetelmien kustannustehokkuuden merkitystä.

Opinnäytetyö on toteutettu kirjallisuuskatsauksena tutkimuskysymyksiä seuraten. Työ pohjautuu kirjallisuuteen, tutkimusten analysointiin ja tutkimusten vertailuun. Työssä tarkasteltavat tutkimukset ovat rajattu ja valittu tarkoin lähdekriteerein työn eettisyyden ja luotettavuuden varmistamiseksi.

Työn tarkoituksena on tuoda esiin ajankohtaista ja relevanttia tietoa laajasta aihealueesta mahdollisimman tiivistetysti ja helposti lähestyttävästi. Opinnäytetyö pyrkii erityisesti herättämään ajatuksia ja keskustelua sekä antamaan sijaa hammastekniikassa käytettävien materiaalien jatkotutkimustarpeelle. Tulevissa tutkimuksissa on syytä huomioida yhtenevien parametrien käyttö parempien vertailutulosten saavuttamiseksi.

ASIASANAT:

3D-tulostaminen, Ainetta lisäävä valmistus, Digitalisaatio, Kuluminen, Materiaalit, Mekaaniset ominaisuudet, Purentakisko

BACHELOR'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Degree programme In Dental Technology

2020 | 46 of pages, 3 pages in appendices

Boglárka Gyülvérszi ja Sara Musta

MECHANICAL PROPERTIES AND WEAR RESISTANCE OF 3D-PRINTED OCCLUSAL SPLINT MATERIALS

- A narrative literature review

This thesis focuses on 3D-printing and we observe how it can be utilized on dental technical devices, such as the manufacturing of occlusal splints. The attributes are inspected from the perspective of printable materials' wear resistance. In addition, this thesis will go through other mechanical properties of 3D-printed splint materials. The comparison of materials include traditional pressed and subtractive materials. The thesis takes into account the differences between different manufacturing methods and ponders the effects of digitalization as well as the significance of manufacturing cost efficiency.

This thesis is a narrative literature review which follows its research questions. The thesis is based on literature and research analysis as well as comparison. The selected researches are delimited and chosen with precise source criterion to ensure the reliability and ethicality.

The key aspect of this thesis is to bring forward timely and relevant information. It is important to cover the subjects in compact and easily approachable manner. This thesis strives to rise thoughts and discussion, and as a motivation for further material research. In future researches, it is important to pay attention to coherent variables to achieve more reliable comparison results.

KEYWORDS:

3D-printing, Additive Manufacturing, Digitalisation, Materials, Mechanical properties, Occlusal splint, Wear Resistance

SISÄLTÖ

KÄYTETYT LYHENTEET JA SANASTO

1 JOHDANTO	1
2 OPINNÄYTETYÖN TUTKIMUSKYSYMYKSET JA TAVOITTEET	2
2.1 Tutkimuskysymykset	2
2.2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoitteet	2
3 DIGITAALINEN HAMMASTEKNIikka	3
3.1 Jyrsintä ja 3D-tulostus	5
3.2 Ainetta lisäävä valmistustekniikka	5
3.3 SLA-tekniikka 3D-tulostuksessa	7
4 PURENTAKISKOT JA MATERIAALIT	10
4.1 Purentakisko	10
4.2 Purentakiskotyypit ja purentaelimistön toimintahäiriöt	11
4.3 Purentakiskomateriaalit	12
4.4 PMMA	14
5 KULUMINEN JA MUUT MEKAANISET OMINAISUUDET	17
5.1 Kulumistyyppit	18
5.2 Hampaiden kuluminen	20
5.3 Kulumiskestävyyden tutkiminen	20
5.4 Muut mekaaniset ominaisuudet	22
6 OPINNÄYTETYÖN PROSESSI	24
6.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus tutkimusmetodina	24
6.2 Hakusanat ja haun rajaaminen	25
7 TARKASTELTAVAT TUTKIMUKSET JA TUTKIMUSMENETELMÄT	26
7.1 Kulumiskestävyyteen liittyvät tutkimukset	26
7.2 Muihin mekaanisiin ominaisuuksiin liittyvät tutkimukset	29
8 TULOKSET	32
8.1 Materiaalien kuluminen	32
8.2 Muut mekaaniset ominaisuudet	37

8.3 Eettisyys ja luotettavuus	40
-------------------------------	----

9 POHDINTA	41
-------------------	-----------

LÄHTEET	43
----------------	-----------

LIITTEET

Liite 1. Kulumiskestävyyteen liittyvien tutkimusten tarkemmat tiedot

KUVAT

Kuva 1. Ainetta poistava ja ainetta lisäävä valmistustekniikka (Diegel ym. 2020, 2).	3
Kuva 2. Hammasteknisen työketjun digitalisoituminen.	4
Kuva 3. Esimerkki allasvalopolymerointitekniikasta (Muokattu lähteestä Diegel ym. 2020, 31).	7
Kuva 4. Tulostettuja purentakiskoja 0, 30 ja 90 asteessa (Vasques & Laganá 2018).	9
Kuva 5. Adhesiivinen ja abrasiivinen kuluminen (Muokattu lähteestä Kato & Adachi 2001).	19
Kuva 6. Lähikuva purentasimulaattori CS-4 testiasemasta (SD Mechatronik).	22
Kuva 7. Opinnäytetyöprosessin eteneminen.	24
Kuva 8. Kübra ym. 2020 tutkimustulokset (Kübra ym. 2020).	36
Kuva 9. Kuorman suunta kappaleissa tulostussuuntaan nähden (Alharbi ym. 2016).	38

KUVIOT

Kuvio 1. Kulumisen määrä Lutzin tutkimuksen mukaan (2019).	33
Kuvio 2. Reyes-Sevilla ym. 2018 tutkimuksen tulokset vastapurijoiden mukaan.	34
Kuvio 3. Huettig ym. 2017 tutkimuksessa tutkitut materiaalit ja niiden kulumismäärä.	35
Kuvio 4. Benli ym. 2019 tutkimuksessa tutkitut materiaalit ja niiden kulumismäärä.	35
Kuvio 5. Kurt ym. 2012 tutkimustulokset kaaviossa esitettynä.	36

TAULUKOT

Taulukko 1. Opinnäytetyön tutkimuksissa käytettyjä 3D-tulostettavia purentakiskomateriaaleja.	13
Taulukko 2. Tutkittavat materiaalit (Berli ym. 2020).	30
Taulukko 3. Pricip ym. 2019 tutkimuksen materiaalit ja valmistustavat.	31
Taulukko 4. Purentakiskomateriaalien kuluminen valmistustavasta riippuen.	32
Taulukko 5. Kovuus- ja kimmokerroin-arvot (Berli ym. 2020).	39
Taulukko 6. Liukoisuus-, sorptio- ja taivutuslujuusarvot (Berli ym. 2020).	39

KÄYTETYT LYHENTEET JA SANASTO

3D-tulostus	Ainetta lisäävä valmistustekniikka, jossa tulostuslaitteisto luo kolmiulotteisen kappaleen digitaalisesta tiedostosta.
AM	Additive Manufacturing; ainetta lisäävää valmistustekniikka.
Anisotropia	Ilmiö, jossa kappaleen mekaaniset ominaisuudet ovat poikkeavia eri suunnissa.
BISGMA	Bisphenol A-glycidyl methacrylate; korkean viskositeetin omaava resiini, jota käytetään hammaslääketieteessä, esimerkiksi hampaan paikkausaineissa.
CAD/CAM	Valmistustekniikka, jossa yhdistyvät computer-aided design (CAD) ja computer-aided manufacturing (CAM) eli tietokoneavusteinen suunnittelu ja valmistus.
Dysfunktio	Toimintahäiriö.
Initiaattori	Käynniste; lisäaine, joka käynnistää polymeroitumisen.
Konversioaste	Kertoo hiilten välisten reaktiivisten kaksoissidosten määrän orgaanisen materiaalin sisällä.
Monomeeri	Polymeerin perusyksikkö.
Nivelasema	Alaleuan asema, jossa nivelpäät ovat nivelkuopan pohjalla nivellelyjen ollessa paikallaan ja jossa syntyy ensimmäinen kosketus ylä- ja alahampaiden välille sulkemisliikkeessä.
PEEK	Polyeetterieetteriketoni; korkean mekaanisen lujuuden omaava osakiteinen ja aromaattinen kestopolymeerimuovi.
Pellikkeli	Suunesteen proteiineista muodostuva soluton ja bakteeriton kalvo hampaan pinnalla puhdistuksen jälkeen.
PMMA	Polymetyylimetakrylaatti, tunnetaan myös nimellä akryyli. Käytetään useissa hammasteknisissä töissä, kuten proteesien ja purentakiskojen valmistamiseen.

Polymeeri	Toistuvista monomeereistä muodostunut orgaaninen makromolekyyl.
Purentakisko	Akryylinen ortopedinen koje, joka auttaa parentalihaksia rentoutumaan.
Restauration	Tässä asiayhteydessä tarkoitetaan hammasteknisiä laitteita, joilla mukaillaan ja pyritään palauttamaan suun ja hampaiston alkuperäisiä olosuhteita.
Ristiinsilloitus	Polymeerien ketjumaisten molekyylien yhdistyminen muodostamalla poikittaisia sidoksia.
SLA	3D-tulostuslaitteiston käyttämä valokovetusmenetelmä, jolla nestemäinen hartsikerros kovetetaan ohuesti kerroksittain, liikkuvan, pistemäisen ultraviolettilasersäteiden avulla.
STL	Pikavalmistuslaitteistoihin siirrettävän geometrisen mallinnuksen tiedonsiirtoformaatti.
Sintraus	Kuumalla lämpötilalla tai puristuksella saatu kiinteä kappale ilman aineen sulamista.
TMD	Purentaelimistön toimintahäiriöt; Temporomandibular disorders.
Yhdistelmämuovi	Kovettuvasta polymeerimatriksesta ja lujittavista lasikeraamipartikkeleista koostuva yhdistelmä.

1 JOHDANTO

Maailman digitalisoituminen näkyy yhä enemmän terveydenhuollossa. Nykyaikaisia kuvantamislaitteita, uusia materiaaleja ja valmistusmenetelmiä hyödynnetään myös hammaslääketieteessä sekä hammastekniikassa. Verrattuna moniin hammastekniikassa sovellettaviin perinteisiin valmistustapoihin, tietokoneavusteiset valmistusmenetelmät ovat vasta löytämässä paikkaansa. Hammastekniset laitteet asettavat korkeat vaatimukset työn laadulle, tarkkuudelle ja materiaalien biologiselle yhteensopivuudelle. Uusiin valmistusmenetelmiin liittyy merkittävästi myös uusien materiaalien kehitys ja tutkiminen.

Ensimmäinen 3D-tulostin saatiin Turun ammattikorkeakoulun hammastekniikan koulutusohjelman käyttöön syksyllä 2019 MMAM-projektin (Multicomponent Materials Centre of Expertise for Additive Manufacturing) myötä. Hammastekniikan opinnäytetyöaiheita painotettiin projektin aihepiirien mukaan 3D-tulostamiseen. Tähän liittyen omat mielenkiintomme kohdistuivat 3D-tulostettaviin purentakiskoihin ja niiden valmistuksessa käytettäviin materiaaleihin.

Opinnäytetyö on toteutettu kuvailevana kirjallisuuskatsauksena. Opinnäytetyössä perehdytään 3D-tulostamiseen ja avataan aiheeseen liittyviä käsitteitä. Lisäksi käsitellään purentakiskon käyttöindikaatiota, niihin käytettäviä materiaaleja sekä materiaalien kulumiiseen liittyviä tekijöitä. Aiheita tarkastellaan useiden tutkimusten avulla ja vastauksia tutkimuskysymyksiin haetaan tutkimusten sisältöjen analyysillä ja vertailulla.

2 OPINNÄYTETYÖN TUTKIMUSKYSYMYKSET JA TAVOITTEET

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää purentakiskoihin käytettävän tulostusmateriaalin kulumista ja mekaanisia ominaisuuksia. Opinnäytetyössä tarkasteltiin purentakiskojen digitaalisia valmistustapoja ja pohditaan niiden merkitystä. Lisäksi pyrittiin ymmärtämään digitalisaation yleistyvää roolia ja sen mahdollisuuksia hammastekniikan alalla.

2.1 Tutkimuskysymykset

Seuraaviin tutkimuskysymyksiin etsittiin vastauksia opinnäytetyön aiheeseen liittyvästä kirjallisuudesta ja tutkimuksista. Tutkimuskysymykset käsittelevät 3D-tulostettavia purentakiskomateriaaleja.

Kysymykset ovat:

1. Miten 3D-tulostetut purentakiskomateriaalit kuluvat?
2. Mitä mekaanisia ominaisuuksia hammaslääketieteessä käytettävillä 3D-tulostetuilla materiaaleilla on?

2.2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoitteet

3D-tulostettavat purentakiskomateriaalit ovat jatkuvan kehityksen alla. Opinnäytetyön tarkoituksena oli tarkastella ja selvittää tämänhetkisten materiaalien ominaisuuksia ja mahdollisia kehityskohtia. Opinnäytetyössä vertailtiin käsiteltävien tutkimusten tuloksia keskenään.

Opinnäytetyön tavoitteena oli saada lisää tietoa 3D-tulostettavien purentakiskomateriaalien kulumiskäyttäytymisestä ja muista mekaanisista ominaisuuksista. Lisäksi opinnäytetyön tavoitteena oli tuottaa mahdollisimman luotettavaa tietoa suomenkielisenä ja tehdä aiheesta helpommin lähestyttävää alan ammattilaisille, opiskelijoille ja aiheesta kiinnostuneille. Tavoitteena oli myös herättää pohdintaa ja keskustelua digitalisaation tuomista mahdollisuuksista.

3 DIGITAALINEN HAMMASTEKNIikka

Digitalisaatio on ilmiö, jossa pyritään helpottamaan teknologian avulla yhteiskunnan toimintoja ja lisäämään tuottavuutta. Teollisissa prosesseissa digitalisaatiolla on vaikutusta kustannustehokkuuteen, mikä näkyy myös tuotteiden korkeammassa laadussa sekä tuotannon ympäristöystävällisyydessä. Tuotantokustannusten väheneminen ja yhtenäinen tuotanto- ja toimitusketju ovat digitalisaation ehdottomia etuja. Lisäksi kommunikaatio on monimuotoisempaa ja helpompaa nykYTEknologian avulla. (Scrive 2020.)

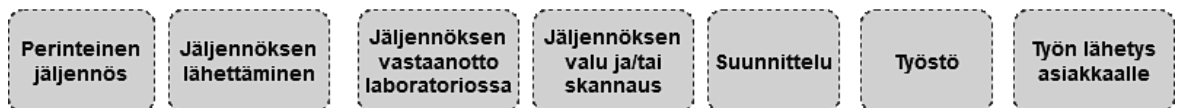
Digitalisaation edut ovat hyödynnettävissä myös hammastekniikassa perinteisten manuaalisten valmistustapojen rinnalla. Useat työvaiheet nopeutuvat digitalisaation myötä ja esimerkiksi potilastietojen digitaalinen tietokanta helpottaa potilastietojen käsittelyä. Tiedon siirtäminen ja kommunikaatio hammasteknikon, hammaslääkärin sekä asiakkaan välillä helpottuu ja työketjun eheys paranee. Keskinäinen kommunikaatio on välttämätöntä hoidon onnistumiselle. Digitaaliset potilaskuvat, suuskannaus ja CAD/CAM-suunnittelu mahdollistavat sujuvamman tietojen käsittelyn ja valmistettavan hammasteknisen laitteen toteutustavan optimoinnin jokaiselle potilaalle henkilökohtaisesti soveltuvaksi. Digitalisaation myötä, potilastyön suunnittelun lisäksi, työn kestävyys ja koko hoidon enustettavuus paranee. (Edelhoff 2017.)



Kuva 1. Ainetta poistava ja ainetta lisäävä valmistustekniikka (Diegel ym. 2020, 2).

Hammastekniikassa digitaaliset valmistustekniikat voidaan jakaa karkeasti kahtia. 3D-tulostaminen on ainetta lisäävä valmistustekniikka, kun taas jyrsinässä materiaalia vähennetään halutun kappalemuodon saamiseksi. Kuvassa 1 mallinnetaan valmistustekniikoiden välistä eroa. Käytännön tasolla lähtökohtana molemmissa valmistustekniikoissa on CAD/CAM:in hyödyntäminen. Halutun hammasteknisen työn valmistus aloitetaan asiakkaan suun olosuhteiden jäljentämisellä. Suun olosuhteiden jäljentäminen tapahtuu perinteisin jäljennösmenetelmin tai digitaalisesti intraoraaliskannerin avulla. Perinteinen alginaattijäljennös tai siitä valettu kipsimalli voidaan myös skannata digitaalisen skannerin avulla. Skannauksen jälkeen työn suunnittelu jatkuu CAD-vaiheen tietokoneohjelmistolla. Suunnitelma siirretään CAM-vaiheeseen sähköisessä tiedostomuodossa valmistuslaitteelle. Kuva 2 ilmentää hammasteknisen työketjun digitalisoitumista. Eri valmistajien laitteistoissa on eroavaisuuksia tiedostomuotojen keskinäisen yhteensopivuuden kanssa, minkä vuoksi puhutaan myös niin sanotuista avoimista ja suljetuista järjestelmistä. Yleisimmin käytössä on avoin, standardoitu STL-tiedostoformaatti (engl. standard triangle language). Toisin kuin avoin, suljettu järjestelmä vaatii valmistajan omien laitteiden ja ohjelmistojen käyttöä. (Diegel ym. 2020; Lindfors & Saari 2018).

PERINTEINEN TYÖKETJU YHDISTETTYNÄ DIGITAALISEEN



DIGITAALINEN TYÖKETJU



Kuva 2. Hammasteknisen työketjun digitalisoituminen.

Kehityksen myötä uudet hammastekniset valmistustavat ja niiden työvaiheet vaativat jatkuvaa tietotaidon ylläpitoa. Potilastietojen käsittely puolestaan vaatii osaamista ja kehi-

tystä myös tietoturvan osalta. Digitalisaation kehityskohteita ovat myös järjestelmien yhteensopivuus sijainnista ja käytettävästä laitteistosta riippumatta. (Scrive 2020; Edelhoff 2017).

3.1 Jyrsintä ja 3D-tulostus

Jyrsintä ja 3D-tulostaminen ovat molemmat tietokoneavusteisia valmistustekniikoita. Työn valmistaminen alkaa molemmissa valmistettavan kappaleen huolellisella suunnittelulla CAD- ohjelman avulla ja suunnitellun tiedostomuodon siirtämisellä laitteen CAM:iin. Samankaltaisuuksista huolimatta, valmistustavoissa on eroavaisuuksia sekä tilannekohtaisia etuja ja haittoja. Valmistustavan valinnassa on tärkeä tunnistaa valmistettavan työn laadulliset vaatimukset sekä siihen suhteutetun työajan ja valmistuskustannusten optimointimahdollisuudet.

Materiaalin poistaminen jyrsimällä tapahtuu tietokoneen ohjauksen avulla, mistä juontaa lyhenne CNC (engl. computer numerical control). Suunnitellun virtuaalimallin pohjalta luodaan kappaleen valmistukseen tarvittava jyrsimen liikerata ja geometria. Sen ohjaamana kone jyrsii ylimääräisen materiaalin pois. Työstöterät vaihtelevat työstettävän materiaalin mukaan. Työstöterä ja jyrsittävä kiekko liikkuvat laitteesta riippuen kolmella, neljällä tai viidellä eri akselilla. Tekniikka soveltuu erityisesti geometrisesti vaativiin, pikkutarkkoihin töihin, jotka perinteisin menetelmin ovat vaikeammin valmistettavissa. (Formlabs Guides; Beuer 2008.)

Ainetta vähentävää valmistustekniikkaa käytetään tyypillisimmin muovisten ja metallisten osien valmistukseen, mutta hammastekniikassa hyödynnetyt jyrsimet työstävät suurelta osin kaikkia alalla käytettäviä materiaaleja. Pehmeämmät materiaalit kuten vaha ja muovi ovat helpommin työstettävissä, mutta niiden kulumiskestävyys on heikompi kuin kovemmilla materiaaleilla. (Formlabs Guides; Beuer 2008.)

3.2 Ainetta lisäävä valmistustekniikka

Ainetta lisäävällä valmistuksella tarkoitetaan joukkoa valmistusmenetelmiä. Valmistusmenetelmät vaihtelevat materiaalin ja käyttöindikaation mukaan, mutta valmistuksen perusperiaate on kaikilla menetelmillä sama - kappale rakentuu kerroksittain materiaalia lisäämällä. Arkikielessä ainetta lisäävä valmistustekniikka, (engl. Additive Manufacturing,

AM) ymmärretään myös 3D-tulostuksena, joka on yksi ainetta lisäävistä valmistustekniikoista. (AMazing Additive Manufacturing; Diegel ym. 2020, 1-2.)

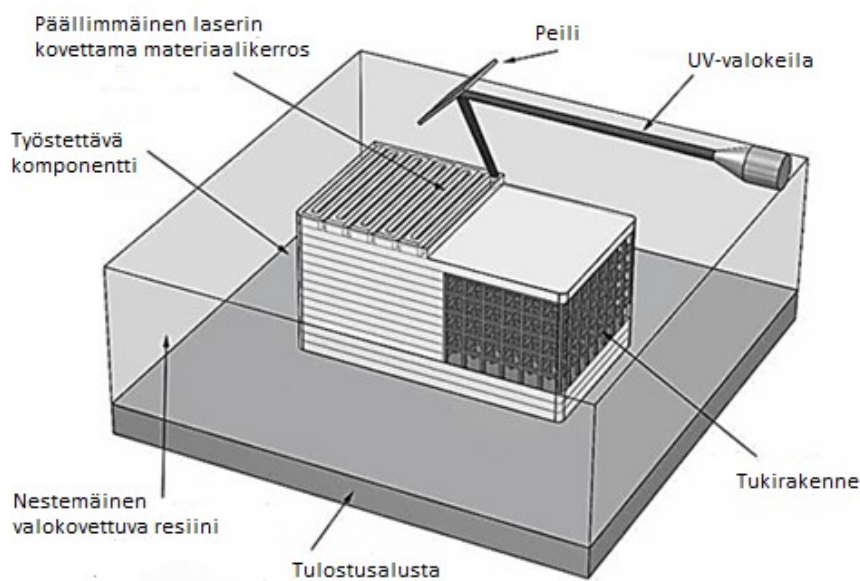
3D-tulostuksessa tulostettava kappale valmistetaan virtuaalisen mallinnuksen pohjalta. 3D-tulostus on yleistynyt suuresti kuluneen 30 vuoden aikana ja sitä hyödynnetään usealla eri alalla. Maksimaalisen hyödyn saamiseksi on tärkeä ymmärtää tilanteet, joissa tulostamisen hyödyntäminen on kannattavaa. 3D-tulostamisen etuna on erityisesti monimutkaisten rakenteiden suunnittelu ja valmistus sekä monimutkaisten rakenteiden laadullinen lopputulos. Kerroksittaisen valmistuksen kustannustehokkuus konkretisoituu esimerkiksi käytettävän materiaalin hintaan, johon rakennettavan kappaleen geometrisen kompleksisuus ei juurikaan vaikuta. Lisäksi materiaalihukka on 3D-tulostuksessa vähäinen, sillä valmistustapa käyttää materiaalia vain työstettävän kappaleen vaatiman määrän. (Diegel ym. 2020, 4-11, 44.)

Lähtökohtaisesti monimutkainen muoto on helpommin ja edullisemmin toteutettavissa 3D-tulostuksen avulla, kuin perinteisin manuaalisin valmistuskeinoin. Kuitenkin, tulostettavan kappaleen kokonaiskorkeus ja pinta-ala vaikuttavat suoraan tulostettavaan kerrosmääriin ja tulostusaikaan, mikä puolestaan vaikuttaa kustannuksiin. Yksinkertaisen kappaleen valmistukselle voi näin ollen löytyä 3D-tulostusta edullisempia vaihtoehtoja. Tulostettavat kappaleet vaativat valmistuksen ajaksi mahdollisia tuki- ja kestävyyspilariteita halutun rakenteen säilyttämiseksi. Kyseisten tukien sijoittelu voi joissain tilanteissa olla haastavaa ja niihin on syytä kiinnittää huomiota jo suunnitteluvaiheessa. Hyvä suunnitelma ja tukien sijoittelu helpottavat tulostetun kappaleen viimeistelyä ja parantavat lopullisen työn laatua. On huomioitava myös, että täysin suljettujen onttojen pallorakenteiden valmistus ei ole mahdollista 3D-tulostamalla. (Diegel ym. 2020, 44, 79-85.)

Suunnittelussa on tärkeää ottaa huomioon tarpeettoman materiaalin minimointi sekä kappaleen tulostussuunta. Suuri materiaalmassa lisää valmistusaikaa ja kappaleen painoa, mikä voi aiheuttaa tulosteen vääristymistä. Rakenteiden geometrian muuttuessa monimutkaisemmaksi, valittu tulostussuunta on usein kompromissi anisotropian välttämisen ja mekaanisten ominaisuuksien optimoinnin välillä. Anisotropialla tarkoitetaan kappaleen suuntasidonnaista poikkeavuutta mekaanisissa ominaisuuksissa. 3D-tulostuksessa anisotropiaa esiintyy kerrosten mukaan pystysuunnassa, sillä kerrosten välinen sidoslujuus voi olla itse kerroksen mekaanista lujuutta heikompi. (Diegel ym. 2020, 93-98.)

3.3 SLA-tekniikka 3D-tulostuksessa

SLA (engl. stereolithography) on yksi allasvalopolymerisointitekniikoista ja yleisin hammaslaboratoriossa käytetty 3D-tulostustekniikka. SLA-tulostimissa käytettävä polymeeri on yleensä nestemäisessä olomuodossa. Nestemäistä polymeeriä voidaan myös kutsua hartsiksi tai resiiniksi. Markkinoilla on myös keraamia tai metallia sisältäviä polymeerejä, jotka soveltuvat tulostuskäyttöön. (Alander & PHAMMS18 2020, 4.)



Kuva 3. Esimerkki allasvalopolymerisointitekniikasta (Muokattu lähteestä Diegel ym. 2020, 31).

SLA:ssa UV-valolähteenä käytetään lasereita (kuva 3), UV-LED eli DLP:tä (digital light processing) tai LCD-paneelia (liquid crystal display). Näiden välittämän UV-valon osuessa nestealtaassa olevaan nestemäiseen polymeeriin, malli rakentuu ja kovettuu valon vaikutuksesta. Skannaus - saumautumisprosessi toistuu kerros kerrokselta, kunnes malli on valmis. Valonlähteistä laserilla on pienin kovettamispinta-ala, joten se on myös hitain. DLP on laseria huomattavasti nopeampi ja kaikista tehokkain on LCD-paneeli. Sekä DLP:llä että LCD:llä kovettamispinta-ala kattaa koko tulostusalustan pinta-alan. (Diegel ym. 2020, 30-32; Alander & PHAMMS18 2020, 4-5.)

Kovetuksen jälkeen tulosteet täytyy jälkikäsitellä. Jälkikäsitely sisältää tulostekappaleen pesun, mikä tapahtuu tyypillisesti isopropanolilla, sekä loppukovetuksen. Keraami- ja metallitulosteiden kohdalla, jälkikäsitely tarkoittaa tulostemuovin pois polttamista ja sintrausta. Tulostuksessa syntyvä tukimateriaali täytyy myös manuaalisesti poistaa. (Alander & PHAMMS18 2020, 4.)

SLA-tulostimet voidaan jakaa tulostussuunnan mukaan kahteen ryhmään. Pääasiassa teollisuuskäytössä oleva 'oikea puoli ylöspäin' (engl. right-side up) tulostavissa SLA-tulostimissa resiiniallas on täynnä nestemäistä tulostusresiiniä. Kerroksittainen tulostus tapahtuu resiinin pinnalla UV-laserin osoittaman 3D-mallinnuksen mukaan. Tulostusprosessissa toistuu rakennus- ja laskeutumisen kerrospaksuuden verran, sekä resiinitäyteen terän sivusuuntainen liike altaan poikki seuraavan kerroksen muodostumista varten. Nämä tulostimet omaavat korkean tulostustarkkuuden, mutta niiden kustannustehokkuus ei ole paras mahdollinen. Resiiniallas vaatii verrattain paljon alkuinvestointeja, huoltoa ja raakamateriaalia. Lisäksi altaan käsittely ja siivous materiaalia vaihtaessa vie paljon aikaa. (Formlabs 2017.)

Pienemmissä 'ylösalaisin' (engl. upside-down) tulostavissa SLA-tulostimissa, rakennus- ja laskeutumisen lasketaan resiini- ja laskeutumisen jättäen kerrospaksuuden verran tilaa. UV-laseripisteiden osoittaessa kahteen peilialvanometriin, valo keskittyy peilisarjan avulla altaan pohjan läpi ja kovettaa hartsikerroksen. Tulostus- ja laskeutumisen välinen vertikaalinen ja horisontaalinen liike erottaa kovettuneen kerroksen ja mahdollistaa prosessin kerroksittaisen toistuvuuden. Näiden laitteiden etuna on käyttäjäystävällisyys sekä merkittävä rakennustilavuus. Käyttäjäystävällisyyteen lukeutuvat helpommin toteutettavat laitteen puhdistus- ja huoltotyöt. (Formlabs 2017.)

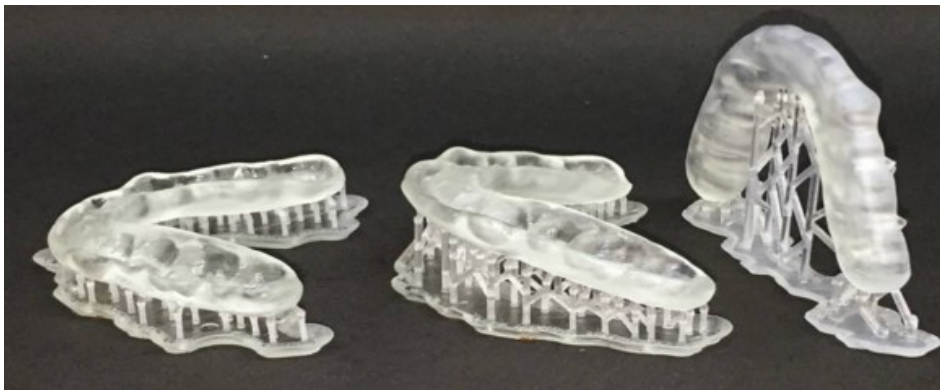
Tulostussuunta

Kolmiulotteisen kokonaisuuden muodostaa X-, Y-, ja Z-akseleiden välille rakentuva kappale. 3D-tulostuksessa tulostussuunnan määrittäminen on tärkeä osa työn suunnittelua ja lopullisen tulosteen laadunhallintaa. Tulostimien välillä on eroja, mutta yleisesti 3D-tulostimen sivuttaisliike määrittyy X- ja Y-akselille ja pystyliike Z-akselille (Carolo 2020). Tulostussuunnalla on suora vaikutus tulostettavien osien lujuuteen, materiaalin ominaisuuksiin, pinnanlaatuun ja käytettävien tulostustukien määrään. (Diegel ym. 2020, 5.)

Kaikissa 3D-tulostustekniikoissa esiintyy pystysuunnassa anisotropiaa, mikä on huomioitava tulostussuunnan valinnassa tapauskohtaisesti. Anisotropian vaikutuksesta Z-

suunnasta kohdistuva jännitys aiheuttaa kappaleen murtumista todennäköisemmin kuin X- ja Y-suunnasta. Kappaleen lujuuden maksimoimiseksi on suositeltavaa suunnata tuloste vaakatasoon. Tulostuksen suunta vaikuttaa erityisesti pyöreisiin muotoihin. Pyöreiden muotojen osalta, vaakatasossa tapahtuu niin sanottua porrastumista, mikä muuttaa pyöreiden soikeaksi. Näin ollen pyöreät reiän muodot tulostuvat parhaiten pystysuunnassa. (Diegel ym. 2020, 46; Redwood 2020.)

Anisotropiaa ja suuntasidonnaisia vaikutuksia esiintyy myös tukikappaleiden asettelussa. Tietyssä tulostussuunnassa tukimateriaaleja voi tarvita vähemmän, mutta suunta voi samanaikaisesti heikentää tulostetta tietyiltä osin ei-toivotulla tavalla. Tulostussuunnan lisäksi voidaan määrittää tulostuskulma, jolla on vaikutusta tarvittavaan tukimateriaaliin ja työn laatuun. (Formlabs Application Guide 2017, 7.)



Kuva 4. Tulostettuja purentakiskoja 0, 30 ja 90 asteessa (Vasques & Laganá 2018).

Keskittyessään tulostusalustaan ja sen mahdollisimman kustannustehokkaaseen käyttöön, osa ammattilaisista saattaa käyttää vertikaalista suuntausta (kuvassa 4 oikealla) purentakiskoille, huolimatta valmistajan suosituksista, jossa kehoitetaan asettamaan tulostustuotteet maksimissaan 30 asteen kaltevuuteen (kuvassa 4 keskellä). Tulostettavan kappaleen kerrosmäärät ja kokonaiskorkeus määrittävät tulostusajan, joten oikein valittu tulostussuunta ja -asettelu vaikuttavat niin laatuun, työaikaan kuin kustannuksiin. Kun pohditaan 3D-tulostetun suuhun laitettavan laitteen sopivuutta, on huomioitava tulostussuunnan vaikutus valmistettavaan laitteeseen. (Diegel ym. 2020, 46; Vasques & Laganá 2018, 2.)

4 PARENTAKISKOT JA MATERIAALIT

Tämä kappale käsittelee parentakiskon käyttötarkoitusta, erilaisia käyttöindikaatioita, parentakiskotyyppejä sekä parentakiskojen valmistamiseen käytettäviä materiaaleja. Parentakisko on ortopedinen koje, jota voidaan käyttää monien eri vaivojen hoitoon (Therapia Odontologica 2019). Kisko valmistetaan tavallisesti akryylista hammaslaboratoriossa (Kuttila & Le Bell 2007). Jyrsintä ja 3D-tulostus ovat kehityksen ja digitalisaation myötä syntyneitä uusia tapoja valmistaa parentakiskoja. Kehityksen ja uusien valmistustapojen myötä myös materiaalien kirjo on laajentunut.

4.1 Parentakisko

Tutkimukset ovat osoittaneet parentakiskon vaikuttavan positiivisesti erityisesti dysfunktio-oireisiin. Dysfunktiolla tarkoitetaan tässä asiayhteydessä purentaelimistön toimintahäiriöitä. Toimintahäiriöiden lisäksi parentakiskon käyttö voi olla tarpeellista myös suojaamistarkoituksessa. Hampaita ja restaurointeja voi olla tarpeen suojata kulumista ja murtumia vastaan. Parentakisko ei oikein käytettynä aiheuta mitään haittoja. Parentakiskon vaikutusmekanismia ei täysin tunneta tänäkään päivänä. (Therapia Odontologica 2019.)

Parentakiskoa käytetään yleensä öisin, jolloin se suojaa hampaita esimerkiksi narskuttelulta tai suurilta purentarasituksilta sekä auttaa lihaksia rentoutumaan. Parentakiskohoidon tavoitteena on poistaa kivut, vähentää rasitusta ja palauttaa purentaelimen normaali toimintakyky. (Kuttila & Le Bell 2007.) Parentakiskon jatkuva yökäyttö voi tulla kyseeseen, kun sen tarkoitus on ensisijaisesti suojata hampaita ja kudoksia esimerkiksi narskuttelun aiheuttamalta kulumiselta tai erityisen voimakkaalta purennalta. Tällaisessa tilanteessa on ehdotonta, että kyseessä on stabilisaatiokisko. Kiskon materiaalin tulee olla laadukas, jotta se kestää siihen kohdistuvat purentavoimat ja -liikkeet. Kiskon täytyy istua tiiviisti hampaille ja olla tasapainoisessa purennassa. Parentakisko tulee tarkastaa säännöllisesti ja aina hammashoidon yhteydessä. (Therapia Odontologica 2019.)

4.2 Purentakiskotyypit ja purentaelimistön toimintahäiriöt

Purentakiskoja on eri tyyppisiä ja toiminnallisuuden mukaan erilaiset kiskotyypit voidaan jakaa ohjaaviin ja ei-ohjaaviin. Ei-ohjaavat kiskot antavat purennalle riippumatonta liikevapautta. Ohjaavat kiskot puolestaan ohjaavat tarkoituksella alaleuan erilaisia liikkeitä ja estävät ajautumisen vahingollisille liikeradoille.

Stabilisaatiokisko on hyvin yleinen kiskotyyppi, joka soveltuu hampaiden suojaamiseen sekä erilaisten lihas- ja nivelperäisten oireiden hoitoon. Stabilisaatiokiskossa kaikki hampaat ovat tasaisesti kontaktissa, mutta leuan eteenpäin suuntautuviissa liikkeissä kontaktit siirtyvät etualueelle. Sivuliikkeissä kontaktit ovat kulmahampaiden varassa. Stabilisaatiokiskon käyttöön ei tavallisesti liity mitään rajoituksia tai riskejä. Michigan-kisko on lähes samanlainen kuin stabilisaatiokisko, ainoana erona näiden välillä on se, että etuhampaat ovat kontaktissa vain nivelasemassa.

Relaksaatiokisko on stabilisaatiokiskon kaltaisesti ei-ohjaava kisko. Näiden kiskotyyppien ero on se, että relaksaatiokiskon tarkoituksena on korottaa purentaa ja estää kontaktit muualla kuin etualueella. Kiskon käyttö on koettu soveltuvan erityisesti puremalihasten kiristystilojen helpottamiseen. Relaksaatiokisko ei sovellu pysyvään käyttöön, sillä sen käytössä on riskinä purennan aukeaminen tai taka-alueen hampaiden ylipuhkeaminen.

Anteriorinen repositiokisko, kutsutaan myös Farrar-kiskoksi, on ohjaava kisko. Sen tarkoitus on ohjata alaleukaa ja estää vahingolliset liikkeet. Tavallisesti kisko valmistetaan yläleukaan ja kiskoon muotoillaan lippa, mikä estää alaleuan pääsyn taakse. Pääasiallisesti kiskoa käytetään palautuvien diskusdislokaatioiden hoidossa tai traumaattisen niveltulehduksen hoitoon. Diskusdislokaatiolla tarkoitetaan leukanivelen välilevyn sijoittaanmenoa (YTHS 2020). Kiskoa ei ole tarkoitettu pysyvään käyttöön. (Therapia Odontologica 2019.)

Purentaelimistön toimintahäiriöt (engl. temporomandibular disorders, TMD) on yhteinen nimitys kaikille purentaelimistön sairauksille, kivuille ja toimintahäiriöille. Purentaelimistöön kuuluvat purentalihakset, leukanivelet ja hampaat. Tavanomaisimmat TMD-oireet ovat äänet nivelten liikkuesssa, purentaelimistön kipu, suun rajoittunut avaus ja liikehäiriöt. TMD-oireille on useita altistavia tekijöitä, kuten erilaiset traumat, hampaiston virheasennot ja puutokset, nivelten yliliikkuvuus tai hampaiden voimakas yhteen pureminen ja narskuttelu. Oireet voivat johtua myös ulkopuolisista asioista, esimerkiksi stressistä.

Kuitenkin syiden selvittäminen on usein haastavaa ja se voi olla useiden tekijöiden summa. (Käypähoito 2016.)

TMD-oireet ovat usein kiusallisia ja oireilevan potilaan hoidon tavoitteena on purentaelimistön normaalin toiminnan palauttaminen sekä kipujen ja liiallisen kuormituksen poistaminen. Oireita voidaan hoitaa diagnoosin mukaan eri tavoin, esimerkiksi liikeharjoituksilla, lääkityksellä ja fysioterapialla. Useimmiten oireiden hoito aloitetaan hammaslääkärissä purentakiskohoidolla. Oireellisista potilaista noin 70-90 % saa helpotusta tai tulee täysin oireettomiksi purentakiskohoidon avulla. (Käypähoito 2016.)

4.3 Purentakiskomateriaalit

3D-tulostuksessa hyödynnettäviä materiaaleja on useita ja monessa muodossa, riippuen valmistustekniikasta. Tulostimissa käytettäviä materiaaleja löytyy niin filamenttisäikeinä, rae- ja jauhemuodoissa, kuin nestemäisenä resiniinä. Suurin osa laitteista tulostaa muovia, mutta myös kuituvahvistettua muovia, metallia ja keraamia voidaan tulostaa. (MarkerBot 2020.) Tulostettavat purentakiskomateriaalit ovat suurelta osin akryylipohjaisia seoksia, jotka sisältävät initiaattoreita. Initiaattorit reagoivat tulostimen valonlähteeseen ja aloittavat muovin kovettamisen. Taulukkoon 1 on koottu kirjallisuuskatsauksessa tarkasteltujen tutkimusten 3D-tulostettavia purentakiskomateriaaleja ja niiden koostumuksia valmistajien esittämien materiaalikäyttöturvallisuustiedotteiden pohjalta.

Taulukko 1. Opinnäytetyön tutkimuksissa käytettyjä 3D-tulostettavia purentakiskomateriaaleja.

3D-materiaali	Valmistaja	Koostumus
Dental LT Clear	Formlabs	Valoreaktiivinen resiini; metakryylioligomeeri > 70% glykolimetakrylaatti < 20% pentrametyylipiperidyylibakaatti < 5% fosfiinioksidi < 2,5%
FotoDent splint	Drewe Denta-mid GmbH	Valoherkkä resiini; akrylaatti, metakrylaatti, valoinitaattorit, inhibiittorit, väriaineet
Freeprint splint	DETAX GmbH	Akryyli- ja metakryyliresiinien seos lisäaineilla; akryloitu resiini 10-40% alifaattinen uretaaniakrylaatti 1-15% tripropyleeniglykolidiakrylaatti 1-10% tetrahydrofurfuryylimetakrylaatti (THFMA-puhdistettu laatu) 1-15% difenyylidi (2,4,6-trimetyylibentsoyyli) fosfiinioksidi 0,1-5%
LuxaPrint Ortho Plus	DMG GmbH	EBPADMA > 90%
NextDent Ortho Clear	Vertex-Dental B.V.	Akryyliesteripohjainen monomeeri; metakryylikoligomeerit > 70% glykolimetakrylaatti < 20% pentrametyylipiperidyylibakaatti < 5% fosfiinioksidi < 2,5%
NextDent Ortho Rigid	Vertex-Dental B.V.	Metakryyliesteripohjainen monomeeri; metakryylikoligomeerit > 90% fosfiinioksidit < 3% stabilointiaineet, väriaineet, kiihdytin
VarseoWax Splint	BEGO	Nestemäinen resiini; Poly(oksi-1,2-ethandiyl), alfa, alfa'-[(1-metyylietyylidendi-4 1-fenyylidi)bis[omega-[(2-metyyli-1-okso-2-propenyli)oksi]] 50-70% Metakryylihapon monoesterei propaani-1,2-dioliin kanssa 5-10% 2-hydroksietyylimetakrylaatti 5-10% Difenyylidi (2,4,6-trimetyylibentsoyyli) fosfiinioksidi 2,5-10%

Hammaslääketieteessä käytetään huomattavan paljon materiaaleja, jonka vuoksi suussa käytettävillä materiaaleilla on tiettyjä vaatimuksia. Materiaalien tulee olla myrkyttömiä, biologisesti yhteensopivia sekä niiden tulee kestää kulutusta myös kosteissa olosuhteissa. Kaikkien materiaalien on oltava turvallisia ja toimivia tutkimuksiin perustuen. Suurin osa materiaaleista on Yhdysvaltojen elintarvike- ja lääkevirasto FDA:n ja American Dental Associationin ADA:n hyväksymiä, pohjautuen kansainvälisiin hammashoidon noudattamiin standardeihin. (Kelly 2016, 1.) Materiaalien täytyy olla hyväksytyjä, jotta niitä saa myydä hammaslääketieteen käyttöön.

Hammasteknikon valmistamat erilaiset laitteet luokitellaan lääkinnällisiksi laitteiksi. Lääkinnällisellä laitteella tarkoitetaan muun muassa terveydenhuollossa käytettäviä instrumentteja, välineistöä, laitteita materiaaleja, joiden tarkoitus on edistää eri terveydenhuollossa tehtäviä toimia. Purentakisko ja purentakiskoon käytettävät materiaalit lukeutuvat lääkinnällisiin laitteisiin. Lääkinnällisiin laitteisiin liittyviä toimia ohjaa laki, sekä erilaiset standardit ja määräykset, joita Fimea, eli Lääkealan turvallisuus- ja kehittämiskeskus valvoo. (Fimea 2020.)

CE-merkintä tarkoittaa valmistajan vakuutusta siitä, että se täyttää kaikki sitä koskevien direktiivien vaatimukset. Merkintä on pakollinen kaikkiin tuotteisiin, jos tuotetta koskeva direktiivi sen vaatii. Tietyt tuotteet, kuten lääkinnälliset laitteet, vaativat CE-merkinnän. (Suomen Standardisoimisliitto.) Lisäksi Fimealle tulee tehdä ilmoitus laitteen kliinisestä tutkimuksesta ja osoittaa laitteen vaatimuksenmukaisuus kliinisen arvioinnin avulla. Sen tulee sisältää laitteen tehon, että toimivuuden arvioinnin, sekä todetut ja riskianalyysin avulla arvioidut haittavaikutukset. (Fimea 2020.)

4.4 PMMA

PMMA eli polymetyylimetakrylaatti on hammaslääketieteessä paljon käytetty kesto-
muovi. Kestomuovilla tarkoitetaan sellaisia muoveja, joita pystyy kovettumisen jälkeen muokkaamaan lämmittämällä tai liuottamalla. (Vallittu & Lastumäki 1999, 4.) PMMA:sta valmistetaan useita eri hammasteknisiä laitteita, yleisimmin proteeseja sekä ortodontisia kojeita. PMMA:ta on erilaisia, esimerkiksi keitto- ja kylmäakryyleja. (Gautam ym. 2012, 1-2; Vallittu & Lastumäki 1999, 5.)

Purentakisko voidaan valmistaa sekä kylmä- että keittoakryylistä. Sekoituksen jälkeen keittoakryylimassa tekeytyy 15-45 minuuttia, jonka aikana monomeerineste tunkeutuu

polymeerijauhehiukkasen sisään. Kylmäakryyliä valmistaessa sekoitus- ja työstöaika on lyhyempi, tyypillisesti noin 5-15 minuuttia, jolloin monomeerineste ei ehdi tunkeutua polymeerijauhehiukkasen pintakerrosta syvemmälle. Valmiissa purentakiskossa kylmä- ja keittoakryylin ero näkyy muun muassa materiaalin ristiinsitoutumisen erilaisuutena ja jäännösmonomeerin määrän eroina. Keittoakryylimassa polymerisoituu eli muuttuu valmiiseen muotoonsa korkean lämpötilan, kuten kuuman vesikylvyn avulla. Suositeltava lämpötila on 100 astetta. Kylmäakryyli kovettuu nopeammin ja alhaisemmassa lämpötilassa, noin 55-asteessa. Jäännösmonomeeri on kovettuneeseen materiaaliin jäänyttä kovettumatonta monomeerinestettä, jota tulisi lopputuotteessa olla mahdollisimman vähän, sillä se tekee materiaalista huokoisen. Huokoinen materiaali imee nestettä itseensä, on heikompi ja värjäytyy helpommin. Huokoisesta materiaalista vapautuu monomeerinestettä, mikä voi aiheuttaa tuotteen käyttäjälle allergisen reaktion. Kylmäakryyliin jää enemmän jäännösmonomeeria verrattuna keittoakryyliin. (Vallittu & Lastumäki 1999, 9.)

Purentakiskot valmistetaan yleensä PMMA:sta manuaalisesti sekoittamalla jauhe ja neste keskenään. Digitalisointi mahdollistaa myös tietokoneavusteisen valmistuksen jyrsimällä ja 3D-tulostamalla. Digitaalisessa valmistuksessa voidaan käyttää PMMA:ta tai vastaavia resinejä. (Huettig ym. 2017, 175).

PEEK

PEEK eli polyeetterieetteriketoni on puhtaalta väriltään kellanruskea, kestopuoveihin kuuluva erikoismuovi (Muoviyhdistys, 2016; Tekin ym., 2018). PEEK:iä on hyödynnetty jo lähes 40 vuoden ajan eri aloilla. Se on mekaanisilta ja kemiallisilta ominaisuuksiltaan muita kestopuoveja laadukkaampi, mikä näkyy myös materiaalin hinnassa. PEEK omaa kemiallisen kulumisen sekä korkean lämpötilan suhteen hyvän resistanssin – sen sulamispiste on 343 celsiusastetta ja lasittumislämpötila 143. (Haleem & Javaid 2019, 655.)

PEEK on materiaali, joka on helposti muokattavissa ja sitä voidaan yhdistää myös muihin materiaaleihin, kuten hiilikuituihin. Mahdollinen kyllästäminen hiili- tai lasikuidulla lisää sen kulumiskestävyyttä ja parantaa sen mekaanisia ominaisuuksia entisestään. Alhainen kosteuden imeytyvyys sekä biologinen yhteensopivuus ovat ominaisuuksia, mitkä lisäävät PEEK:in käyttömahdollisuuksia hammaslääketieteessä. Tämän hetken hammaslääketieteelliset käyttöindikaatiot painottuvat implantologiaan, mutta materiaali on hyödynnettävissä myös muihin proteettisiin ratkaisuihin. (Tekin ym. 2018)

Materiaalin tuomia etuja ovat lisäksi keveys, kestävyys ja käyttömukavuus. Käyttömukavuuteen vaikuttaa myös huono lämmön- ja sähkönjohtavuus, mikä mahdollistaa suotuisat lähtökohdat mahdollisille skannauksille ja röntgentutkimuksille. Erityisesti materiaalin pieni kimmokerroin on soveltuvuuden kannalta merkityksellinen, sillä se vastaa lähes luun omaa kimmokerrointa. (Haleem & Javaid 2019, 655; Tekin ym. 2018, 85-86.)

Hammaslääketieteen tuomat materiaalivaatimukset ja materiaalitutkimuksen rooli ovat merkittäviä. Tehtyjen tutkimusten valossa PEEK voidaan nähdä tärkeänä lisätutkimusten kohteena sekä potentiaalisena käyttömateriaalina erilaisiin hammaslääketieteellisiin rakenteisiin kuten esimerkiksi purentakiskoihin, missä esteettinen tekijä kuten väri, ei ole niin ensisijainen kriteeri. PEEK:in soveltuvuus ja hyödynnettävyys tietokoneavusteisten valmistustapojen kanssa on digitalisaation näkökulmasta merkittävä.

5 KULUMINEN JA MUUT MEKAANISET OMINAISUUDET

Kuluminen voidaan määritellä materiaalin vähenemiseksi kosketuspinoilta, jotka hankautuvat toisiaan vasten. Materiaalin poistuessa kosketuspinoilta mikrohalkeilun, kemiallisen liukenemisen tai sulamisen vuoksi, seurauksena on pinnan kulumisen (Kato & Adachi 2001).

Hammaslääketieteessä kulumisen ja kulumisen tutkiminen on tärkeää, sillä tutkimusten mukaan etenkin eroosioon liittyvä kulumisen kasvaa väestössä. Hampaan kulumisen on monimutkainen ja monen eri tekijän aiheuttama ilmiö. Siihen liittyvät biologiset, mekaaniset, kemialliset ja tribologiset tekijät. Tribologiassa tutkitaan toisiinsa nähden liikkuvien pintojen välistä vuorovaikutusta, eli kitkaa, kulumista sekä voitelua (Suomen Tribologia-yhdistys ry). Hampaiden kulumiseen voivat vaikuttaa myös puremalihasten voimat, sylki, ruokailutottumukset ja hampaiden paikkamateriaalit tai proteettiset ratkaisut. (Lee ym. 2012, 217.)

Purentakiskon kulumiskestävyydellä on tärkeä kliininen merkitys. Huono kulumiskestävyys voi johtaa purentakontaktien epätasapainoon, epätasaiseen kulumiseen ja laitteen käyttöikänsä lyhenemiseen sekä lopulta koko purentakiskohoidon epäonnistumiseen. Purentakontaktien epätasapaino voi aiheuttaa epämukavuutta ja purentakiskon käyttämättömyyttä. Tällaisilla vaikutuksilla on kielteinen vaikutus hoidon onnistumiseen, jonka vuoksi hoidon tarpeeseen soveltuvimpien materiaalien valinta korostuu. Pinnan karheuden vaikuttaa viimeistely, kuten kiillotus. Hyvä kiillotus saa pinnat sileiksi, jolloin kulumista tapahtuu vähemmän ja lisää käyttöikää laitteille ja restauroinneille. Purentakisko kuluu ja pinta karhenee käytössä. Karhea pinta lisää kulumista ja bakteerit tarttuvat helpommin karheaan pintaan, jonka vuoksi kisko tulisi kiillottaa ja tarkastaa hammaslääkärissä säännöllisesti. Kliinisissä tutkimuksissa tulisi tutkia tulostettujen purentakiskojen kokonaisvaltaista kulumista, sillä purentakiskojen on huomattu kuluvan epäsymmetrisesti. In-vitro tutkimukset ovat rajalliset, eikä epäsymmetriaa pystytä tutkimaan sen avulla. (Lutz ym. 2019; Benli ym. 2019; Huettig ym. 2017.)

5.1 Kulumistyyppit

Kulumistyyppejä on erilaisia ja ne voi jakaa kahteen ryhmään.

1. Mekaaniseen kuluminen

- a. adhesiivinen kuluminen
- b. abrasiivinen kuluminen
- c. väsymiskuluminen

2. Kemiallinen kuluminen

- a. Korroosio

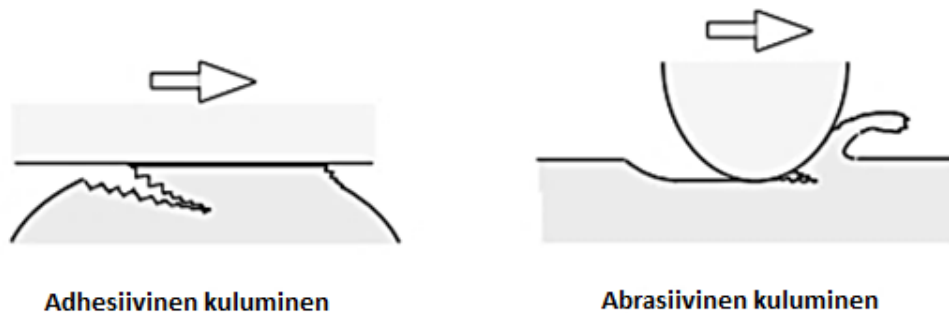
Kulumisen tyyppi voi vaihdella riippuen materiaalin ja muiden vaikutusten kuten, kitkan aiheuttaman lämmön tai kemiallisten muutosten vuoksi. Kuluminen on useimmiten monen syyn seuraus, jonka vuoksi erilaiset kulumismuodot eri tilanteissa on hyvä tuntea ja ymmärtää. (Kato & Adachi 2001.)

Adhesiivisessa kulumisessa kahden pinnan välisessä kosketuksessa on tarttumavoimaa, esimerkiksi pinnankarheutta niin paljon, että se estää sujuvan liu'un kappaleiden välillä. Liikkeessä syntyvä puristus ja leikkaava voima väsyttää materiaalia ja voi aiheuttaa murtumia pintojen kosketuskohtaan. (Kato & Adachi 2001.) Kuva 5 havainnollistaa adhesiivista ja abrasiivista kulumista. Adhesiivista kulumista voidaan kutsua hitsautumiseksi tai tarkemmin kuvailtuna mikrohitsautumiseksi. Kun kaksi kappaletta liukuvat toisiaan vasten, voidaan kappaleet tilanteesta riippuen erottaa toisistaan voiteluaineella. (Tec-Eurolab 2020.) Suun luontainen voiteluaine on sylki.

Jos materiaalin pinnassa on epätasaisuuksia, kuten karheutta, ja se on kontaktissa toiseen pintaan, kitkan tuoma lämpö voi aiheuttaa välittömästi mikrohitsautumasta. Jatkuva liukuminen pintojen välillä voi murtaa hitsautuneen pinnan, jolloin pinta kuluu ja madaltuu, vastapuolen pinnan jäädessä korkeammaksi. (Tec-Eurolab 2020.)

Abrasiivista kulumista voidaan kutsua niin sanotusti naarmuttavaksi kulumiseksi. Kahden pinnan liikkeen kontaktissa vahvempi materiaali tai materiaalin pinnassa oleva ulkonema auraa liikkeissä pehmeämpään materiaaliin uraa ja siten vähentää materiaalin määrää. (Kato & Adachi 2001.)

Abrasiivisesta kulumisesta on kaksi pääryhmää; two-body ja three-body wear, suomeksi kahden ja kolmen pinnan välistä kulumista. Kahden pinnan välisessä kulumisessa kapaleet hankautuvat toisiaan vasten ilman hankausta lisääviä tekijöitä. Kolmen pinnan välisessä kulumisessa pintojen välissä on ainetta, joka lisää hankausten voimakkuutta. (Harsha & Tewari 2002, 403.) Esimerkiksi hampaan paikkausmateriaalien kulumista tutkiessa voidaan käyttää hankaavia lietteitä jäljittelemään ruoan pureskelua kulumiskestävyyvstestauksen aikana. Purentakiskoa ei ole tarkoitettu käytettäväksi ruokailun aikana, jolloin tarvetta kolmen pinnan väliselle tutkimiselle ei ole.



Kuva 5. Adhesiivinen ja abrasiivinen kuluminen (Muokattu lähteestä Kato & Adachi 2001).

Väsymiskuluminen tarkoittaa materiaalin väsymistä toistuvien voimien takia, jolloin materiaali antaa periksi, pinnasta irtoaa partikkeleita ja kuluu sen myötä. Erilaisia voimia voivat olla esimerkiksi puristavat ja vetävät voimat, eri suuntiin taivuttavat voimat, kääntävät ja leikkaavat voimat (Gunt Hamburg, 324).

Korroosio on metallin syöpymistä, eli hapettumista erilaisten ympäristön vaikutusten vuoksi. Korroosiota aiheuttavia tekijöitä ovat ilman epäpuhtaudet ja happamat olosuhteet, lisäksi korroosionopeus lisääntyy lämpimissä olosuhteissa. (Salonen 2015.) Korroosio on kemiallista kulumista ja vastaavasti hammaslääketieteessä hampaiston kemiallinen kuluminen on eroosiota.

5.2 Hampaiden kuluminen

Hampaiden kuluminen on normaalia ja sitä tapahtuu etenkin iän myötä. Hampaiden kuluminen voi kuitenkin olla voimakkaampaa esimerkiksi narskuttelun myötä, jolloin myös purentataso saattaa madaltua huomattavasti. Hampaiden puutokset voivat myös lisätä purentakulutusta. (Helenius-Hietala 2019.)

Hampaiston tavalliset kulumistyyppit ovat attritio, abraasio ja eroosio. Attritio on hampaiden välillä tapahtuvaa kulumista, mikä ilmenee hampaiden purupinnoilla. Abraasio on tavallisesti ulkopuolisista syistä, esimerkiksi hampaiden liian kovasta harjauksesta aiheutuvaa kulumista. Abraasio ilmenee yleensä hammaskauloilla. Eroosio on hampaiden kemiallista kulumista, mikä johtuu erilaisista hapoista, esimerkiksi happamista juomista tai vatsahapoista. (Helenius-Hietala 2019.) Neljäs kulumisen muoto, abfraktio, tarkoittaa kemiallista ja mekaanista kulumista tyypillisesti hampaan kaulan alueella. Tämä johtuu usein purentarasituksen aiheuttamasta taipumisesta ja hampaan pinnan heikkenemisestä (Green 2016, 30).

5.3 Kulumiskestävyyden tutkiminen

Kulumiskestävyyden testaamisen avulla voidaan ennustaa ja arvioida tuotteen käyttöikä. Kulumiseen vaikuttavat monet asiat, kuten purentavoimat, alaleuan liikkeet ja fyysiset sekä kemialliset muuttujat nautitussa ravinnossa. Materiaalien käyttäytyminen kliinisesti suun olosuhteissa on usein erilaista, kuin suun ulkopuolella suoritetuissa tutkimuksissa. Kyky jäljitellä suun toimintoja edes osittain antaa arvokasta tietoa eri materiaalien ominaisuuksista ja kestävyydestä käytössä. (Abouelleil ym. 2015, 2.)

Useissa hammaslääketieteen, etenkin materiaaleihin liittyvissä, tutkimuksissa nousee esille termit ”In vivo” tai ”In vitro”. In vivo tulee latinan kielestä ja tarkoittaa vapaasti suomennettuna ”elävän sisällä”. Tällä tarkoitetaan tutkimusta, mikä tehdään elävässä organismissa. Ihmisen suussa olevia hampaan paikkojen kulumista voidaan testata esimerkiksi pitkäaikaisseurannan avulla. In vitro taas tarkoittaa suomennettuna ”lasin sisällä”, laboratorio-olosuhteissa tehtäviä tutkimuksia, jotka tehdään elävän organismin ulkopuolella. Tässä opinnäytetyössä käsiteltävät kulumisen ja mekaanisten ominaisuuksien tutkimukset on tehty In vitro menetelmällä. (Seladi-Schulman 2019.)

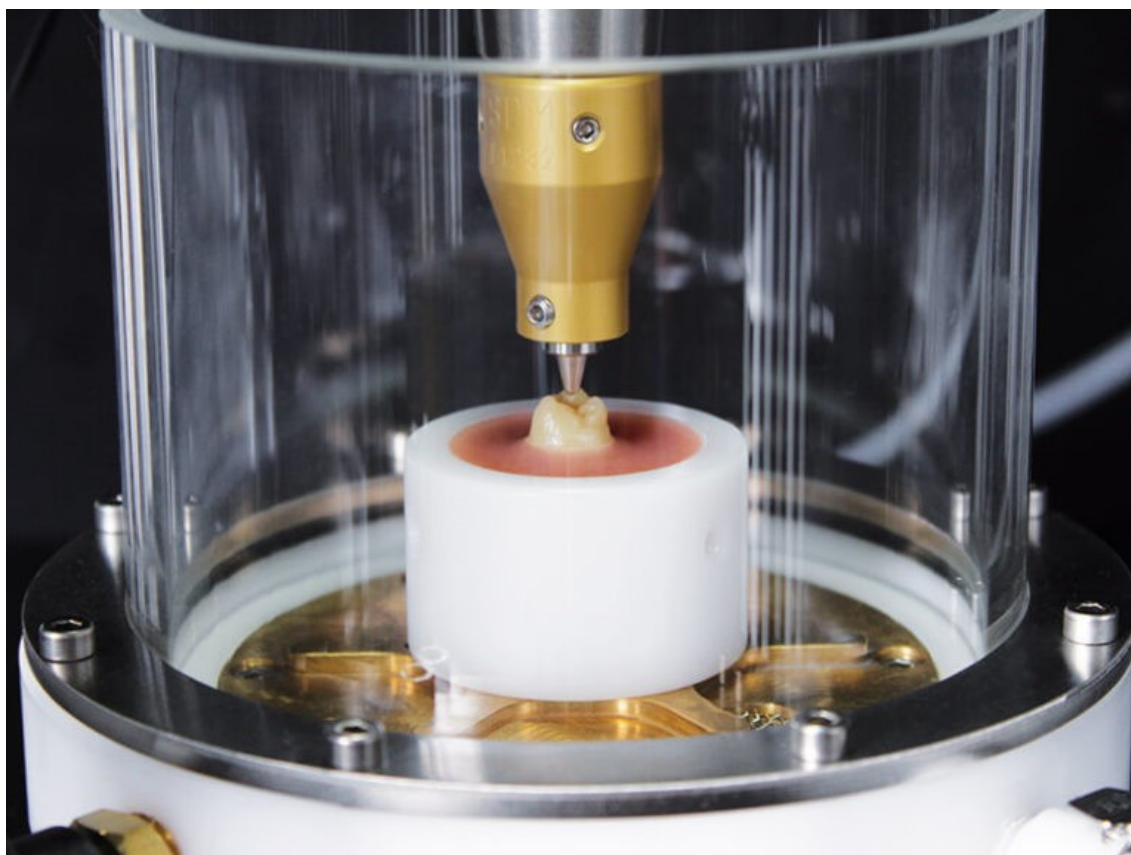
Kulumiskestävyyden tutkimiseen on olemassa monenlaisia kulumis- ja purentasimulaattoreita erilaisilla konsepteilla ja muuttujilla. Näitä muuttujia ovat esimerkiksi voima, kosketuspinta-ala, voitelu ja vastapurija. Muuttujien vaihtelevuuden vuoksi, kulumiskestävyystutkimusten vertailu keskenään on haastavaa. Kuitenkin näiden muuttujien on tarkoitus luoda olosuhteet, jotka vastaavat mahdollisimman paljon suun olosuhteita. (Lee ym. 2012, 223.) Kuormitus ja sen kesto vaikuttavat merkittävästi kulumiseen. Purentaa simuloivassa kulumiskestävyystestissä tulisi käyttää enimmillään 75,6 Newtonin voimaa. Hankauskertojen määrä testissä vaihtelee tyypillisesti 5 000-120 000 kerran välillä. Pureskelun taajuus vaihtelee tutkimuksissa tavallisesti 1,2 ja 1,7 Hertsin välillä. Vastakappaleiden kontaktin kesto ja liu'un nopeus jäljittelee suun olosuhteita. Liu'un nopeus on tavallisesti 2,5mm sekunnissa. (Lambrechts ym. 2006, 696-697.)

Tutkimuksissa käytettävän nesteen lämpötila voi olla koko testauksen ajan sama, esimerkiksi 20 tai 37 astetta tai vaihteleva, 5-55 asteen välillä. Luontaisesti suun voiteluaineet koostuvat pääasiallisesti syljestä, plakista ja pellikkelistä. (Lambrechts ym. 2006, 697-698) In vitro- tutkimuksissa käytetään usein keinotekoista sylkeä jäljittelemään oikeaa sylkeä. Syljen ominaisuuksia on mahdotonta kopioida täysin, koska luonnollinen sylki on sekoitus korvanalus-, leuanalus- ja kielenalussylikirauhasista erittyvistä nesteistä, jotka eroavat määrältään ja koostumukseltaan toisistaan. (Gal ym. 2001, 1103-1106.)

Useimmat kulumiskestävyysimulaattorit tutkivat kahden pinnan välistä kulumista, jolloin pinnat koskevat suoraan toisiinsa ilman ravinnon pureskelua. Kuitenkin ravinnon pureskelulla ja ruoan palasilla on tärkeä rooli hampaiden ja biomateriaalien kulumisen kannalta. Joihinkin simulaattoreihin voidaan lisätä hankaavia lietteitä replikoimaan ravinnon pureskelua ja näin voidaan tutkia kolmen pinnan välistä kulumista. (Lee ym. 2012, 220.) Myös pinnankarheuden voidaan todeta vaikuttavan materiaalin kulumiseen, sillä huonosti kiillotettu karhea pinta voi lisätä kulumisen määrää (Benli ym. 2019, 248).

SD Mechatronik:n valmistama Chewing Simulator CS-4 on purentasimulaattori (kuva 6), jonka avulla voidaan tutkia materiaalien kestävyyttä ja simuloida leuan liikkeitä, kuten narskuttelua. Tämä on hyödyllistä erityisesti purentakiskomateriaalien kulumiskestävyyden tutkimisen osalta. Purentasimulaattoriin voidaan määritellä tarkkaan tietyt parametrit, jotka vastaavat oikeita purentamääriä ja -voimia. CS-4 purentasimulaattoria on mahdollista saada kahdella, neljällä ja kahdeksalla testiasemalla. Tälle laitteelle voidaan asettaa muun muassa seuraavia parametreja: kuormitus Newtonina, nopeus, akselin matkan pituus, liikkumiskuvio; yksisuuntainen, kaksisuuntainen, ympyrä tai puoliympyrä.

Lisäksi testiaseman voi täyttää nesteellä ja kuormitusta voi muuttaa painojen avulla. (SD Mechatronik 2020.)



Kuva 6. Lähikuva purentasimulaattori CS-4 testiasemasta (SD Mechatronik).

5.4 Muut mekaaniset ominaisuudet

Materiaalien mekaanisia ominaisuuksia on useita ja niitä voidaan testata eri tavoin. Materiaalin joustavuutta tai jäykkyyttä ja materiaalin käyttäytymistä kuormituksessa voidaan testata muun muassa taivutus-, vetolujuus-, puristus- tai vääntökokeella. Hammastekniikassa tutkitaan usein materiaalien taivutuslujuutta. (Gunt Hamburg, 316.) Pinnankovuutta voidaan tutkia eri menetelmin. Tavallinen pinnankovuuskoe tehdään laitteella, jossa esimerkiksi kova metallipallo painetaan kappaleeseen. Pinnankovuuden tutkimiseen on myös erilaisia tutkimuskärkiä, kuten pyramidi (Vickers) ja kartio (Rockwell). (Gunt Hamburg, 319.)

Iskunkestävyytestestissä tarkoituksena on kohdistaa materiaaliin äkillinen isku tai kuormitus. Tämän avulla voidaan päätellä materiaalin sitkeyttä, taipumista ja yleistä kestä-

vyyttä. Väsymislujuustestissä taas haetaan kuormituksen määrää, minkä materiaali kestää rikkoutumatta. Testattavalle kappaleelle annetaan kuormitusta niin kauan, kunnes se väsyä ja antaa periksi, eli murtuu. (Gunt Hamburg, 322-324.)

Sidoslujuudella tarkoitetaan kahden eri materiaalin sidostumisen vahvuutta toisiinsa. Sidoslujuutta voidaan testata erilaisilla menetelmillä. Yleisimmin käytetty testimenetelmä on leikkaava sidosljuustesti, jossa sidostettujen kappaleiden saumaa painaa kiilamainen kappale, kunnes kappaleiden sidos pettää. Sidoslujuutta voidaan testata myös työntö- ja vetolaitteita käyttäen. Etenkin hammaslääkäreiden vastaanotoille suunnatut sidostusmateriaalit ja -vaihtoehdot ovat kehittyneet nopeasti viime vuosina ja valmistajat tarjoavat jatkuvasti uusia tuotteita, joiden väitetään toimivan helpommin ja sidostuvan aiempaa paremmin. (El Mourad 2018.) Hammaslaboratorioissa valmistetaan paljon tuotteita, joissa eri materiaalien tulisi sidostua toisiinsa.

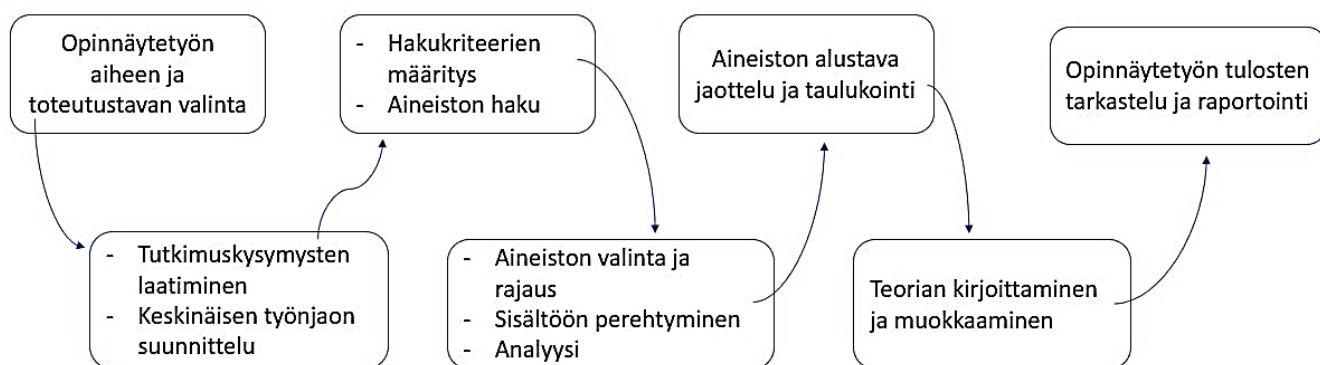
6 OPINNÄYTETYÖN PROSESSI

Tämä opinnäytetyö on toteutettu kuvailevana kirjallisuuskatsauksena. Aikataulullisten syiden takia yhteistyö yliopistollisen tutkimuslaboratorion kanssa ei onnistunut ja alkupe-
räinen suunnitelma omasta tutkimuksesta peruuntui. Aiheen laajuuden ja kehittyvän
luonteen vuoksi valitsimme opinnäytetyön toteutustavaksi kirjallisuuskatsaukseen.

6.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus tutkimusmetodina

Tämä opinnäytetyö on toteutettu kirjallisuuskatsauksena työn aiheeseen liittyviin tutki-
musartikkeleihin ja kirjallisuuteen perustuen. Kuvassa 7 esitetään tämän opinnäytetyö-
prosessin kulku. Kirjallisuuskatsauksen tarkoitus oli tarkastella aikaisemmin tehtyjä tut-
kimuksia ja niihin perustuen koota perusteleva, informatiivinen tietopohja, joka ilmentää
tutkittavaa ilmiötä laaja-alaisesti.

Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen etuina on argumentoituus sekä hyvät edellytykset
ohjata tarkastelu erityiskysymyksiin, vaikkakin metodia on kritisoitu sen subjektiivisuu-
desta ja sattumanvaraisuudesta. Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen tarkoitus on aikai-
sempien tutkimustulosten tukemisen lisäksi myös kyseenalaistaa ja etsiä niin ristiriitoja
kuin yhteneväisyyksiä tutkittavaan ilmiöön liittyen ja mahdollistaa tarkastelun uudesta
näkökulmasta. (Kangasniemi ym. 2013, 291-294.)



Kuva 7. Opinnäytetyöprosessin eteneminen.

6.2 Hakusanat ja haun rajaaminen

Lähdemateriaali on valittu ja analysoitu tutkimuskysymysten ohjaamina. Opinnäytetyön aihealue käsitteli nykyaikaisia, digitaalisen ajan materiaaleja ja valmistustapoja. Lähteinä hyödynnettiin opintoihin kuuluvia internet-lähteitä sekä kirjallisuutta. Pääasiassa tiedonhauk suoritettiin Google Scholarin, PubMedin ja Science Directin avulla. Hakusanoina käytettiin muun muassa seuraavia sanoja ja näiden yhdistelmiä: Dental splint, occlusal splint, occlusal device, splint, 3D, 3D printing, 3 dimensional printing, wear ja wear resistance. Tiedonhaku aloitettiin hakemalla opinnäytetyön aihetta käsitteleviä tutkimuksia ja samalla kartoitettiin tutkimusten määrää kirjallisuuskatsausta varten.

Luotettavuuden varmistamiseksi, löydettyistä lähteistä tarkistettiin lähdeviitteet ja tekstin alkuperä. Tutkimuksen tuli olla suomen- tai englanninkielinen ja mahdollisimman uusi tutkimus. Kaikki opinnäytetyössä käytetyt tutkimukset ovat julkaistu vuoden 2012 jälkeen. Sisällöllisenä kriteerinä tutkimuksille oli purentakiskomateriaalien kuluminen. Alun tiedonhakujen jälkeen rajausta laajennettiin ja huomioitiin myös muita mekaanisia ominaisuuksia sisältävät tutkimukset. Valmistustapojen ja materiaalien osalta tarkastelussa olivat 3D-tulostukseen liittyvät tutkimukset. Kirjallisuuskatsauksen laajentamiseksi mukaan otettiin myös tutkimuksia, joissa tutkimuskappaleita valmistettiin jyrsimällä tai manuaalisesti. Liian vanhat lähteet, muun kuin suomen- tai englanninkieliset tekstit sekä muihin, kuin purentakiskomateriaaleihin liittyvät tutkimukset rajattiin pois.

7 TARKASTELTAVAT TUTKIMUKSET JA TUTKIMUSMENETELMÄT

Tässä opinnäytetyössä oli tarkoituksena vastata kysymyksiin: miten 3D-tulostetut purentakiskomateriaalit kuluivat ja mitä mekaanisia ominaisuuksia hammaslääketieteessä käytettävillä 3D-tulostettavilla materiaaleilla oli. Tutkimuskysymyksiä tarkasteltiin kymmenen eri tutkimuksen kautta. Valituista tutkimuksista kuusi keskittyi erityisesti purentakiskomateriaalien kulumiskestävyystudkimuksiin. Loput tutkimukset käsittelivät materiaaleihin liittyviä muita mekaanisia ominaisuuksia ja niiden mittauksia. Tutkimuksissa tutkittiin manuaalisesti valmistettuja purentakiskomateriaaleja sekä digitaalisesti valmistettavia, tulostettuja ja jyrsimettyjä materiaaleja. Manuaalisella valmistamisella tarkoitetaan kirjallisuudessa purentakiskojen valmistamista perinteisin keinoin käsin, ilman digitaalisuuden tai uuden teknologian apua. Manuaalisen valmistamisen lisäksi voidaan puhua myös perinteisestä valmistustavasta tai valamisesta. Katsauksessa käytetyt kulumiskestävyystudkimukset ja niiden tiedot löytyvät taulukoituna erillisenä liitteenä (liite 1).

7.1 Kulumiskestävyyteen liittyvät tutkimukset

Benli ym. (2019) tutkimuksessa käsiteltiin nykyaikaisten, jyrsimällä valmistettujen purentakiskomateriaalien pinnan karheutta sekä kulumiskäyttäytymistä. Tutkimuksessa käsiteltiin manuaalisen valmistustavan haasteita, mitä nykyaikaisilla tekniikoilla voisi välttää. Tällaisia ovat muun muassa aikaa vievä työprosessi, tuotteeseen jäävä jäännösmoomeeri, potilaaseen sekä hammasteknikkoon vaikuttavat allergiat, infektoriskit, mittasuhteiden muutokset, epäsuotuisa muoto tai väri, lämpöärsytys, epämiellyttävä maku sekä murtuma-alttius. Manuaalisesti valmistetuilla materiaaleilla on myös taipumus kulua ajan myötä narskuttelijoilla, vaikka laitetta käytettäisiin vain lyhyen ajan.

Tutkimuksessa käytettiin eri valmistajien purentakiskomateriaaleja: etyleenivinyyliasettaatti (EVA), polyeetterieetteriketoni (PEEK), polymetyylimetakrylaatti (PMMA), polykarbonaatti (PC). Glykolimodifioitu polyeteenitereftalaatti (PETG) toimi kontrollimateriaalina. Tutkimuskappaleet valmistettiin tietokoneavusteisesti jyrsimällä. Kulumistesti tehtiin purentasimulaattorilla (MOD Chewing Simulator; MOD Dental, Ankara, Turkey) imitoiden narskuttelua kahden pinnan välisessä kulumisessa. Vastapurijana käytettiin poistettuja, kariesvapaita takahampaita. Kulumisen tutkimisen kannalta olennaisia indikaattoreita olivat materiaalin häviämisen määrä ja pinnan karheuden lisääntyminen.

Huettig ym. (2017) tutkimuksessa tutkittiin kulumiskestävyyttä ja kiillotettavuutta manuaalisesti, jyrsimällä sekä 3D-tulostamalla valmistettujen purentakiskomateriaalien kesken. Tutkimuksessa oli kolme ryhmää valmistustavan mukaan, manuaalisesti valmistetut kappaleet valmistettiin kylmäakryylista eli PMMA:sta, jyrситy kappaleet polykarbonaatista PC ja 3D-tulostamalla valmistetut kappaleet BEGO:n valmistamasta VarseoWax Splint- resiinistä. Kappaleiden tulostukseen käytettiin saksalaisen BEGO:n DLP-tekniikalla toimivaa Varseo 3D-tulostinta. Tutkimuksessa käytetyt kappaleet tulostettiin vaakatasossa. Tutkimuksessa kappaleet testattiin abraasiotestauslaitteella (Abrex, Innovap, Würzburg, Germany). Testissä käytettiin magnesiumsilikaattipalloa ja lisättiin keinotekoista sylkeä testikappaleiden päälle.

Kurt ym. (2012) tutkimuksessa käsiteltiin neljän eri purentakiskomateriaalin kulumiskestävyyttä kuivissa ja märissä olosuhteissa kahden pinnan välisessä kulumisessa purentasimulaattorissa. Tutkimuskappaleista puolet testattiin kuivana ja puolet märkänä. Kappaleet valmistettiin tavanomaisesti manuaalisella valmistustavalla ohjeiden mukaan ja viimeisteltiin kiillottamalla. Tutkimuksessa käytettävät tutkimuskappaleet valmistettiin uretaani-dimetakrylaatista (Eclipse), MMA:an pohjautuvasta materiaalista (Dentalon Plus) sekä kahdesta eri valmistajan PMMA:sta, Biocryl C (PMMA 1) ja Orthoplast (PMMA 2). Tutkimus suoritettiin Chewing Simulator CS-4 -purentasimulaattorilla. Voideltujen kappaleiden testauksessa käytettiin jatkuvaa vedensyöttöä, simuloimaan suun tavanomaisia olosuhteita sekä huuhtelemaan mahdollisia partikkeleita testikappaleista, jotta tulos olisi mahdollisimman todenmukainen.

Lutz ym. (2019) tutkimuksessa tutkittiin 3D-tulostettujen purentakiskojen kulumista sekä murtumiskestävyyttä verrattuna jyrситtyihin PMMA-materiaaleihin ja manuaalisesti valmistettuihin materiaaleihin. Tutkimuksessa käytetty 3D-tulostettu materiaali oli metakryyli-pohjainen resiini. Materiaali valmistettiin DLP-tekniikalla 50 µm kerrospaksuudella. Tulostetuissa testikappaleissa käytettiin erilaista monomeeriä (uretaanidimetakrylaatti, UDMA).

Tutkimuskappaleita oli 32 materiaalia kohden, joista puolet käytettiin murtumiskestävyyden tutkimiseen. Tutkimuskappaleet valmistettiin kruununkaltaiseen huppumaiseen muotoon. Kulumiskestävyysskoje tehtiin purentasimulaattorin (CS-4; SD Mechatronik GmbH) avulla. Kulumiskokeen aikana käytettiin 37-asteista tislattua vettä mukailien aikaisempia tutkimuksia. Vastakappaleina käytettiin poistettuja yläleuan takahampaita.

Kahden pinnan välisen kulumisen analysoimiseksi, tutkimuskappaleista otettiin digitaaliset jäljennökset ennen tutkimusta, 20 000 hankauskerran jälkeen ja 120 000 hankauskerran jälkeen.

Murtumakestävyys tutkittiin mekaanisella tutkimuslaitteella (Retro Line; Zwick Roell), jossa 8 millimetriä halkaisijaltaan oleva pallo asetettiin keskelle tutkimuskappaletta. Liiallisten voimahuippujen välttämiseksi, testikappaleen ja tutkimuskärjen väliin laitettiin 0,1mm paksuinen Teflon folio. Tutkimuskappaleita tarkasteltiin 800N kuormituksen jälkeen. Jokaisen tutkimusosion jälkeen tutkimuskappaleet valokuvattiin ja dokumentoitiin mahdolliset halkeamat tai murtumat. Tutkimuskappaleisiin kohdistettiin voimaa, kunnes materiaalissa ilmeni vika. Mittaukset lopetettiin automaattisesti, kun 20% maksimivoimasta saavutettiin, enimmäiskuorma oli 7500 N.

Reyes-Sevilla ym. (2018) tutkimuksessa tutkittiin erilaisten purentakiskomateriaalien kulumista erilaisia materiaaleja vasten. Purentakiskomateriaaleja oli neljää erilaista, jyrsimällä, 3D-tulostamalla sekä manuaalisesti valmistettua PMMA:ta ja yksi manuaalisesti valmistettu polyamidi-mikrokristalliini. Vastapurijana käytettiin ruostumattomasta teräksestä valmistettua palloa (SS), yhdistelmämuoveja Filtek Supreme XT (FSE) sekä Clearfil AP-X (APX). Nämä kaikki ovat Bis-GMA (bisphenol A-glycidyl methacrylate) -pohjaisia, hammaslääkärin käyttämiä hampaan paikkausmuoveja. Kulumiskestävyyttä testattiin Academic Center for Dentistry Amsterdam (ACTA) kulumistestilaitteella. Kulumisko-keessa käytettiin 15N:n voimaa, vaikka narskuttelija voikin saavuttaa suurempia voimia. Voimat eivät kuitenkaan ole tavanomaisesti pitkäkestoisia. Tutkimuksessa käytettiin jatkuvaa lievää painetta ja kuormitusvoimaa, mitä voidaan pitää tunnusomaisena ainakin osalla narskuttelijoiden käyttäytymisenä.

Kübra ym. (2020) tutkimus käsitteli neljästä eri materiaalista valmistettujen purentakiskojen kulumisominaisuuksia erilaisia vastapurijoita vasten. Tutkimuksessa käytettiin vastapurijamateriaaleina hammaskiillettä (eng. Enamel), zirkoniaa (inCoris TZI) ja litiumdisiiliikaatti-lasikeramiaa (IPS e.max Press). Purentakiskomateriaaleina käytettiin metyyliimetakrylaatti-eteeni-dimetakrylaattia (Sr Ivocap Heat Cured), polyamidia (Valplast), metyyliimetakrylaattia (SR Ivocap Elastomer) ja uretaani-oligomeeria (Eclipse).

Tutkimus suoritettiin kappaleille Chewing Simulator CS-4:lla. Puolet kappaleista testattiin kuivana ja puolet vedellä voideltuna. Kappaleita testattiin 30 000 hankauskertaa ja kappaleet tutkittiin 10 000 hankauksen välein. Tutkimuksen mukaan 10 000 hankauskertaa vastaa maksimaalista, noin viikon pureskelua, jos purentakiskoa käyttäisi kellon ympäri.

Tutkimuksessa koettiin, että purentakiskojen kulumisen ajan myötä on kliininen huolenaihe ja tutkimuksessa pohdittiin, onko purentakisko vai vastapurijan materiaali vaikuttavampi tekijä kulumisessa.

7.2 Muihin mekaanisiin ominaisuuksiin liittyvät tutkimukset

Alharbi ym. (2016) tutkimus arvioi tulostussuunnan ja kerrossuunnan merkitystä mekaanisiin ominaisuuksiin. Mekaanisten ominaisuuksien sekä niihin vaikuttavien parametrisäädösten vaikutusten ymmärtäminen auttaa parantamaan työn laatua ja lopputuloksen onnistumista.

Tutkimuksessa tulostettiin DW028D- 3D-tulostimella 40 sylinterin muotoista näytettä 50 mikronin kerrospaksuudella. Puolet näytteistä tulostettiin pystysuuntaisesti, missä tuloskerrokset asettuivat kohtisuoraan asetettavan kuorman suuntaan nähden. Toinen puoli näytteistä tulostettiin vaakasuunnassa, missä kerrokset olivat yhdensuuntaiset kuorman suunnan kanssa. Jälkikäsitellyssä näytteet puhdistettiin 95% etanolilla ja käytettiin UV-polymerointiyksikössä puolen tunnin ajan.

Puristuslujuustestaus tehtiin ASTM D695-10 mukaisesti. Yhdensuuntainen kuormitus ei vastannut kliinistä tilannetta, mutta kerrosten tulostussuunnan poikkeamien tarkastelussa se oli optimaalisin. Puristuslujuustestissä testataan kuormituksen määrää, minkä materiaali kestää ennen murtumista.

Berli ym. (2020) tutkimuksen tarkoituksena oli verrata manuaalisesti valmistettujen, jyritysten ja SLA-tekniikalla valmistettujen materiaalien ominaisuuksia. Tutkimuksessa selvitettiin myös lämpökäsittelyn vaikutusta tutkittavien materiaalien kliiniseen suorituskykyyn. Tutkimusryhmät jakaantuivat valmistustekniikoiden mukaan ja jokaiseen kuului kolme eri materiaalia. Taulukossa 2 kerrotaan tutkimuksessa käytettyjen materiaalien kauppanimi, valmistaja ja valmistustapa.

Taulukko 2. Tutkittavat materiaalit (Berli ym. 2020).

	Tuotenimi	Valmistaja
Manuaaliset	ProBase Cold	Ivoclar Vivadent AG
	Palapress clear	Kulzer GmbH
	Aesthetic Blue clear	Candulor
Jyrsityt	Temp Premium Flexible Transpa	Zirkonzahn
	idodentine PMMA transparent	Unión Dental S.A.
	Yamahachi PMMA clear	Yamahachi Dental MFG
3D-tulostetut	Freeprint splint	DETAX GmbH & Co KG.
	LuxaPrint Ortho Plus	DMG GmbH
	Nextdent Ortho Clear	Vertex-Dental B.V.

Kokeet suoritettiin 50 tunnin vesisäilytyksen jälkeen 37 celsiusasteen lämpötilassa. Keinotekoinen vanhentaminen suoritettiin lämpösykli menetelmällä. Siinä testikappaleet kävivät 20000 kertaa kylmä-kuuma vesikylvyssä, jossa lämpötilojen ero oli 55 celsiusastetta.

Pricip ym. (2019) tutkimuksessa kehitettiin purentakiskomateriaalien taivutuslujuuteen ja pinnankovuuteen. Valmistustekniikoina oli 3D-tulostustekniikka, jyrsintä sekä manuaalinen valmistus. Yhteensä näytekappaleita valmistettiin ja testattiin 140 kappaletta. Tutkittavia materiaaleja oli seitsemän (taulukko 3). Näistä tehdyt testikappaleet valmistettiin silikonimuoteissa 0,22Mpa paineessa 15 minuutin kovetusajalla, valmistajan ohjeiden mukaisesti. Tulostetut testikappaleet valopolymeroitettiin ja jälkikäsiteltiin valmistajan ohjeita noudattaen.

Taulukko 3. Pricip ym. 2019 tutkimuksen materiaalit ja valmistustavat.

Tuotenimi	Materiaali	Valmistaja	Valmistus
ProBase Cold	PMMA	Ivoclar Vivaden AG	Manuaalinen
Orthocryl	PMMA	Dentaurum KG	Manuaalinen
Resilit S	PMMA	Erkodent Erich Kopp	Manuaalinen
Ceramill Splintec	PMMA	Amann Girrbach AG	CAD/CAM
CopreDur	Ristiinsilloittunut polyamidi	Whitepeks Dental Solutions KG	CAD/CAM
VarseoWax Splint	Ei-akryylinen valopolymerisoituva resiini	Bego KG	3D-tulostus
Ortho Rigid	Akryylinen valopolymerisoituva resiini	Next Dent B.V.	3D-tulostus

Tutkimuksen taivutuslujuusmittaukset suoritettiin 3-pistetaitavuskoneella. Taivutuslujuusmittauksessa testattiin jokaisesta materiaalista kymmenen näytettä. Ennen testausta näytekappaleet upotettiin 50 ± 1 tunnin ajaksi 37 celsiusasteiseen vesihauteeseen. Pinnan kovuuksen mittaamiseen käytettiin BRINNEL-menetelmää ja Zwick laitetta. Pinnan kovuus mitattiin näytteen viidestä eri kohdasta ja mittaustuloksista määritettiin näytekohdainen keskimääräinen kovuus. Jokaista materiaalia testattiin kymmenellä näytteellä. 3D-tulostettavalla VarseoWax Splint- kaupanimisellä resiinillä oli muita alhaisempi kovuus, minkä vuoksi sille määritettiin alhaisempi kuorma kuin muille materiaaleille.

Vasques ja Laganá (2018) tutkimuksessa valmistettiin purentakiskot kahdelle eri potilaalle. Tutkimuksessa käytettiin molemmille potilaille samaa purentakiskosuunnitelmaa ja tulostus tehtiin kolmessa eri kaltevuudessa; 0, 30 ja 90 astetta. Tulostukset asetettiin purupinnan puolelle. Tulostamiseen käytettiin SLA-tulostinta Form2. Materiaalina käytettiin bioyhteensopivaa, II-luokan pitkäaikaiseen käyttöön tarkoitettua resiiniä, kauppanimeltä Clear LT. Tulosteet valmistettiin ja jälkikäsiteltiin valmistajan ohjeiden mukaisesti. Kiskoja testattiin potilaiden suuhun ja niiden istuvuus tarkastettiin.

8 TULOKSET

Tähän kappaleeseen on koottu opinnäytetyössä tarkasteltujen tutkimusten tulokset materiaalien kulumisesta ja mekaanisista ominaisuuksista. Tuloksissa tarkasteltiin pääsääntöisesti tutkimuksia, joissa hyödynnettiin digitaalisesti valmistettuja 3D-tulostettuja purentakiskomateriaaleja.

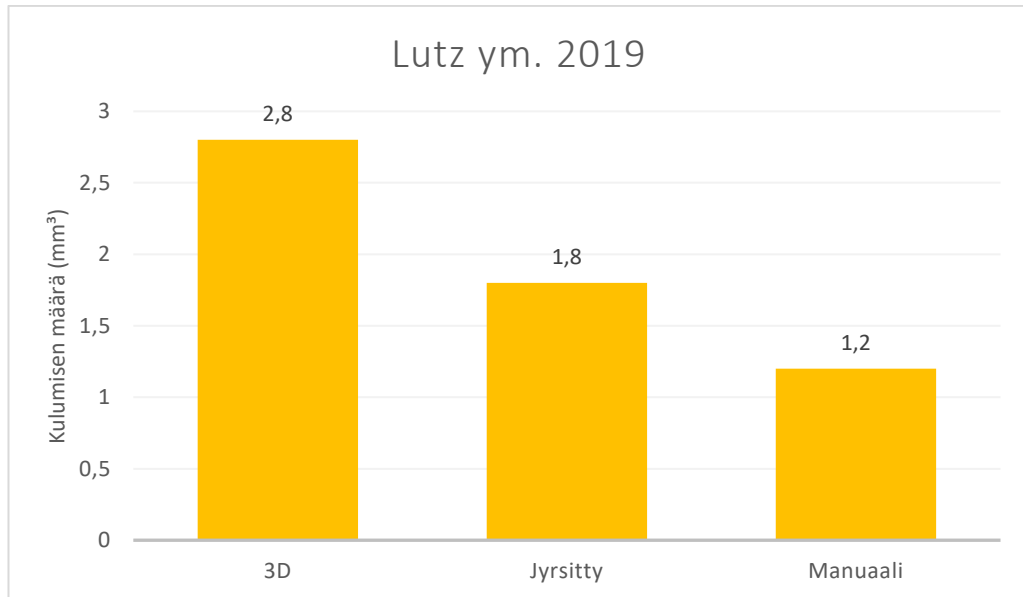
8.1 Materiaalien kuluminen

Kolmessa tutkimuksessa (Lutz ym. 2019; Reyes-Sevilla ym. 2018; Huettig ym. 2017) oli mukana 3D-tulostamalla, sekä jyrsimällä että manuaalisella tavalla valmistetut purentakiskomateriaalit. Taulukossa 4 esitetään tutkimuksissa esiintyneiden eri purentakiskomateriaalien kuluminen testikappaleiden valmistustavasta riippuen. Huettigin ja Reyes-Sevillan tutkimusryhmien tutkimuksissa 3D-tulostettu purentakiskomateriaali kului vähiten ja manuaalisesti valmistettu PMMA kului eniten. Jyrsitty purentakiskomateriaali sijoitui kaikissa kolmessa tutkimuksessa keskimmäiseksi.

Taulukko 4. Purentakiskomateriaalien kuluminen valmistustavasta riippuen.

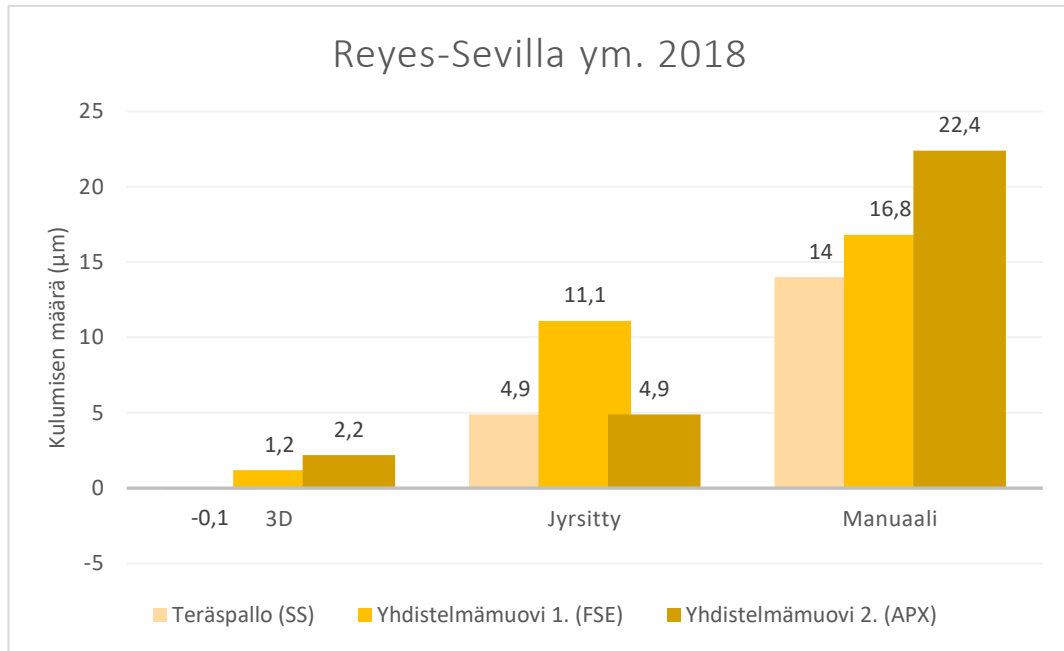
Tutkimus	Eniten kulunut materiaali	Keskimmänen materiaalikuluminen	Vähiten kulunut materiaali
Lutz ym. 2019	3D	Jyrsitty	Manuaali
Reyes-Sevilla ym. 2018	Manuaali	Jyrsitty	3D
Huettig ym. 2017	Manuaali	Jyrsitty	3D

Lutz ym. (2019) tutkimuksessa parhaiten pärjasi manuaalisesti valmistettu PMMA kulumalla vähiten. Huonoiten tutkimuksessa pärjasi 3D-tulostettu resiini. Manuaalisesti valmistettu PMMA oli yli kaksi kertaa parempi kuin tulostettu resiini. 120 000 hankauskerran jälkeen manuaalisesti valmistettu PMMA kului vain 1,2mm³, jyrsitty materiaali 1,8mm³ ja 3D-tulostettu resiini jopa 2,8mm³. Vastakappaleena käytettiin poistettuja taka-alueen hampaita. Kuvio 1 ilmentää Lutzin ym. tutkimuksessa käytettyjen valmistustapojen ja materiaalien välistä eroa kulumisessa.



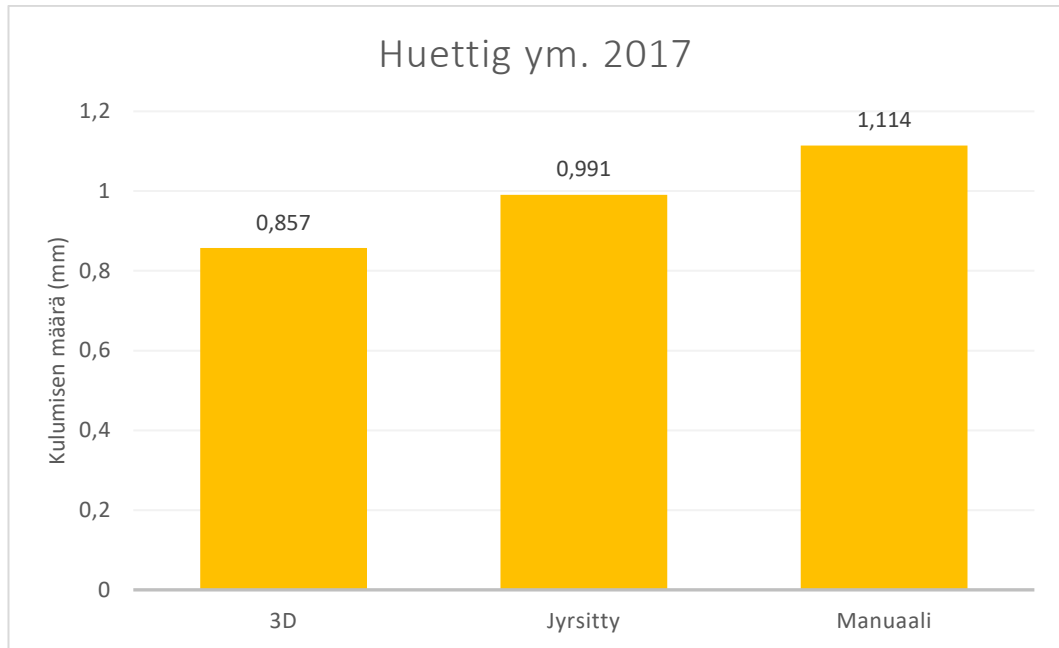
Kuvio 1. Kulumisen määrä Lutzin tutkimuksen mukaan (2019).

Reyes-Sevilla ym. (2018) tutkimuksessa tutkittiin manuaalisesti, jyrsimällä ja 3D-tulostamalla valmistettujen PMMA-materiaalien kulumiskestävyyttä. Tutkimuksessa käytettiin vastakappaleina teräspalloa sekä kahta eri hampaanpaikkauksessa käytettäviä yhdistelmämuoveja. Tulokset osoittivat merkittävän eron eri PMMA-materiaalien kulumissyvytydessä. Manuaalivalmisteen materiaali kului tutkimusryhmistä eniten, kun taas tulostettu materiaali ei kulunut lähes ollenkaan. Kuviossa 2 esitetään kyseisen tutkimuksen kulumistulokset materiaaliryhmittäin valmistustavan mukaan. Huomioitavaa tutkimustulosten tulkinnassa on se, että tulokset on esitetty mikrometreinä, eikä millimetrikuutioina, kuten Lutzin ja Huettigin tutkimuksissa.



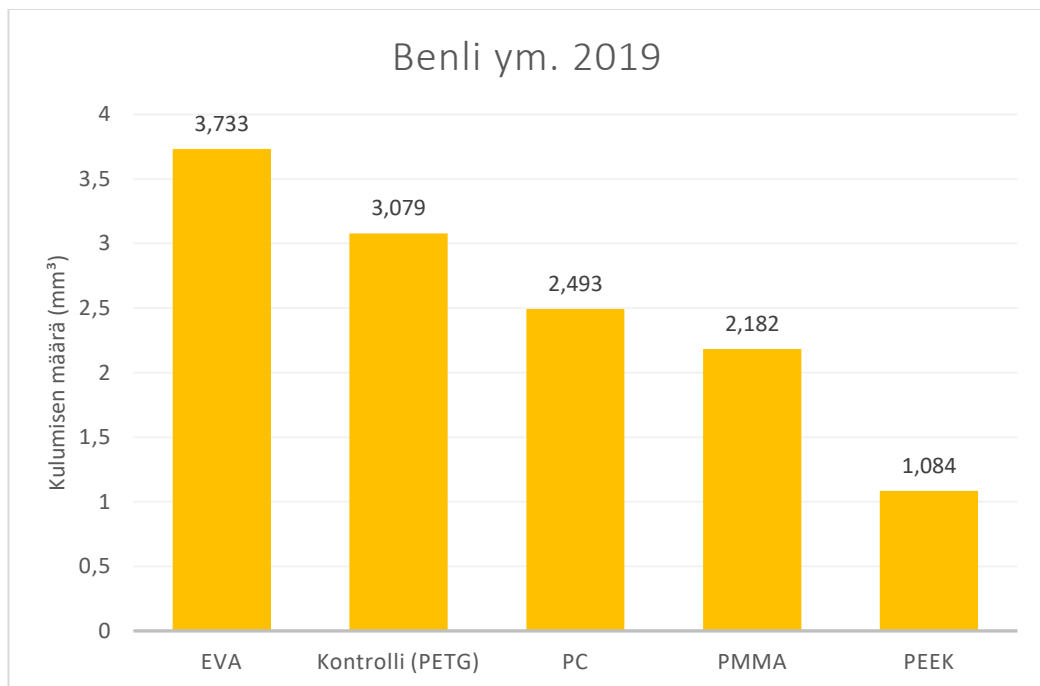
Kuvio 2. Reyes-Sevilla ym. 2018 tutkimuksen tulokset vastapurijoiden mukaan.

Huettig ym. (2017) tutkimus erosi muista käsitellyistä tutkimuksista siten, että perinteisen purentasimulaattorin sijaan tutkimuksessa kulumista testattiin abraasiotestilaitteella, jossa vastakappale hankautuu lyhyen matkan tutkittavaa kappaletta pitkin. Vastakappaleena käytettiin magnesiumsilikaattipalloa. Tutkimuksessa 5000 hankauskerran jälkeen 3D-tulostetun materiaalin kulumissyvyys oli 0,86mm, jyrsitty materiaali 0,99mm ja manuaalisesti valmistettu PMMA 1,11mm. Kuviossa 3 esitetään tutkimustulokset pylväskaa-viona.



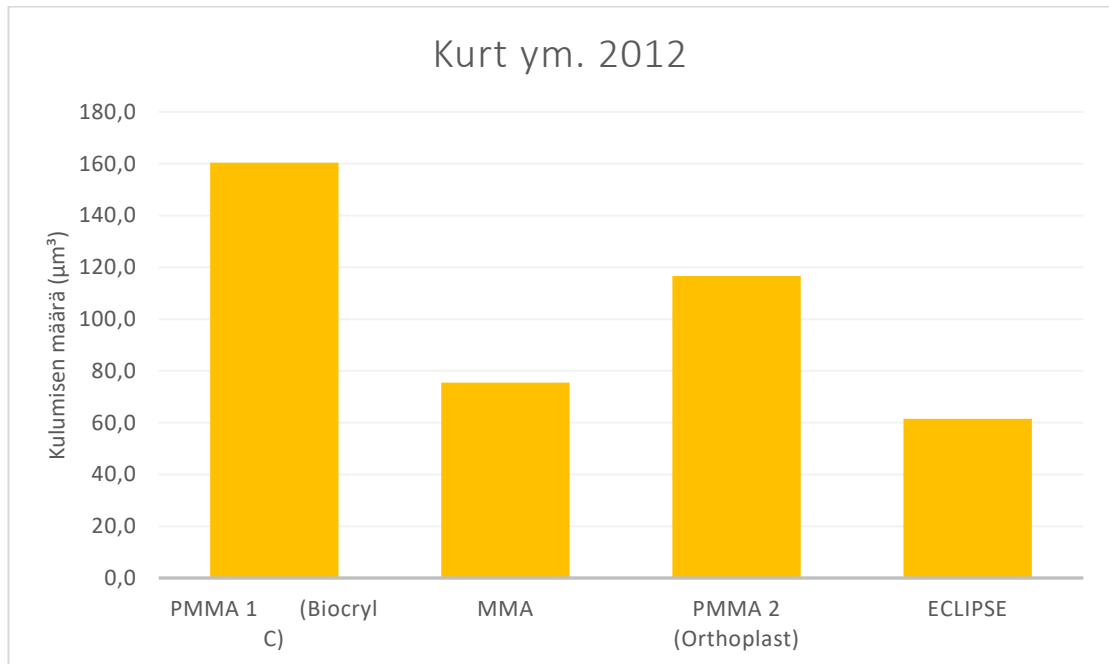
Kuvio 3. Huettig ym. 2017 tutkimuksessa tutkitut materiaalit ja niiden kulumismäärä.

Benli ym. (2019) tutkimuksessa tutkittiin jyrsimällä valmistettuja purentakiskomateriaaleja. Polyeetterieetteriketooni eli PEEK kului vähiten. Se kului tutkimuksessa yli 3 kertaa vähemmän kuin EVA ja puolet vähemmän kuin PMMA. Tutkimuksen tulokset ovat nähtävissä kuviossa 4.

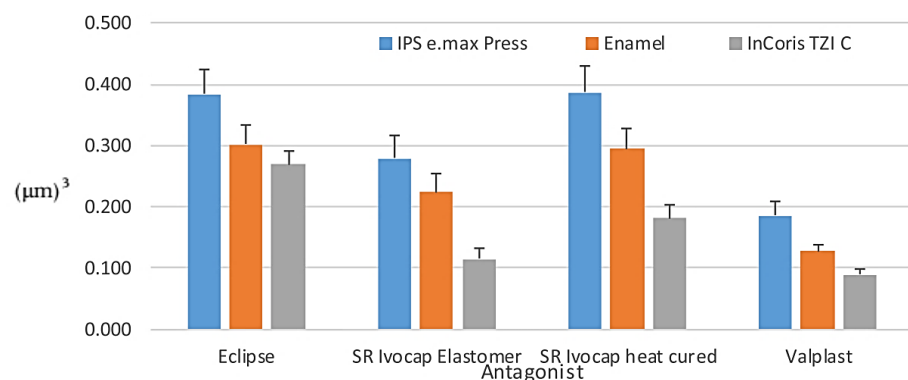


Kuvio 4. Benli ym. 2019 tutkimuksessa tutkitut materiaalit ja niiden kulumismäärä.

Kurt ym. (2012) ja Kübra ym. (2020) tutkimuksissa tutkittiin manuaalisesti valmistettuja parentakiskomateriaaleja. Kurtin tutkimuksessa uretaani-dimetakrylaatti pohjainen parentakiskomateriaali (kauppanimi Eclipse) kului vähiten, kun taas Kübran tutkimuksessa sama materiaali kului eniten. Vähiten Kübran tutkimuksessa kului polyamidista (kauppanimi Valplast) valmistettu parentakiskomateriaali. Kuviossa 5 esitetään Kurt ym. (2012) ja kuvassa 8 Kübra ym. (2020) tutkimusten tulokset. Kaaviossa esitetyt tulokset ovat laskettu keskiarvo kuivan ja märän testiryhmien tuloksista.



Kuvio 5. Kurt ym. 2012 tutkimustulokset kaaviossa esitettynä.

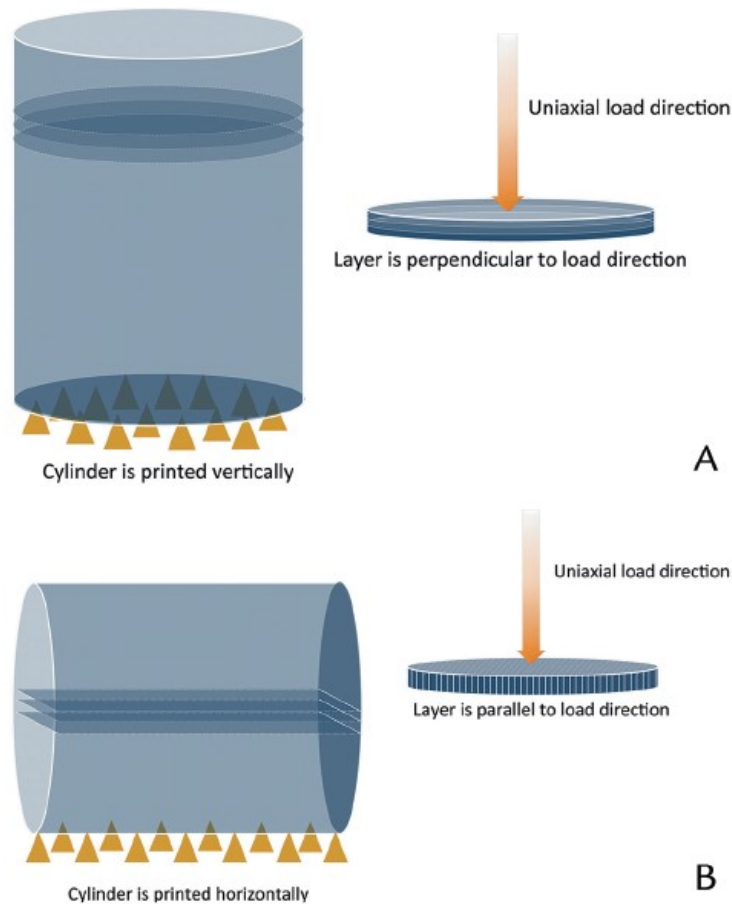


Kuva 8. Kübra ym. 2020 tutkimustulokset (Kübra ym. 2020).

8.2 Muut mekaaniset ominaisuudet

Vasquesin ja Laganán (2018) tutkimuksessa tultiin lopputulokseen, että tulosteen suunnalla oli purentakiskon istuvuuden kannalta merkitystä. 0-asteessa tulostettu kisko istui asianmukaisesti, 30-asteessa tulostettu oli lähellä istuvuutta ja 90-asteessa tulostettu ei istunut ollenkaan. Alharbin ym. (2016) tutkimustulokset puolsivat tulostussuunnan vaikutusta materiaalin puristuslujuuteen. Kuvassa 9 havainnollistetaan tulostuskappaleeseen kohdistettavan kuorman suuntaa tulostuskappaleen tulostussuuntiin nähden. Vertikaalissa suunnassa tulostetut näytteet (kappale A), joiden tulostuskerrokset olivat kuormitussuuntaan nähden kohtisuoraan olivat mekaanisilta ominaisuuksiltaan paremmat kuin horisontaalisesti tulostetuilla (kappale B), joissa kerrokset olivat yhdensuuntaisesti kuormitussuunnan kanssa. Vertikaalisuunnassa tulostettujen näytteiden puristuslujuus oli korkeampi (297 MPa) kuin horisontaalisuunnassa tulostetuilla (257 MPa).

Lutz ym. (2019) murtumiskestävyystutkimuksessa tutkittujen materiaalien murtumatavat erosivat toisistaan. Murtumakestävyys oli huomattavasti parempi jyrskyillä kappaleilla, kuin tulostetuilla tai manuaalisesti valmistetuilla kappaleilla.



Kuva 9. Kuorman suunta kappaleissa tulostussuuntaan nähden (Alharbi ym. 2016).

Berli ym. (2020) ja Pricip ym. (2019) tutkimuksissa 3D-tulostetuilla materiaaleilla oli huomattavimmat taivutuslujuusarvot. Lisäksi Pricip ym. (2019) tutkimuksessa 3D-tulostettujen materiaalien pinnankovuusarvot olivat heikoimmat. Berli ym. (2020) tutkimuksessa 3D-tulostettujen materiaalien liukoisuusarvot olivat korkeimmat ja ne imivät vettä itseensä enemmän kuin muut tutkimuksen materiaalit.

Berli ym. (2020) tutkimuksessa manuaalisesti valmistetut ja jyristyt materiaalit olivat mekaanisilta ominaisuuksiltaan samankaltaiset. Pricip ym. (2019) tutkimuksessa taivutuslujuusarvot olivat korkeimmat jyrsityillä materiaaleilla ja pienimmät 3D-tulostetuilla. Pinnankovuuden suhteen manuaaliset PMMA -materiaalit sekä jyrsitty PMMA olivat arvoiltaan yhdenmukaiset. Taulukossa 5 on tutkimuksessa saatuja kovuus- ja kimmokerroin arvoja. Keinotekoisien vanhentamisen jälkeen testattiin myös materiaalien taivutuslujuutta ja sorptiota (taulukko 6).

Taulukko 5. Kovuus- ja kimmokerroin-arvot (Berli ym. 2020).

Keskimääräiset arvot	Martens-kovuus (HM)	Vickers-kovuus (HV)	Kimmokerroin
Manuaalinen	130,1 - 134,1 N / mm (121,6-124,2 N / mm)	18,2 - 19,9 N / mm (16,9 - 18,7 N / mm)	4,6 - 4,8 GPa
Jyrsityt	130,3 - 158,5 N / mm (116,2 - 149,7 N / mm)	18,4 - 23,0 N / mm (17,3 - 22,3 N / mm)	4,7 – 5,3 GPa
3D-tulostetut	Ei mitattu	Ei mitattu	Vain yksi materiaali voitiin mitata (3,7 GPa)

Taulukko 6. Liukoisuus-, sorptio- ja taivutuslujuusarvot (Berli ym. 2020).

Keskimääräiset arvot	Liukoisuus	Sorptio (vanhentamisen jälkeen)	Taivutuslujuus (vanhentamisen jälkeen)
Manuaalinen	0,3 - 1,4 mg / mm ³	8,6 - 9,2 mg / mm ³ (21,1 - 22,6 mg / mm ³)	92,8-99,5 MPa à (87,6-93,5 MPa)
Jyrsityt	0,4 - 1,7 mg / mm ³	7,9 - 10,5 mg / mm ³ (20,5 - 23,7 mg / mm ³)	95,1-122,0 MPa à (93,1-116,0 MPa)
3D-tulostetut	3,5 - 11 mg / mm ³	9,2 - 21,2 mg / mm ³ (19,4 - 45,5 mg / mm ³)	19,5-91,3 MPa à (13,0-63,3 MPa)

8.3 Eettisyys ja luotettavuus

Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen luotettavuus ja eettisyys pohjaa luotettaviin lähdeaineistoihin ja selkeästi rajattuihin hakuihin. Opinnäytetyön aihealueeseen perehdyttiin huolellisesti ja huomio kiinnitettiin käytettävien tutkimusten ja artikkeleiden laadulliseen validiteettiin. Englanninkielisen materiaalin työstämisessä ja käännöksissä huomioitiin asiasisällöllinen ja terminologinen korrektisuus. Käytettäviin lähteisiin viitattiin selkeästi ja Turun ammattikorkeakoulun ohjeistusten mukaisesti. Työ toteutettiin hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen ja aineistoanalyysit tehtiin puolueettomasti, tutkimustiedolle asetettujen vaatimusten mukaisesti.

Kirjallisuuskatsauksessa käsitellyissä tutkimuksissa Huettig ym. (2017); Kübra ym. (2020) ja Reyes-Sevilla ym. (2018) ilmaistiin tarve lisätutkimuksille parentakiskomateriaalien kestävyuden tutkimiseen. Kulumiseen liittyviä tutkimuksia parentakiskoista on tehty vain muutamia (Kübra ym. 2020).

Tutkimustulosten tulkitsemiseen ja luotettavuuteen voi vaikuttaa muun muassa tutkimusten välillä olevat erilaiset testiasetukset, parametrit ja materiaalit, joiden vuoksi oli vaikea vertailla eri tutkimuksia keskenään (Lutz ym. 2019). Myös suurimmassa osassa tutkimuksissa käytettiin keinotekoisena syljen sijasta vain tavallista vettä kulumistutkimuksen aikana, mikä voi vaikuttaa tuloksiin.

9 POHDINTA

Tämä opinnäytetyö keskittyi pääasiassa 3D-tulostettavien purentakiskomateriaalien kulumiskestävyyteen ja näiden materiaalien mekaanisiin ominaisuuksiin. Opinnäytetyö toteutettiin kuvailevana kirjallisuuskatsauksena. Lähdemateriaalina käytettäviä tutkimuksia purentakiskoista löytyi kohtuullisesti, mutta 3D-tulostusmateriaalit tiedonhaussa rajasivat käytettävissä olevien tutkimusten määrää. Opinnäytetyön luotettavuuden ja tutkimuslaadun parantamiseksi tarkastelimme purentakiskomateriaalien kulumiskestävyyttä myös muiden valmistusmenetelmien osalta. Tutkimustulokset puhuivat sekä 3D-tulostettujen, että manuaalisesti valmistettujen purentakiskojen puolesta kulumiskestävyyden osalta.

Purentakiskojen kuluminen aiheuttaa kliinistä huolta. Hoidon onnistumisen ja ennakoivan terveydenhuollon kannalta on olennaista valita parhaiten soveltuva materiaali purentakiskon valmistukseen potilaiden erityistarpeet huomioiden. Opinnäytetyössä käsiteltävien tutkimusten tulokset eivät olleet yhtenevät. Mittauksissa paljastui huomattavia eroja testattujen materiaalien ja materiaalien kulumisen suhteen.

Ensimmäinen tutkimuskysymys koski 3D-tulostettujen materiaalien kulumista. 3D-tulostetut purentakiskomateriaalit kuuluivat tutkimuksissa vähän ja olivat siten hyviä, kilpailukykyisiä materiaaleja manuaalisesti valmistettujen purentakiskomateriaalien rinnalla. Tutkimusten perusteella voidaan todeta, että myös valmistusmenetelmillä on vaikutusta materiaalien kulumiseen. Sekä PMMA:lla että 3D-tulostetuilla materiaaleilla oli vaihtelevuutta kulumiskestävyyden suhteen, eikä mitään materiaalia voida pitää yksiselitteisesti kestävimpanä. Tutkimusten perusteella jyrkityt purentakiskomateriaalit ovat myös hyvä vaihtoehto. Lutz ym. (2019) tutkimuksessa 3D-tulostettu purentakiskomateriaali kului eniten tutkimuksen materiaaleista, mutta sillä oli hyvä murtumakestävyys. Tutkimuksessa huomattiin, että erilaiset valmistustekniikat ja pureskelun simulointi vaikuttivat huomattavasti murtumakestävyyteen. Berli ym. (2020) tutkimuksessa puolestaan selvisi, että 3D-tulostetut materiaalit liukenevat ja imevät nestettä itseensä muita materiaaleja herkemmin. Tämä sai meidät pohtimaan, miten hyvin materiaali kestää pitkäaikaisessa kliinisessä käytössä.

Toisella tutkimuskysymyksellä pyrittiin havainnollistamaan hammaslääketieteessä käytettävien purentakiskomateriaalien mekaanisia ominaisuuksia. Vertailua tehtiin eri valmistusmenetelmien välillä. Taivutuslujuus- ja pinnankovuusarvot olivat 3D-tulostetuilla materiaaleilla useissa tutkimuksissa heikommat kuin muilla menetelmillä valmistetuilla.

Huettig ym. (2017) tutkimuksessa todettiin, että 3D-tulostamisessa materiaalien ja teknologian lisäksi tutkimuksissa olisi jatkossa hyvä huomioida myös tulostuskerrosten paksuuden ja tulostussuunnan vaikutus kappaleiden mekaanisiin ominaisuuksiin. Laittevalmistajan suosittama tulostussuunta ei välttämättä ole aina kustannustehokkain, mutta tulosteen oikea asemointi vaikuttaa purentakiskon laatuun positiivisesti. Tutkimuksiin ja kirjallisuuteen pohjaten, voidaan todeta tulostussuunnalla olevan suuri merkitys purentakiskon istuvuuteen ja puristuslujuuteen.

Tulostuslaitteistoja ja -tekniikoita on useita ja ne eroavat toisistaan. 3D-tulostettavia purentakiskomateriaaleja on markkinoilla useita. Markkinoilla olevien materiaalien koostumukset sekä seossuhteet vaihtelevat eikä tarkkoja materiaalitietoja ei ole helposti saatavilla. Tarjonnan ollessa niin monipuolista, hyvän materiaalin löytäminen voi olla haastavaa. Uskomme näiden tekijöiden vaikuttavan negatiiviseen asenteeseen kasvavaa digitalisaatiota ja uutta teknologiakehitystä kohtaan. Tämän takia käyttäjän ajantasainen tietotaitotaso on erittäin tärkeää. Käytettävän tulostuslaitteiston ja työstettävän materiaalin yhteensopivuus sekä työn kannalta asianmukaisesti optimoidut tulostusasetukset ovat merkittävässä roolissa halutun lopputuloksen aikaansaamiseksi. 3D-tulostuksella pystytään tuottamaan laadukkaita tuotteita huolellisella suunnittelulla.

Kehittyvä digitalisaatio tuo mukanaan omat haasteensa ja luo jatkuvan tarpeen lisätutkimuksille niin materiaalien kuin kehittyvien laitteistojen toimivuuden ja käytöturvallisuuden suhteen. Tällä hetkellä tutkimuksia manuaalisesti valmistetuista, jyrseyistä ja 3D-tulostettavista purentakiskomateriaaleista on mielestämme liian vähän. Lisäksi tutkimukset ovat tutkimuslaitteiltaan, -parametreiltään sekä -materiaaleiltaan liian erilaisia, jotta tutkimustuloksia voisi vertailla keskenään ja tutkittavia kappaleita laittaa kulumisen perusteella paremmuusjärjestykseen. Esiin tulleet epäkohdat voidaan kuitenkin nähdä myös positiivisena asiana. Tutkimusten puolueeton tarkastelu lisää työn luotettavuutta ja ajaa työn tarkoitusta. Kriittinen tarkastelu ja havainnointi herättää keskustelua ja mahdollistaa kehityksen.

Lopuksi, 3D-tulostetut materiaalit ovat hyvä vaihtoehto jyrsimisen ja manuaalisen valmistamisen ohelle. Kirjallisuuskatsauksen tutkimuksissa 3D-tulostetut materiaalit pärjäsivät hyvin verrattuna muilla tavoin työstettäviin materiaaleihin. Oikeilla asetuksilla ja huolellisella suunnittelulla voidaan saada aikaan hyvä, kestävä ja kustannustehokas lopputulos.

LÄHTEET

- Abouelleil, H.; Jeannin, C.; Sadat, A. & Grosgeat, B. 2014. Development of a Chewing Simulator for Testing Dental Materials: A Pilot Study. *BJAST*, 5(1): 1-8. Viitattu 30.6.2020. Saatavilla https://www.researchgate.net/publication/280759060_Development_of_a_Chewing_Simulator_for_Testing_Dental_Materials_A_Pilot_Study
- Alander, P. & PHAMMS18. 2020. 3D-tulostus hammastekniikassa, SLA-tulostimet. *Hammasteknikkolehti* 2/2020 s. 4-9. Suomen Hammasteknikkoseura.
- Alharbi, N.; Osman, R. & Wismeijer, D. 2016. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 115(6):760-767. Viitattu 30.7.2020 Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
- AMazing Additive Manufacturing. 2020. AM Basics. What is Additive Manufacturing? Viitattu 8.7.2020. Saatavilla <https://additivemanufacturing.com/basics/>
- Benli, M.; Gümüş, BE.; Kahraman, Y.; Göçen-Rohlig, B.; Evlioğlu, G.; Huck, O. & Özcan, M. 2019. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*. 2020. Vol. 108. s. 240-250. Saatavilla <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00463-1>
- Beuer, F.; Edelhoff, D. & Schweiger, J. 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Springer Nature*, 10.3.2008. *British Dental Journal*. Viitattu 22.6.2020 Saatavilla <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Berli, C.; Thieringer, F.M.; Sharma, N.; Müller, J. A.; Dedem, P.; Fischer, J. & Rohr, N. 2020. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Viitattu 30.7.2020 Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.10.024>
- Carolo, L. 2020. 3D Printer Axis: The Basics – Simply Explained. *Space: The 3-Dimensional Frontier*. All3DP. Viitattu 27.7.2020 Saatavilla <https://all3dp.com/2/3d-printer-axis-the-basics-simply-explained/>
- Diegel, O.; Nordin, A. & Motte, D. 2020. *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing*. Singapore: Springer. E-kirja. Saatavilla <https://link.springer.com/book/10.1007%2F978-981-13-8281-9>
- Digitalisaatio. Scrive. Viitattu 6.7.2020. Saatavilla <https://www.scrive.com/fi/digitalisaatio/>
- Edelhoff, D. Digital Dentistry. Digital and dental: What is possible and what will be possible. 14.12.2017. Viitattu 6.7.2020. Saatavilla <https://blog.ivoclarvivadent.com/lab/en/digital-and-dental-what-is-possible-and-what-will-be-possible>
- El Mourad, A. 2018. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The Open Dentistry Journal*. Vol 12, s. 664-678. Viitattu 29.6.2020. Saatavilla <https://benthamopen.com/FULLTEXT/TO-DENTJ-12-664>
- Fimea. Lääkinnälliset laitteet. Viitattu 27.8.2020. Saatavilla <https://www.fimea.fi/laakinnalliset-laitteet/>
- Formlabs 2017. *The Ultimate Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing Stereolithography*. Viitattu 22.6.2020 Saatavilla <https://formlabs.com/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>

Formlabs 2017. 3D Printing Splints with Formlabs SLA 3D Printers. Formlabs Application Guide. Viitattu 27.7.2020 Saatavilla <https://dental.formlabs.com/indications/splints-and-occlusal-guards/guide/#print>

Formlabs. Guides. Additive vs. Subtractive Manufacturing. Viitattu 23.6.2020. Saatavilla <https://formlabs.com/blog/additive-manufacturing-vs-subtractive-manufacturing/>

Gal, J-Y.; Fovet Y. & Adib-Yadzi, M. 2001. Review: About a synthetic saliva for in vitro studies. Talanta. Vol. 53 s. 1103–1115. Viitattu 7.7.2020. Abstrakti saatavilla <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/18968202/>

Gautam, R.; Singh RD.; Sharma, VP.; Siddhartha, R.; Chand, P. & Kumar R. 2012. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. J Biomed Mater Viitattu 8.7.2020. Saatavilla https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/46635073/jbm.b.3267320160619-26503-pmzujh.pdf?1466404644=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DBiocompatibility_of_polymethylmethacryla.pdf&Expires=1596124043&Signature=ZySRB0pQXnbs8N3Zm~wz10p~U-w-1-29L0OCWmT4C~hoJEolQcYFSug-m4VtynQjcNs-VOJ48~QtvuW9qA4wPYCTppyDx3lqZWBfutlqcu7UaH1~xeK5e19aDudArEZA0Z~Zz-NBu~e1YliQrRWPNOPrGov2AM~3gfLo5eAxHIMu9TtX~JdHpNc-YQ0cKuD-MDIHiK4CgacSuOphQBH4kQUXoOeyYWxcd6reirHEigg1mgQHleUBhBuVyw1e6YrmdVP4o-0Gahi4ra4cwU5CDlcsRr949VIXWae7FoDA0-6~9PDNTVLrVZxWn7uA-syLpu5assBm8zXKExn7by3eA &Key-Pair-Id=APKAJLOHF5GGSLRBV4ZA

Green, J. 2016. Prevention and management of tooth wear: The role of dental technology. Prim Dent J. Vol. 5(3), s. 30-33. Viitattu 18.6.2020. Saatavilla https://www.researchgate.net/publication/309618631_Prevention_and_Management_of_Tooth_Wear_The_Role_of_Dental_Technology

Gunt Hamburg. Mechanical testing methods. Viitattu 26.6.2020. Saatavilla https://www.gunt.de/images/download/Mechanical-materials-testing-methods-basic-knowledge_english.pdf

Haleem, A. & Javaid, M. 2019. Polyetheretherketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. Clinical Epidemiology and Global Health. 7. s. 654-660. Elsevier. Viitattu 14.7.2020. Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2019.03.001>

Harsha, A.P. & Tewari, U.S. 2002. Two-body and three-body abrasive wear behaviour of polyaryletherketone composites. Polymer Testing. Vol 22. s. 403-418. Viitattu 30.6.2020. Saatavilla <http://103.27.10.17/bitstream/handle/2074/1157/harshatwo2003.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Helenius-Hietala, J. 2019. Hampaiston kuluminen (attritio ja abraasio) ja kiilteen liukeneminen (erosio). Terve Suu. Viitattu 18.6.2020. Saatavilla https://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=trv00103

Huettig, F.; Kustermann, A.; Kuscu, E.; Geis-Gerstorfer, J. & Spintzyk, S. 2017. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2017. Vol 75. s. 175-179. ISSN 1751-6161. Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.07.019>

Kato, K. & Adachi, K. 2001. Chapter 7: Wear Mechanisms. CRC Press LLC. Viitattu 30.6.2020. Saatavilla http://home.ufam.edu.br/berti/nanomateriais/8403_PDF_CH07.pdf

Kangasniemi, M.; Utriainen, K.; Ahonen, S.-M.; Pietilä, A.-M.; Jääskeläinen, P. & Liikanen, E. 2013. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus: Eteneminen tutkimuskysymyksestä jäsennettyyn tietoon. Hoitotiede. 25 (4), s. 291–301. Viitattu 15.6.2020

Kelly, J. R. 2016. What Patients Should Know About Dental Materials. American College of Prosthodontists. Viitattu 9.8.2020. Saatavilla https://www.prosthodontics.org/assets/1/7/What_Patients_Should_Know_About_Dental_Materials.pdf

- Kurt, H.; Erdelt, K-J.; Cilingir, A.; Mumcu, E.; Sülün, T.; Tuncer, N.; Gernet, W. & Beuer, F. 2012. Two-body wear of occlusal splint materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2012. Vol. 39 (8) s. 584-590. Saatavilla <https://fdocuments.in/reader/full/two-body-wear-of-occlusal-splint-materials>
- Kuttilla, M. & Le Bell, Y. 2007. Purentakiskot. *Suomen Hammaslääkärilehti*. Suomen Hammaslääkäriliitto. Vol. 14(12). s. 636-641. Viitattu 3.6.2020. Terveysportti. Duodecim.
- Käypä hoito -suositus. 2016. Purentaelimistön toimintahäiriöt (TMD). Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Hammaslääkäriseura Apollonia ry:n asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Viitattu 3.6.2020. Saatavilla www.kaypahoito.fi
- Lambrechts, P.; Debels, E.; Landuyt, K.; Peumans, M. & Meerbeek, B. 2006. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental materials* Vol. 22, s. 693–701. Viitattu 27.8.2020. Saatavilla <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564106000339>
- Lee, A.; He L.; Lyons, K. & Swain, M. 2012. Review Article: Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*. Vol. 39. s. 217-225. Saatavilla <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2842.2011.02257.x>
- Lindfors, E. & Saari, P. 2018. IPS e.max Press ja IPS e.max CAD : valmistustekniikoiden vertailu ja kirjallinen ohje. Opinnäytetyö. Hammastekniikan koulutusohjelma. Turku: Turun ammattikorkeakoulu. Viitattu 6.7.2020 Saatavilla <http://urn.fi/URN:NBN:fi:amk-2018061814065>
- Lutz, A-M.; Hampe, R.; Roos, M.; Lümckemann, N.; Eichberger, M. & Stawarczyk, B. 2018. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional–printed occlusal devices. Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.007>
- MakerBot. 2020. What Are 3D Printed Materials And How Are They Used? Viitattu 17.7.2020 Saatavilla <https://www.makebot.com/stories/design/3d-printing-materials/>
- Muoviyhdistys ry. 2016. Tietoa muovista. Viitattu 10.7.2020 Saatavilla <http://www.muoviyhdistys.fi/2016/07/18/osa-6-erikoismuovit/>
- Pripic, V.; Slacanin, I.; Schaperl, Z.; Catic, A.; Dulcic, N. & Cemic, S. 2019. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019. Elsevier. s.955-959. Viitattu 30.7.2020 Saatavilla <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.022>
- Redwood, B. How does part orientation affect a 3D print? 3D HUBS. Knowledge Base > Quick Tips Before You Start. Viitattu 26.7.2020 Saatavilla <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/how-does-part-orientation-affect-3d-print/>
- Reyes-Sevilla, M.; Kuijs, RH.; Werner, A.; Kleverlaan, CJ. & Lobbezoo, F. 2018. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. *J Oral Rehabil*. 2018. Vol. 45. s. 539-544. Saatavilla <https://doi.org/10.1111/joor.12636>
- Salonen, A. 2015. Korroosio. Ammattiopisto Tavastia, Pintakilta. Viitattu 8.7.2020. Saatavilla <http://pintakilta.weebly.com/korroosio.html>
- Scrive. Digitalisaatio. 2020. Nettisivu. Viitattu 26.8.2020 Saatavilla <https://www.scrive.com/fi/digitalisaatio/>
- SD Mechatronik Material Testing. Chewing Simulator CS-4.8. Saatavilla <https://sd-mechatronik.de/en/products/chewing-simulator-cs-4-8/> sekä <https://sd-mechatronik.de/wp-content/uploads/2020/02/SD-DB-CS-4.8.pdf>
- Seladi-Schulman, J. 2019. In Vivo vs. In Vitro: What Does It All Mean? Healthline. Viitattu 7.7.2020. Saatavilla <https://www.healthline.com/health/in-vivo-vs-in-vitro>
- Suomen standardisoimisliitto. CE-Merkintä. Viitattu 27.8.2020. Saatavilla https://www.sfs.fi/julkaisut_ja_palvelut/standardi_tutuksi/ce-merkinta

Suomen Tribologiyhdistys ry. Viitattu 3.6.2020. Saatavilla <http://www.tribologysociety.fi/?s=tribologia>

Tec-Eurolab. Glossary of terms > Adhesive wear. Viitattu 25.6.2020. Saatavilla <https://www.tec-eurolab.com/eu-en/adhesive-wear-V1.aspx>

Tekin, S.; Cangül, S.; Adigüzel, Ö. & Değer, Y. 2018. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res* 2018. 8 (2) s. 84-92. Viitattu 10.7.2020. Saatavilla <https://doi.org/10.5577/int-dentres.2018.vol8.no2.6>

Therapia Odontologica. 2019. Purentaelimistön toimintahäiriön hoito. Academica-Kustannus Oy. Viitattu 3.6.2020. Terveysportti. Duodecim.

Turun ammattikorkeakoulu. 2019. Multicomponent Materials Centre of Expertise for Additive Manufacturing (MMAM). Viitattu 20.7.2020. Saatavilla <https://www.turkuamk.fi/fi/tutkimus-kehitys-ja-innovaatiot/hae-projekteja/multicomponent-materials-centre-expertise-additive/> Etusivu> Tutkimus, kehitys ja innovaatiot > Projektit

Vallittu, P. & Lastumäki, T. 1999. Muovit hammasprotetiikassa. *Hammasteknikkolehti*. Vol. 3/99 s. 4-10. Suomen hammasteknikkoseura Viitattu 8.7.2020. Saatavilla http://hammastechnikko.fi/tiedostot/Muovit_hammasteknikkolehti.pdf

Vasques, M. & Laganá, D. 2018. Accuracy and Internal Fit of 3D printed Occlusal Splint, according to the printing position – A technique report. *Clin Lab Res Den* 2018: 1-6. Viitattu 28.7.2020. Saatavilla https://www.researchgate.net/publication/329382527_Accuracy_and_Internal_Fit_of_3D_printed_Occlusal_Splint_according_to_the_printing_position

Whitaker, M. 2014. The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin*. Vol. 96(7), s. 228-229. Viitattu 18.6.2020. Saatavilla <https://publishing.rcseng.ac.uk/doi/10.1308/147363514X13990346756481>

Kübra, Y-D.; Aslan, Y.U. & Ozkan, Y. 2020. Two-body wear of occlusal splint materials against different antagonists. *BMC Oral Health*. 2020. 20. s.174. Saatavilla <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01165-9>

YTHS. 2020. Purentavaivat. Viitattu 3.11.2020 Saatavilla <https://www.yths.fi/terveystieto/suun-terveys/purentavaivat/>

Kulumiskestävyyteen liittyvien tutkimusten tarkemmat tiedot

Nimi, vuosi	Mitä tutkitaan	Valmistustapa, materiaalit	Tutkimuksen yksityiskohdat
Benli ym. 2019	Pinnankarheus ja kulumiskestävyys	Valmistus: jyrsimällä - EVA - PEEK - PMMA - PC - PETG (kontrolli) Vastakappale: poistettu taka-alueen hammas	- Purentasimulaattori: MOD Chewing Simulator; MOD Dental, Ankara, Turkey - Tutkimuskappaleita: 15 per materiaali - Hankausmäärä: 60 000 - Taajuus: 0,8Hz - Paino: 5kg - Vertikaalinen liike: 5mm - Horisontaalinen liike: 2mm - Nopeus (nouseva, laskeva, eteen, taakse): 55mm/s - Lämpötila: 5-55°C - Voitelu: vesi - Viipymäaika: 60s
Huettig ym. 2017	Kiillotettavuus ja kulumiskestävyys	Valmistus: - Manuaali: PMMA; kylmäakryyli - Jyrsitty: PC - 3D-tulostettu: Valokoveteinen resiini, kauppanimi VarseoWax Splint (BEGO), kerrospaksuus 50 µm	- Abraasiotestilaite: Abrex, Innowep; Würzburg, Germany - Tutkimuskappaleita: 10 per materiaali - Hankausmäärä: 5000 - Voima: 5 N - Abraasiojälki 1cm - Liikerata pisaran mallinen, 45 asteen kulmassa - Voitelu: keinotekoinen sylki, lisättiin 50 kierroksen välein

		Vastakappale: magneesiumsilikaattipallo	
Kurt ym. 2012	Kulumiskestävyys	<p>Valmistus: manuaalisesti</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ureetaani-dimetakrylaatti - PMMA - MMAhan pohjautuva akryyli <p>Vastakappale: Teräspallo</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Purentasimulaattori: Chewing simulator CS-4: SD Mechatronik GMBH Feldkirchen-Germany - Tutkimuskappaleita: 20 per materiaali - Hankausmäärä: 30 000 - Taajuus: 1,6 Hz - Voima: 50 N - Lämpötila 30°C - Voitelu: demineralisoitu vesi - Puolet kappaleista testattu kuivana, puolet voideltuina
Lutz ym. 2019	Kulumiskestävyys ja murtumakestävyys	<p>Valmistus:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Manuaali: PMMA - Jyrsitty: Kirkas akryyli-kiekkö, kauppanimi Temp Basic Transpa (Zirkon-Zahn) - 3D-tulostettu: Metakryyli-pohjainen resiini, kauppanimi FotoDent splint; (Dreve Dentamid GmbH), DLP-tekniikka, kerrospaksuus 50 µm <p>Vastakappale: poistettu taka-alueen hammas</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Tutkimuskappaleita: 16 per materiaali (16 murtumakestävyys) - Hankausmäärä: 120 000 - Taajuus: 1,1 Hz - Voima: 50 N - Horisontaalinen liike: 0,7mm - Lämpötila: 37°C - Voitelu: Tislattu vesi

Reyes-Sevilla ym. 2018	Kuluminen erilaisia vastapurijoita vasten	<p>Valmistus:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Manuaali: PMMA ja polyamidi-mikrokristalliini - Jyrsitty: PMMA - 3D-tulostettu: PMMA <p>Vastakappaleet: Ruostumaton teräs, 2 erilaista yhdistelmämuovia; Filtek Supreme XT, Clearfil AP-X</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Kulumista simuloiva laite: ACTA Wear Machine. ACTA, eli Academic Center for Dentistry Amsterdam - Tutkimuskappaleita: 2 per materiaali - Hankausmäärä: 200 000 - Taajuus: 1 Hz - Voima: 15 N - Voitelu: tislattu vesi
Kübra ym. 2020	Kuluminen erilaisia vastapurijoita vasten	<p>Valmistus: manuaalisesti</p> <ul style="list-style-type: none"> - Polyamidi - Metyylimetakrylaatti - Uretaaniligomeeri - Metyylimetakrylaatti - Eteenidimetakrylaatti <p>Vastakappaleet: kiille, zirkonia, litiumdisilikaatti-lasi-keramia</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Purentasimulaattori: Chewing simulator CS-4: SD Mechatronik GMBH Feldkirchen-Germany - Tutkimuskappaleita: 16 per materiaali - Hankausmäärä: 30 000 - Taajuus: 1,6 Hz - Voima: 50 N - Horisontaalinen liike: 2mm - Lämpötila: 30°C - Voitelu: vesi - Puolet kappaleista testattu kuivana, puolet voideltuina